



Strål
säkerhets
myndigheten

Swedish Radiation Safety Authority

II International Workshop

*“Medical physics – the current status,
problems, the ways of development.
Innovation technologies”*

Workshop proceedings

Kyiv – 2012

II International Workshop

***„Medical physics – the current status,
problems, the way of development.
Innovation technologies”***

Workshop proceedings

September 27 – 28, 2012, Kyiv, Ukraine

UDC 3; 009; 33; 37; 159.9; 664; 624; 61; 007; 52; 504; 800; 002; 51; 53; 57.

Medical physics – the current status, problems, the way of development. Innovation technologies. Proceedings of 2nd International Workshop, September 27 – 28, 2012, Kyiv, Taras Shevchenko National University of Kyiv, 2012. – 192 p.

The published proceedings are speaker's and participant's papers of 2nd International Workshop "Medical physics – the current status, problems, the way of development. Innovation technologies". Proceedings are reflecting the scientific, methodical and practical results of scientific researches. Results are directed to improve the way of medical physics development in post-Soviet countries and further promotion of innovation technologies in the market of medical services.

The workshop is held by initiative of Taras Shevchenko National University of Kyiv and Swedish radiation safety authority (SSM) with the participation of specialists of leading institutions of higher education, medical and scientific organizations, authorities from EC countries, Belarus, Russia, Ukraine, and also representatives of Ministry of Education, Science, Youth and Sports of Ukraine, Ministry of Public Health of Ukraine, State Nuclear Regulatory Inspectorate of Ukraine, National Academy of Medical science of Ukraine, The National Institute for Strategic Studies. The workshop aim is cooperation of international community in the area of enlightenment, science, public health and nuclear regulation for effective training of specialists in medical physics.

Organizers of workshop:

Taras Shevchenko National University of Kyiv (KNU);

Training-Research Center of Radiation Safety of Taras Shevchenko National University of Kyiv;
Swedish radiation safety authority (SSM).

The workshop is holding by support of Swedish radiation safety authority in the frame of the project **"Support to development of quality assurance and quality control in medical radiology, phase 2"**.

Organizing committee:

<i>Chairman</i>	Hubersky L.V., academician of NAS of Ukraine, dr. (Philosophy), prof.
<i>International</i>	Adliene D., prof. of Kaunas University of Technology, Lithuania Sabol Jozef, prof. of The Czech Technical University in Prague, Czech Republic Chernyaev A.P., prof., pro-rector of M.V. Lomonosov Moscow State University, Russia
<i>KNU</i>	Anisimov I.O., dr. (Physics and Mathematics), prof. Aslamova L.I., director of TRC of Radiation Safety, PhD (Biology), senior researcher Bulavin L.A., academician of NAS of Ukraine, Dr. (Physics and Mathematics), prof. Kulish M.P. Corresponding Member of NAS of Ukraine, Dr. (Physics and Mathematics), prof. Makarets M.V., dr. (Physics and Mathematics), prof. Ostapchenko L.I., dr. (Biology), prof. Vyzhva S.A., pro-rector (scientific work), Dr. (Geology), prof. Grabovska E.V., PhD (Physics and Mathematics) – secretary of workshop
<i>SSM</i>	Project Leader Bejarano G.

The proceedings are reproduced from the author's original manuscripts, given to the organizers, edited by authors.

Другий міжнародний семінар

***„Медична фізика – сучасний стан,
проблеми, шляхи розвитку.
Новітні технології”***

Збірник наукових праць

27 – 28 вересня 2012 року, Київ, Україна

УДК 3; 009; 33; 37; 159.9; 664; 624; 61; 007; 52; 504; 800; 002; 51; 53; 57.

Медична фізика – сучасний стан, проблеми, шляхи розвитку. Новітні технології. Збірник наукових праць 2-го міжнародного семінару, 27 - 28 вересня 2012 р., м. Київ, Київський національний університет імені Тараса Шевченка, 2012. – 192 с.

Статті, що публікуються, являють собою матеріали доповідей та учасників 2-го міжнародного семінару „Медична фізика – сучасний стан, проблеми, шляхи розвитку. Новітні технології”, та відображають наукові, методичні та практичні результати досліджень, спрямованих на вдосконалення шляхів розвитку медичної фізики в країнах пострадянського простору, подальшого просування новітніх технологій на ринку медичних послуг.

Семінар проводиться за ініціативою Київського національного університету імені Тараса Шевченка та Шведського регулюючого органу (SSM) за участю фахівців з провідних вищих навчальних закладів, медичних, наукових та регулюючих установ країн ЄС, Білорусі, Росії, України, а також представників з Міністерства освіти і науки, молоді науки та спорту, Міністерства охорони здоров'я, Державної інспекції ядерного регулювання України, Академії медичних наук України, Національного інституту стратегічних досліджень. Метою семінару є об'єднання зусиль міжнародної спільноти в галузі освіти, науки, охорони здоров'я та ядерного регулювання для ефективної підготовки фахівців з медичної фізики.

Організатори семінару:

Київський національний університет імені Тараса Шевченка (КНУ);

Навчально-науковий центр радіаційної безпеки Київського національного університету імені Тараса Шевченка; Шведський регулюючий орган (SSM).

Семінар проводиться в рамках проекту **“Support to development of quality assurance and quality control in medical radiology, phase 2”**.

Спонсор семінару: ТДВ «Сєвєродонецький завод хімічного нестандартизованого обладнання».

Організаційний комітет:

<i>Голова</i>	Губерський Л.В., академік НАН України, д.ф.н., проф.
<i>Міжнародний</i>	Аделаїне Д., проф. Каунаського технологічного університету, Литва Саболь Й., проф. Чеського технічного університету в Празі, Чехія Черняєв А.П., проректор, проф. Московського державного університету ім. М.В. Ломоносова, Росія
<i>КНУ</i>	Анісімов І.О., д.ф.-м.н., проф. Асламова Л.І., директор ННЦ радіаційної безпеки, к.б.н., с.н.с. Булавін Л.А., академік НАН України, д.ф.-м.н., проф. Вижва С.А., проректор з наукової роботи, д.г.н., проф. Куліш М.П., член-кор. НАН України, д.ф.-м.н., проф. Макарець М.В., д.ф.-м.н., проф. Остапченко Л.І., д.б.н., проф. Грабовська Є.В., к.ф.-м.н. – секретар семінару.
<i>SSM</i>	Беярано Г., керівник проекту

Второй международный семинар

***„Медицинская физика – современное
состояние, проблемы, пути развития.
Новейшие технологии”***

Сборник научных трудов

27 – 28 сентября 2012 года, Киев, Украина

УДК 3; 009; 33; 37; 159.9; 664; 624; 61; 007; 52; 504; 800; 002; 51; 53; 57.

Медицинская физика – современное состояние, проблемы, пути развития. Новейшие технологии. Сборник научных трудов 2-го международного семинара, 27 - 28 сентября 2012 г., г. Киев, Киевский национальный университет имени Тараса Шевченко, 2012. – 192 с.

Публикуемые статьи представляют собой материалы докладчиков и участников 2-го международного семинара „Медицинская физика – современное состояние, проблемы, пути развития. Новейшие технологии”, и отображают научные, методические и практические результаты исследований, направленных на усовершенствование путей развития медицинской физики на постсоветском пространстве, дальнейшего продвижения новейших технологий на рынке медицинских услуг.

Семинар проводится по инициативе Киевского национального университета имени Тараса Шевченко и Шведского регулирующего органа (SSM) при участии специалистов ведущих высших учебных заведений, медицинских, научных и регулирующих организаций стран ЕС, Беларуси, России, Украины, а также представителей из Министерства образования, науки, молодежи и спорта, Министерства охраны здоровья, Государственной инспекции ядерного регулирования Украины, Академии медицинских наук Украины, Национального института стратегических исследований. Целью семинара есть объединение усилий международного сообщества в области просвещения, науки, охраны здоровья и ядерного регулирования для эффективной подготовки специалистов по медицинской физике.

Организаторы семинара:

Киевский национальный университет имени Тараса Шевченко (КНУ);

Учебно-научный центр радиационной безопасности Киевского национального университета имени Тараса Шевченко; Шведский регулирующий орган (SSM).

Семинар проводится в рамках проекта **“Support to development of quality assurance and quality control in medical radiology, phase 2”**.

Спонсор семинара: ТДВ «Северодонецкий завод химического нестандартизированного оборудования»

Организационный комитет:

Глава Губерский Л.В., академик НАН Украины, д.ф.н., проф.

Международный Аделаине Д., проф. Каунаского технологического университета, Литва
Саболь Й., проф. Чешского технического университета в Праге, Чехия
Черняев А.П., проректор, проф. Московского государственного университета им. М.В. Ломоносова, Россия

КНУ Анисимов И.О., д.ф.-м.н., проф.
Асламова Л.И., директор УНЦ радиационной безопасности, к.б.н., с.н.с.
Булавин Л.А., академик НАН Украины, д.ф.-м.н.
Выжва С.А., проректор по научной работе, д.г.н., проф.
Кулиш Н.П., член-кор. НАН Украины, д.ф.-м.н., проф.
Макарец Н.В., д.ф.-м.н., проф.
Остапченко Л.И., д.б.н., проф.

SSM Грабовська Є.В., к.ф.-м.н. – секретар семінару.
Беярано Г., руководитель проекта

Підготовка медичних фізиків вищими навчальними закладами

- Навчальні програми
- Клінічна практика
- Підвищення кваліфікації

Training of Medical Physicists by Higher Education Institutions

- Curriculum
 - Clinical practice
 - Professional development
-

ОРГАНИЗАЦИЯ ПОДГОТОВКИ МЕДИЦИНСКИХ ФИЗИКОВ В РЕСПУБЛИКЕ БЕЛАРУСЬ

И.Г. Тарутин¹, А.И. Тимошенко²

- 1) ГУ «РНПЦ онкологии и медицинской радиологии им. Н.Н. Александрова»
2) «Международный государственный экологический университет им. А.Д. Сахарова»
г. Минск, Беларусь

Аннотация. В статье приводятся мероприятия по утверждению в Республике Беларусь специальности «медицинская физика» и подготовке программ обучения на различных последовательных этапах получения специальности. Выбраны основные задачи профессиональной подготовки медицинских физиков.

Abstract. The arrangements about organization of “medical physicist” speciality in Belarus are described. The programs of different stage preparation are developed. The main tasks of physicists professional training are discussed.

Ключевые слова. Беларусь, медицинский физик, организация подготовки.

Keywords. Belarus, medical physicist, organization of studying.

Введение. Современная лучевая терапия характеризуется интенсивным внедрением новых высоко технологичных методов облучения онкологических больных главным образом на ускорителях электронов. Среди таких методов следует выделить радиотерапию с модулированной интенсивностью (IMRT), облучение под управлением рентгеновских изображений пациентов непосредственно на ускорителе перед и во время экспозиции, облучение, синхронизированное с дыханием пациентов, стереотаксическое облучение полями малых размеров. Появились ускорители, осуществляющие спиральное облучение пациентов, подобно спиральному облучению в компьютерных рентгеновских томографах. Оборудование для проведения лучевой терапии стало носить комплексный характер. Кроме ускорителей на этапе проведения подготовки пациентов к терапии стали применяться специализированные компьютерные рентгеновские и МР-томографы, ПЭТ-системы, сложнейшие компьютерные системы планирования облучения и расширенные наборы дозиметрического контроля облучения. Информационное обеспечение комплексов приняло современный вид на основе сложных технологий и сетевого обеспечения всего технологического процесса лучевой терапии.

Для того, чтобы весь комплекс лучевой терапии отвечал требованиям клинических специалистов по точности реализации рассчитанных условий облучения, необходимо внедрение прецизионных методов контроля качества работы всех аппаратов и приборов, используемых в технологическом процессе лучевой терапии.

В связи с изложенным, становится ясно, что клинический персонал не в состоянии самостоятельно применять на практике новую технику, новые методы расчета дозовых характеристик полей облучения, а также контроль качества применяемого оборудования.

Появление в клинических отделениях лучевой терапии физиков со специальной подготовкой оказалось закономерным и своевременным. Физики или медицинские физики уже давно работают в радиологических клиниках и не только в лучевой терапии, но и в диагностической радиологии и в ядерной медицине. Однако в современных условиях применения нового оборудования в радиационной медицине их роль неуклонно возрастает. Они стали непосредственно участвовать в клинических процедурах подготовки и облучения пациентов.

На международном уровне медицинские физики признаются равноправными участниками процессов реализации лучевой диагностики и лучевой терапии и несут равную с врачами ответственность за результаты лечения пациентов.

В разных странах Европы медицинские физики называются по-разному: радиотерапевтические физики, медицинские физики, медицинские физики в лучевой терапии, инженеры, инженеры-радиологи, госпитальные физики и т.п. Европейская ассоциация терапевтических радиологов и онкологов в 2011 году настоятельно рекомендовала ввести в странах Европы унифицированное название «Медицинский физик».

Основная часть. В Республике Беларусь до 2012 года специальность «Медицинская физика» отсутствовала. Клиникам рекомендовалось привлекать к работам в радиационной медицине специалистов физиков, биофизиков, инженеров-механиков по ремонту оборудования, инженеров-радиологов, инженеров-радиометристов, инженеров-радиофизиков, инженеров-радиоэлектроников. Но если часть таких специалистов может быть привлечена к работам по обслуживанию оборудования, применяемого в лучевой диагностике и лучевой терапии, то к работам по планированию условий облучения, контролю качества оборудования, дозиметрическому обеспечению, включая обоснованную оценку доз на пациентов, радиационной безопасности в медицине, перечисленных выше работников привлекать нельзя из-за отсутствия специальной подготовки. Им не хватает знаний по клинической радиобиологии, анатомии, физиологии, рентгенологии, онкологии и лучевой терапии и многого другого, то-есть того, что отличает от них медицинских физиков.

Чем сейчас располагает радиационная медицина в Республике Беларусь и сколько нужно медицинских физиков для работы в этой области сейчас и к 2020 году?

Диагностическая радиология страны использует в клиниках более 2500 рентгеновских аппаратов, около 70 компьютерных рентгеновских томографов. Ядерная медицина имеет в своем распоряжении 30 «активных» коек и 25 гамма-камер, в основном планарных. В лучевой терапии применяются 11 ускорителей, 18 гамма-терапевтических аппаратов для дистанционного облучения пациентов, 17 аппаратов для контактного облучения, 6 топометрических томографов, 10 симуляторов, более 30 систем компьютерного планирования облучения. В радиационной медицине в 2012 году работает 106 инженеров перечисленных выше специальностей. Уже сейчас 70 из них по выполняемой работе и после небольшой переподготовки и переаттестации могут быть классифицированы как медицинские физики. К 2020 году планируется значительное увеличение парка аппаратов и приборов в радиационной медицине, повышение их технологичности, сложности и качества, что потребует увеличения числа медицинских физиков до 200 человек.

В начале 2012 года Правительство Республики Беларусь приняло решение о начале подготовки кадров по специальности «Медицинская физика». Им было дано поручение Министерством образования, здравоохранения, по труду и социальному обеспечению ввести в общегосударственный классификатор страны должность «Медицинская физика» и начать подготовку специалистов первой степени высшего образования «Медицинская физика» сроком 5 лет по очной форме обучения в ГУО «Международный государственный экологический университет им. А.Д. Сахарова». МГЭУ им. А.Д. Сахарова накопил большой

опыт сотрудничества специалистов из различных отраслей, прежде всего, радиобиологии, радиационной медицины, с одной стороны, и ядерной физики, химии и техники – с другой.

Сегодня выпускники университета, работающие в онкологических учреждениях республики выполняют некоторые функции медицинских физиков. В то же время им необходимо получить более глубокие и системные теоретические знания на соответствующих курсах переподготовки, либо в магистратуре. В медицинскую физику также могут быть привлечены специалисты с высшим физическим или техническим образованием, которым необходимо дать, в первую очередь, основы медицинских знаний, а также развить и углубить их знания и навыки в области современной медицинской техники, в которой применяются источники ионизирующего излучения. Поэтому концепция создания и развития подготовки медицинских физиков в Республике Беларусь видится следующим образом.

1 этап. Открытие специальности 1 ступени высшего образования «Медицинская физика». На этой ступени будут готовиться специалисты на базе общего среднего и среднего специального образования. В течение 5 лет они должны получить базовое физическое образование, а также изучить специальные предметы, которые призваны сформировать основные профессиональные знания и навыки в области медицинской физики. Сегодня примерный перечень этих дисциплин видится следующим образом: анатомия, нормальная и патологическая физиология человека, основы медицинской биохимии, основы медицинской генетики, общая биофизика, биофизика неионизирующего излучения, радиохимия, радиационная химия, основы учения о внутренних болезнях, основы онкологии, включая молекулярную онкологию, биологическое действие ионизирующего излучения, основы интроскопии, медицинское облучение; безопасность жизнедеятельности, основы радиационной безопасности, медицинская электротехника и электроника и др. Для того, чтобы будущие медицинские физики могли работать в области ядерной медицины, им необходимо освоить основы радиофармацевтики. Чтобы они могли работать в других областях применения физики в медицине, обучаемым необходимо пройти курсы основ лазерной техники, ультразвуковой техники и магнито-резонансных методов. Теоретическое обучение должно сопровождаться соответствующим закреплением навыков во время учебных и производственных практик. Таким образом, учебный план подготовки медицинских физиков на базе среднего образования представляется весьма напряженным.

2 этап. Открытие переподготовки по специальности «Медицинская физика». Это необходимо для удовлетворения текущей потребности системы здравоохранения в медицинских физиках. Переподготовка может быть открыта для специалистов, имеющих высшее образование по следующим специальностям первой ступени:

- 1-31 04 01 «Физика (по направлениям)»,
- 1-31 04 02 «Радиофизика»,
- 1-33 01 03 «Радиоз экология»,
- 1-36 04 01 «Электронно-оптические системы и технологии»,
- 1-36 04 02 «Промышленная электроника»,
- 1-100 01 01 «Ядерная и радиационная безопасность».

Для специалистов, имеющих высшее образование первой ступени по данным специальностям и уже привлеченных к работе в системе Министерства здравоохранения Республики Беларусь, было бы целесообразно предусмотреть возможность организации вечерней, либо заочной форм обучения по данной специальности.

3 этап. Открытие подготовки магистров (2 ступень высшего образования). В настоящее время в Республике Беларусь созданы правовые основы для формирования практико-ориентированных специальностей магистратуры, на которых будет вестись подготовка высококвалифицированных специалистов, способных в будущем стать экспертами в своей области. Одна из важнейших задач экспертов в области медицинской физики – разработка программы действий по введению в эксплуатацию источников ионизирующего излучения в медицине, обеспечение радиационной безопасности персонала и должного качества

облучения пациентов. Поэтому обучение в магистратуре по специальности «Медицинская физика» необходимо вести только для специалистов, получивших базовое образование первой ступени в области медицинской физики или прошедших переподготовку в данной области. Содержание подготовки в магистратуре по специальности «Медицинская физика» должно быть сосредоточено на вопросах обоснования медицинского облучения и обеспечения должного его качества, технических и организационных средствах и методах обеспечения радиационной защиты персонала и населения.

4 этап. Подготовка в республике специалистов – медицинских физиков высшей квалификации.

В настоящее время перечень основных обязанностей медицинских физиков сосредотачивается, главным образом, в области применения источников ионизирующего излучения. В связи с этим представляется целесообразным на данном этапе сосредоточиться на следующих основных профессиональных задачах медицинских физиков:

- Участие в планировании облучения пациента;

- Тестирование и организация обслуживания приборов и аппаратов;

- Тестирование при приемке в эксплуатацию нового оборудования;

- Тесты приемки-сдачи оборудования после крупного (годового) обслуживания;

- Дозиметрические измерения, техническая верификация и обслуживание приборов, аппаратов и методик диагностики и лечения, в том числе:

 - Калибровка дозиметров (включая дозиметрические сличения для контроля качества);

 - Калибровка аппаратов лучевой терапии и брахитерапии, дозиметрического оборудования;

- Сбор данных о пучках, генерируемых на ускорителях или радионуклидными источниками, для ввода в системы планирования облучения;

- Измерения глубинных распределений поглощенной дозы и профилей по утвержденным методикам и протоколам;

- Создание и совершенствование дозиметрических систем и протоколов;

- Дозиметрия при замене источников;

- Измерения распределений дозы при выбранной конфигурации источников;

- Улучшение системы дозиметрического контроля, включая контроль фона в отделении;

- Контроль качества аппаратов согласно существующим правилам и протоколам: устройств, относящихся к диагностике, лечению, дозиметрии и радиационной безопасности.

- Организация планового и внепланового обслуживания приборов и аппаратов;

- Тестирование аппаратов после перезарядки или ремонта источников и после годового обслуживания;

- Радиационный и дозиметрический контроль персонала и пациентов при введении радиофармпрепаратов;

- Организация и контроль радиационного мониторинга помещений отделения ядерной медицины;

- Контроль обращения радиофармпрепаратов в отделении.

- Специальные задачи по радиационной защите при проведении всех видов работ с источниками ионизирующего излучения и радионуклидными материалами:

- Участие в планировании установки нового оборудования и новых методик применения радиофармпрепаратов;

- Измерение параметров радиационной защиты при использовании гетерогенных фантомов человека с введенными источниками излучения в брахитерапии;

- Подготовка новых и модернизация существующих руководств и правил;

- Информирование регулирующих органов о движении радиоактивных материалов в отделении и учреждении;

- Разработка мероприятий по ослаблению негативных последствий радиационных аварий с источниками ионизирующего излучения, восстановлению контроля над источником, осуществлению мер радиационной защиты при перевозке медицинских радиоактивных

источников, утилизации и захоронении радиоактивных отходов, возникающих в при оказании медицинских услуг;

Участие в расследовании и анализе причин несчастных случаев и профессиональных заболеваний, в разработке мероприятий по их предупреждению, в проверке знаний правил радиационной безопасности у персонала организации или учреждения;

Участие в работе по анализу причин возникновения и предупреждения чрезвычайных ситуаций с источниками ионизирующего излучения;

Участие в приемке вновь построенных и реконструированных объектов медицинского учреждения, использующего источники ионизирующего излучения;

Разработка мероприятий по управлению радиационной безопасностью и обеспечению должного уровня культуры безопасности в учреждении;

Разработка предложений по совершенствованию системы радиационной безопасности в учреждении.

Проведение научных исследований по отдельным разделам (этапам, заданиям) темы в качестве ответственного исполнителя или совместно с научным руководителем, в том числе:

Обработка, анализ результатов наблюдений и экспериментов;

Составление планов и программ исследований и разработок;

Выработка практических рекомендаций по использованию результатов исследований и разработок.

Подготовка инновационных и управленческих решений.

Заключение. Развитие физической науки, расширение применений ее достижений в медицине потребует дальнейшего расширения задач, стоящих перед медицинскими физиками. В этом случае можно будет говорить о введении в специальности «Медицинская физика» соответствующих специализаций. Конкретный перечень этих специализаций и объем подготовки по ним будут определяться как уровнем развития технологий, так потребностями системы здравоохранения. Их детализация, а также уточнение профессиональных обязанностей медицинских физиков могут стать насущной задачей уже в ближайшем будущем.

В дальнейшем на 4 этапе можно будет ставить вопрос о подготовке в республике специалистов – медицинских физиков высшей квалификации.

EDUCATION AND PROFESSIONAL DEVELOPMENT OF MEDICAL PHYSICISTS – EUROPEAN RECOMMENDATIONS AND IMPLEMENTATION IN BULGARIA

J. Vassileva

National Centre of Radiobiology and Radiation Protection (NCRPP)

3, Georgi Sofijski str., Sofia 1606, Bulgaria;

+(359) (2) 9531733; j.vassileva@ncrrp.org

Abstract. The International Organization for Medical Physics (IOMP), the European Federation of Organizations for Medical Physics (EFOMP) as well as a number of national organizations for Medical Physics in different countries have a clear concept for the qualification levels of the medical physics specialists, for the recognition scheme of their qualification and for the organization of the medical physics activities in a clinical environment. The legal requirements for medical physics expert's involvement in medicine was introduced in Bulgaria with an Ordinance of the Ministry of Health for Radiation Protection of Individuals at Medical Exposure. The paper presents the existing system for education, training, certification and professional development of medical physicists in Bulgaria.

Key words: Medical Physicists, Education, Training, and Professional Development

Medical Physics and Medical Physicists. According to the definition given by the International Organization for Medical Physics (IOMP), Medical Physics is a branch of Applied

Physics, pursued by medical physicists, that uses physics principles, methods and techniques in practice and research for the prevention, diagnosis and treatment of human diseases with a specific goal of improving human health and well-being [1]. Medical physics may be classified into a number of sub-fields: Radiation Oncology Physics; Medical Imaging Physics; Nuclear Medicine Physics; Medical Health Physics (Radiation Protection in Medicine); Non-ionizing Medical Radiation Physics; Physiological Measurement [1]. The occupation of 'Medical Physicist' has been explicitly included for the first time in the latest version of the International Standard Classification of Occupations (ISCO-08) under group 2111, 'Physicists and Astronomers'.

Medical Physicists (MP) work in clinical, academic or research institutions. Those medical physicists who work in clinical environment are health professionals, with education and specialist training in the concepts and techniques of applying physics in medicine, competent to practice independently in one or more of the subfields (specialties) of medical physics [1].

In the IOMP Policy statements 1 and 2 the key roles and responsibilities of medical physicists are described in details, as well as requirements to their education, training and professional certification [1, 2].

Medical Physics qualification leveles in Europe. European Federation of Organisations of Medical Physics (EFOMP) is an umbrella organisation for national medical physics organisations, with objective to harmonise and promote the best practice of medical physics within Europe. For many years EFOMP releases Policy statements on the role of medical physicists, education, training and professional qualification [3-7].

The EFOMP qualification scheme comprises four levels:

Entrance level – at least a Bachelors degree (B.Sc) in Physics or in other relevant topics in Natural Sciences (for the last group an additional preparatory training shall be required);

First level – “Medical Physicist” – a physicist who passed a formal course of lectures, seminars, tutorial work and practical work (at least 300-400 hours) – this level is equivalent to the Master of Science degree in Medical physics obtained from an accredited academic course. The MP should be considered not to have sufficient training to work independently; he/she performs the clinical job under the supervision of a medical physicist at senior level (specialist).

Second level – “Specialist in Medical Physics” or “Qualified Medical Physicist” – MP with at least two years in-service training (practical clinical residency) in Medical Physics specialty, performed in an accredited institution. The certificate issued gives rights to work independently.

Third level is an “Medical Physics Expert”. The term Medical Physics Expert (MPE) was introduced in 1997 in the European Council Directive 97/43/Euratom on health protection of individuals against the dangers of ionising radiation in relation to medical exposure [8]. This Directive defines MPE as an expert in radiation physics or radiation technology applied to exposure, within the scope of this Directive, whose training and competence to act is recognized by the competent authorities; and who, as appropriate, acts or gives advice on patient dosimetry, on the development and use of complex techniques and equipment, on optimization, on quality assurance, including quality control, and on other matters relating to radiation protection, concerning exposure within the scope of this Directive".

To respond to the Medical Exposure Directive (MED) 97/43/Euratom, EFOMP released Policy Statement “Radiation Protection of the Patient in Europe: The Training of the Medical Physics Expert in Radiation Physics or Radiation Technology” [5]. In this document, EFOMP presents its recommendations on the role and the competence requirements of the Medical Physics Expert, as defined in this Directive, together with recommendations on education, training and continuing professional development (CPD). EFOMP recommends that all medical physicists who have completed their basic education and training should be actively involved in CPD to maintain and increase competence and expertise after qualification. A five year cycle of re-certification and re-recognition is recommended.

To facilitate the harmonisation of the MPE among the Member States aiming at their cross-border mobility, the European Commission launched in 2010 a 2-year project, aimed at development of European Guidance on the MPE containing appropriate recommendations on

harmonising education, training and recognition requirements for the MPE in the European Union within the existing EU legislative network. This draft document is under final review by the European Commission.

Medical Physics education and training in Bulgaria. In the early years, the physicists entering the medical field should grow their knowledge and expertise mostly through self-learning. To strengthen the clinical training of physicists working in the health care, the Bulgarian Society of Biomedical Physics and Engineering (BSBPE) initiated in the early 80's the introduction of formal structured postgraduate courses in Medical Radiation Physics and Medical Hygiene Physics. The society was also the engine for introduction of university education in Medical Physics in Bulgaria in the 90's.

The present scheme of education and training of medical physicists in Bulgaria is presented on figure 1.

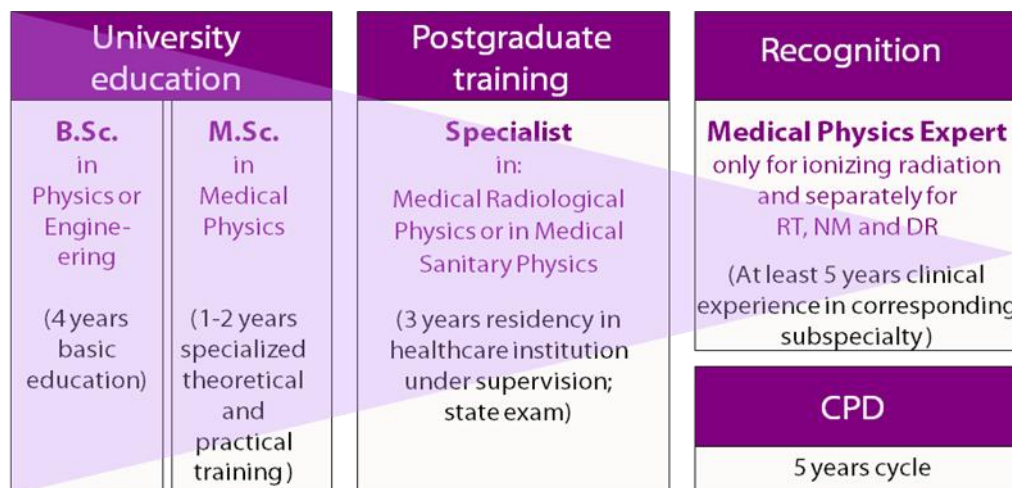


Fig. 1. Present scheme of education and training of medical physicists in Bulgaria

University education. In 1992/93, the **University of Shumen** "Episkop Konstantin Preslavski" introduced "Medical Physics and Radioecology" as a new specialization for physics students, within the 5-years university study in Physics. Following the reforms in the university education in Bulgaria, after 2001 two levels were introduced: 4-years B.Sc. program in general Physics and M.Sc. program in Medical Physics and Radioecology comprising an additional study of 3 terms (1,5 academic years). This course was practically oriented to the application of ionizing radiation in medicine, as well as to the health physics and radioecology. The curriculum balanced efficiently theoretical and practical training and included courses on radiation dosimetry, radiation protection, medical electronics, physics of radiotherapy, physics of medical imaging, radioecology, non-ionizing physical factors, medical application of lasers, etc. Leading Bulgarian specialists from the relevant fields of medical physics were invited to lecture. A big advantage of this course was the close cooperation between the University and the Regional Hospital in Shumen providing a clinical base for practical training. The duration of this course was 1,5 academic years organized in 2 terms lectures and exams and 1 term practical training and preparation of M.Sc. thesis. For more than 10 years this program was the main supplier of the clinics with MPs. Unfortunately in 2008, the University of Shumen temporarily lost the accreditation for education in M.Sc. programs in Physics, and thus the Medical Physics education in the North East part of Bulgaria has been blocked, leading to the notable shortage of MPs in this part of the country in past years.

The second M.Sc. course in Medical radiation physics and engineering was introduced in 1997 in the Inter-University Education Centre (IUC) in Plovdiv – the second biggest town in the country. This center was created under the frame of an EC TEMPUS project. Consortium of six universities was involved: three from Bulgaria (Medical University; Technical University and University of Plovdiv), with the support of the King's College London, University of Florence, and the University of Dublin Trinity College. Curriculum was prepared in line with the best international standards and following the IPPEM criteria. In order to arrange the contribution of

highly experienced lecturers from different universities, hospitals and research institutions to the teaching process the course was developed as fully modularized. The course consisted of 12 modules, divided in two terms (one full academic year). The course syllabus was stressed mostly on clinical radiation physics including also elements of medical radiation equipment engineering. During the first five years the program run in English and was accredited by IPEM. Later after the TEMPUS project finished, the training changed to Bulgarian language and few years later the M.Sc. program in Medical Radiation Physics and Engineering moved under the umbrella of the Plovdiv University “Paisii Hilendarski”.

The third university program in Medical physics was introduced in 1998 in the biggest university in Bulgaria, Sofia University “St. Kliment Ohridski”. Initially it was designed as a module in the Bc.S. degree, but soon later it was structured as a Mc.S. degree program with the broadest curricula on different physics aspects applied to medicine and biology. This course covers wide range of subjects like biophysics, biomechanics, optics and electro-optical methods in clinical practice, medical application of lasers and acoustics, signal and image processing as well as the radiation physics and physics of radiation therapy, nuclear medicine and medical imaging. Nowadays this M.Sc. program is the main supplier of MPs for hospitals and other healthcare institutions and research centers.

For four years Sofia University and Plovdiv University provide also 4-years Bachelor program in Medical Physics.

Postgraduate education and training. In 1982 the Ministry of Health approved two postgraduate courses for physicists working in the healthcare: Medical Radiological Physics for physicists working in the radiological field and Medical Sanitary Physics for application of non-ionizing radiation. Thus, the Medical Physics was recognized in the country as one of the important paramedical specialties. These two courses still exist, being a part of the well established system of postgraduate training of healthcare specialists. The training is performed under the umbrella of the Medical University of Sofia. The admission to the training is given to physicists or engineers who already work in the field and successfully passed an admission exam. The training program is based on a 3 years residency under the supervision of experienced medical physicist, modules of lectures, individual clinical training, several intermediate exams and final state exam. The trainee who successfully completed the program gets a diploma of a Specialist in Medical Radiological Physics or Medical Sanitary Physics correspondingly.

The *training program in Medical Radiological Physics* is provided for physicists working in radiotherapy, nuclear medicine, diagnostic radiology and radiation protection. The curriculum is composed of two parts: basic modules and specialised modules. Examples of basic modules are biology, anatomy and physiology; Interactions of radiation with matter; Ionising radiation in medicine, and specialised modules are Radiometry and dosimetry; Radiation protection; Physics of radiotherapy; Nuclear medicine; Medical imaging. For each trainee an individual training plan is agreed and a personal supervisor is appointed. This plan includes training elements for each module, its duration, and the institution where the training will be performed. The trainee keeps records of the implemented practical tasks and the created portfolio is presented at the examination board. Because of the insufficient number of supervisors, the training is performed only in few institutions in Sofia. Only a holder of diploma of Specialist in Medical Radiological Physics can act as a MPE according to the Bulgarian legislation. The number of trainees entering the postgraduate program each year varies from 2 to 8, with a notable increase after the formal introduction in 2005 of the requirements for MPs involvement in radiological field.

The *training program in Medical Sanitary Physics* is run by the Laboratory of Physical Factors incl. non-ionizing radiation at the National Centre of Public Health Protection (NCPHP). The curriculum is also composed of two parts: basic modules and specialised modules. Examples of basic modules are hygiene, biophysics, statistics, methodological aspects of investigation of the biological effects of physical factors, quality politics, databases and specialised modules are different physical agents (mechanical, climatic, optical, non-ionizing electromagnetic radiation, etc,

as well as training in measurements, norming and protection from physical agents. The individual training program is adapted to the field of interest of every trainee.

Medical Physics Expert recognition. Bulgaria became a member of the European Union in 2007 and the national legislation was harmonised with the European by an Ordinance of the Ministry of Health for protection of individuals at medical exposure, enforced in October 2005. This regulation requires MPE to be recognised separately for Radiotherapy, Nuclear Medicine or Diagnostic and Interventional Radiology, and defines the training requirements. To act as a MPE, one should hold diploma of a Specialist in Medical Radiological Physics and should have at least 5 years clinical experience in the corresponding field. This recognition is not yet implemented in practice but is foreseen to be given by the State examination body in Medical Radiological Physics at the Ministry of Health on the basis of CPD system, which is under elaboration and discussion by the BSBPE.

1. IOMP Policy Statement No. 1. The Medical Physicist: Role and Responsibilities. Approved by the IOMP Council in WC 2012, Beijing, China.
http://www.iomp.org/sites/default/files/iomp_policy_statement_no_1_0.pdf
2. IOMP Policy Statement No. 2. Basic Requirements for Education and Training of Medical Physicists. Approved by the IOMP Council in WC 2012, Beijing, China.
http://www.iomp.org/sites/default/files/iomp_policy_statement_no_2_0.pdf
3. EFOMP Policy Statement No. 6: Recommended guidelines of National Registration Schemes for Medical Physicists. *Physica Medica* 1995; XI (4): 157-159
4. EFOMP Policy Statement No. 8: Continuing Professional Development for the Medical Physicist. *Physica Medica* 1998; XIV (2): 81-83
5. EFOMP Policy Statement No. 9: Radiation Protection of the Patient in Europe: The Training of the Medical Physics Expert in Radiation Physics or Radiation Technology. *Physica Medica* 1999; XV (3): 149-153
6. EFOMP Policy Statement No. 10: Recommended Guidelines on National Schemes for Continuing Professional Development of Medical Physicists. *Physica Medica* 2001; XVII (2) 97-101.
7. EFOMP Policy Statement No. 12: The present status of Medical Physics Education and Training in Europe. New perspectives and EFOMP recommendations. *Physica Medica* 2010; (26) 1-5.
8. Council Directive 97/43/Euratom of 30 June 1997 on health protection of individuals against the dangers of ionising radiation in relation to medical exposure. Official Journal of the European Communities; 9 July 1977:22. No. L 190

PROGRAM FOR MEDICAL PHYSICISTS TRAINING AT STOCKHOLM UNIVERSITY

I. Toma-Dasu

*Medical Radiation Physics, Department of Physics, Stockholm University,
Box 260 S-171 76 Stockholm Sweden,
+46-8-51774839, Iuliana.Livia.Dasu@ki.se*

Abstract: Stockholm University is one of the four universities in Sweden offering a program for the education of hospital physicists in Sweden. The program for obtaining a degree as hospital physicist comprises five years of studies leading both to a Master in Science degree and a professional certification. The accreditation as a hospital physicist in Sweden is based on this MSc and professional degree.

Key words: Education, hospital physics degree, accreditation, Stockholm University

Sweden is one of the countries where the profession of hospital physicist has a long history and tradition. The use of ionising radiation for medical applications both in diagnostic imaging and therapy has started very soon after the discovery of "a new kind of ray" on the 8th of November 1895 by Wilhelm Conrad Röntgen. Very few years after this major discovery, in 1899, the first

patient was treated for cancer with radiation in Stockholm at the Stenbecks Institute. It became evident at a rather early stage that there was an acute need for trained physicists to become involved in the use of ionising radiation for medical purposes together with the clinical team. The first experiments with radiation therapy and the dosimetry associated with them were based entirely on empirical observations of reactions occurring after the treatment in skin, mucous membranes and tumours. It was not until the physicists became involved that radiation dosimetry became a physical science. The first physicist involved in this field in Sweden was Rolf Sievert in 1920. His main duties were to keep a check on the radium supplies and the x-ray tube with respect to technical maintenance and radiation dosimetry. The radiation physics laboratory gradually developed to include the extensive research and control of the delivered dose. In 1941 Rolf Sievert was appointed professor in Radiation Physics and head of the then newly opened Department of Radiation Physics, at Karolinska Institutet. Since then, the field has gradually developed and the requirements for the medical physicists have become more complex and with interdisciplinary character. In Stockholm, Medical Radiation Physics education is now carried on within the Department of Physics at Stockholm University in close collaboration with the Department of Oncology and Pathology at Karolinska Institutet and Karolinska University Hospital.

The educational program for obtaining a Medical Physics Degree comprises five full years of studies. A schematic illustration of the program is shown in figure 1.

The first two years of studies are common for all physics students at Stockholm University, regardless their future specialization. They include studies in mathematics and general physics. The third year of the program is dedicated to general courses in radiation physics, starting with two courses in quantum mechanics. After these two courses the specific education in Medical Radiation Physics begins with courses in radiation sources, including radioactive sources and accelerators, interaction of ionizing radiation with matter, detectors and dosimetry. The last courses of the third year are dedicated to radiation biology and radiation protection. Based on the three years of education the students can leave the program being qualified to work in the radiation protection area. The fourth year of studies starts with a course in anatomy, physiology and oncology, which is supposed to ensure the medical orientation of the students. After this course, the fourth year of studies is almost exclusively dedicated to courses related to the use of radiation for diagnostic purposes including specific courses on diagnostic radiology, nuclear medicine and MRI (magnetic resonance imaging) and two courses related to image analysis in general. During the clinical courses on diagnostic radiology, nuclear medicine and MRI about one third of the course time is dedicated to clinical training within the hospital. Finally, on the last year of studies, the students dedicate their time to radiotherapy. The study of radiotherapy is divided into two main modules, one having a more theoretical character and one comprising the clinical practice in the hospital. The last term of the five years of studies is dedicated to the MSc thesis project. This project can be performed at the university department, in a hospital or even at a company that is active in the radiation physics area. The results of the project are reported both as oral presentation and as a written report.

	AUTUMN SEMESTER				SPRING SEMESTER			
YEAR 1	Math. Analysis I 7.5p		Math. Analysis II 7.5p		Mechanics 12p	Experimental methods 12p	Computers 6p	
	Intro. Math 7.5p		Linear algebra I 7.5p					
YEAR 2	Math. Analysis III 7.5p		Math. Analysis IV 7.5p		Electro- magnetism 12p	Waves-optics 10.5p	Thermo. 7.5p	
	Linear algebra II 7.5p		Num. Methods 7.5p					
YEAR 3	Quantum phys 7.5p	Appl. quantum phys 7.5p	Rad. sources 6p	Radiation interaction 10p	Rad. Detectors 7.5p	Dosimetry 7.5p	Rad. Biology 7.5	Rad. Protect. 7.5p
YEAR 4	Anatomy Phys.Onc. 7.5p	Imaging I 6p	Biostat. 7.5p	Diagnostic radiology 10.5p	Magnetic Resonance Imaging. 10p	Nuclear Medicine 11p	Imaging II 7.5p	
YEAR 5	Radiotherapy physics and biology 22.5			Clinical Radiotherapy 7.5	MSc THESIS 30p			

Fig. 1 Schematic illustration of the medical physics program at Stockholm University

A more detailed description of the clinical courses, Diagnostic Radiology Physics, Magnetic Resonance Imaging and Spectroscopy, Physics of Nuclear Medicine and Radiotherapy Physics and Biology, is given below.

The course in Diagnostic Radiology Physics aims to give the students basic theoretical and practical knowledge of the physics of diagnostic radiology imaging and to prepare the students for working as medical physicists in diagnostic radiology. The course deals with the production of X rays and the optimal beam quality for different types of diagnostic techniques. Methods to optimize image quality, radiation dose for various detection methods and image processing are discussed in detail. Special methods of examination, computed tomography and mammography are also presented. An important part of the course is the radiation protection aspect, both for patients and staff. Both legal and practical aspects are addressed. Some parts of the course involve work-based education where students actively participate in the clinical hospital physical activity and implement quality control on X-ray equipment. The course also includes the principles of generation and detection of ultrasound technique. Different clinical applications of ultrasound in pulsed-echometods, Doppler technology and quality controls are an important part of the course.

The course in Magnetic Resonance Imaging and Spectroscopy aims to give basic theoretical and practical knowledge of the physics of magnetic resonance imaging and spectroscopy and to prepare the student for working as a medical physicist in MRI. The course contains lectures on basic NMR physics, spatial encoding, the k-space and image reconstruction, contrast media, basic pulse sequences and pulse sequence parameters and artefacts. The course also contains lectures on apparatus (magnets, coils, gradients), biological effects and safety in clinical studies, advanced MRI (echo-planar imaging, diffusion weighted, flow imaging etc), NMR spectroscopy and quality assurance.

The course in Physics of Nuclear Medicine aims to give basic theoretical and practical knowledge on the physics of nuclear medicine, both diagnostic and therapeutic and to prepare the students for working as medical physicists in nuclear medicine. The course includes lectures on production of radionuclides, radiopharmacy and radiopharmacology, instrumentation (Gamma camera and positron camera), imaging techniques (planar imaging and emission tomography), reconstruction algorithms and correction algorithms, quality checks, calibration and optimization, various imaging techniques and studies with multiple radionuclides, clinical applications in nuclear medicine, internal dosimetry, MIRD-formalism, systemic radiotherapy with radionuclides,

compartment analysis and kinetic models, body organs and phantom models and of course radiation protection aspects related to nuclear medicine.

The course in Radiotherapy Physics and Biology aims to give basic theoretical and practical knowledge of the physics and biology of radiation therapy and to prepare the student for working as medical physicist in radiotherapy. The course covers the theoretical background of radiation physics and radiobiological processes of interest for both external beam therapy and brachytherapy. The following aspects are analyzed and studied: physical and dosimetric aspects of clinical radiation field (external and brachy), commissioning, acceptance and calibration of accelerators for radiotherapy and brachytherapy sources with the help of international recommendations and the relevant dosimetric equipment, algorithms for dose calculation in treatment planning systems, modelling aspects and limitations, quality assurance and quality control in radiotherapy and verification of patient treatment, clinical radiation biology of the tumour and normal tissues, patient and staff radiation protection under national and international regulations.

The overall aim of the education for hospital physicist in Stockholm is therefore the formation of highly qualified professionals fulfilling the requirements of the Swedish National Board of Health and Welfare which specify that the hospital physicists should be able to handle the radiation protection issues for staff and patients, to perform the quality audit of the techniques and equipment, to provide information to patients and relatives, to perform teaching for the staff and students, ensure the quality control of the equipment and the methods, to introduce new diagnostic and therapeutic methods, to participate in research and to provide emergency service at radiation accidents. Furthermore, the aim of our education is to train medical physicists in all the clinical fields in the hospitals, including diagnostic and therapy, to be able to work and to integrate in the clinical team that puts above everything else the deep, compassionate and professional care for the patients.

The help and contribution of Associate Professor Bo Nilsson is kindly acknowledged.

СТАН МЕДИЧНОЇ ФІЗИКИ В УКРАЇНІ

Л.І. Асламова

*Навчально-науковий центр радіаційної безпеки, Київський національний університет імені Тараса Шевченка, вул. Володимирська, 64/13, м. Київ, Україна, 01601;
+(38)(044) 521 32 84; radbez@gmail.com*

Анотація. Розглядається стан медичної фізики в Україні, а саме - потреби медичних установ у спеціалістах, підготовка та підвищення кваліфікації медичних фізиків, розвиток нормативно-правової бази.

Аннотация. Рассматривается состояние медицинской физики в Украине, а именно – потребность медицинских организаций в специалистах, подготовка и повышение квалификации медицинских физиков, развитие нормативно-правовой базы.

Anotation. The present state of medical physics in Ukraine is discussed, namely, the needs of medical organizations in specialists, education and professional development of medical physicists, evolution of regulatory-law base.

Ключові слова: медична фізика, освіта, нормативно-правова база.

Ключевые слова: медицинская физика, образование, нормативно-правовая база.

Key words: medical physics, education, regulatory-law base.

Аналіз сучасних тенденцій розвитку та впровадження інноваційних технологій демонструє їх зростаюче накопичення у національному потенціалі більшості держав. Насамперед, це новітні медико-фізичні технології, що покращили якість надання медичних послуг та створили умови до появи нової науки та спеціальності — медичної фізики.

Медичний фізик має: інтегрувати фізико-математичні, радіобіологічні, медичні знання; брати участь у створенні й використанні всіх можливостей сучасної наукомісткої медичної техніки; розділяти з лікарем відповідальність за якість лікування/безпеку пацієнтів; забезпечувати оптимізацію дозового навантаження на пацієнтів, запобігаючи невинуватене переопромінення [1,2]. Тому без медичних фізиків наразі не може повноцінно функціонувати жодний медичний заклад у Європі, Америці та інших високорозвинених країнах світу.

У Директиві EURATOM встановлено вимоги до медичних фізиків, змісту та завдань їхньої діяльності, а саме; „Медичний фізик — головний фахівець у галузі радіаційної фізики або технології медичного опромінення, який володіє кваліфікацією, визнаною у встановленому законодавством порядку, та забезпечує лікувальний процес належною дозиметрією, застосовуючи складні методики й устаткування; оптимізацію радіаційної безпеки, забезпечення якості, в тому числі і з питань контролю якості, а також в інших областях радіаційної безпеки, в яких застосовується медичне опромінення” [3].

Більшість рекомендацій міжнародних організацій медичних фізиків пов’язані саме з радіаційними технологіями та радіаційною безпекою при підготовці, підвищенні кваліфікації фахівців з медичної фізики. Проте, лівова частка вищих навчальних закладів різних держав при формуванні національних освітніх програм включає набір дисциплін, які пов’язані з дією як іонізуючого, так і неіонізуючого випромінювання [4-6].

Перелік міжнародних організацій медичних фізиків:

American Association of Physicists in Medicine (AAPM)

American Board of Radiology (ABR)

American College of Medical Physics (ACMP)

American Society for Therapeutic Radiology And Oncology (ASTRO)

Association of physical scientists in medicine (APSM)

Association of physical scientists in medicine (APSM) (Ireland)

Australasian college of physical scientists and engineers in medicine (ACPSEM)

Australian and New Zealand Society of Nuclear Medicine (ANZSNM)

Canadian Organization of Medical Physicists (COMP)

European Federation of Organisations for Medical Physics (EFOMP)

Institute of Physics and Engineering in Medicine (IPEM)

International Organization for Medical Physics (IOMP)

International Society for Magnetic Resonance in Medicine (ISMRM)

Japan Society of Medical Physics (JSMP)

Radiological Society of North America (RSNA)

Spanish Nuclear Medicine Society (SNMS)

Swiss Society for Radiobiology and Medical Physics (SGSMP).

Нажаль, в нормативно-правових документах України не відбувається належне відтворення рекомендацій Директиві EURATOM щодо вимог, змісту та завдань медичних фізиків. Тому в сучасних умовах, особливого значення набуває прийнятий 31 серпня 2011 року Радою управляючих МАГАТЄ „Safety Requirements: Radiation Protection and Safety of Radiation Sources: International Basic Safety Standards” [7] в якому:

- чітко визначено відповідальність Уряду щодо створення правової та регулюючої основи для забезпечення захисту та безпеки в усіх ситуаціях опромінення;
- запропонована нова системи протирадіаційного захисту;
- оптимізувати стан захисту та безпеки населення при застосуванні джерел іонізуючого випромінювання в галузі охорони здоров’я. Тому, потрібно активізувати підготовку українських фахівців з медичної фізики з урахуванням міжнародного досвіду.

За інформацією Держатомрегулювання в Україні станом на II квартал 2012 р. в державі використовуються 11 лінійних прискорювачів, найближчим часом планується введення ще 6-х. Створено 2 PET центри - в клінічній лікарні “Феофанія” та Київський міський онкологічній лікарні. Будівництво нового центру заплановано у Донецькому обласному

клінічному територіальному медичному об'єднанні. В Центрі онкології і радіохірургії „Кібер Клініка Спіженка” вдало експлуатується новітня система стереотаксичної радіаційної хірургії „Кібер Ніж”. Тому актуальність і потреба в медичних фізиках в державі не викликає сумнів.

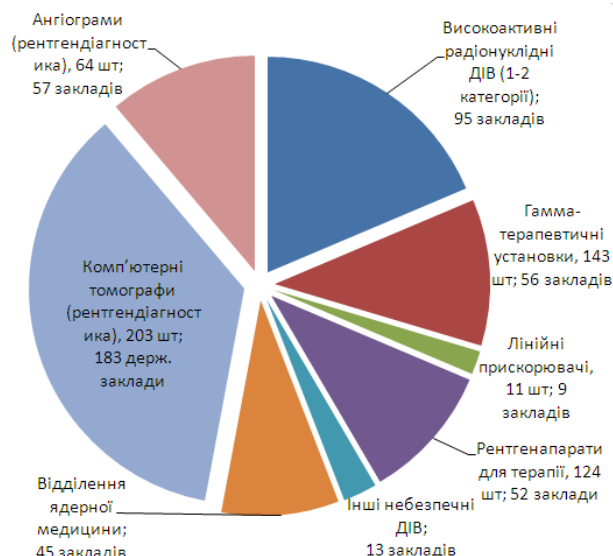


Рис. 1. Використання ДІВ в медичних закладах України.

За даними Асоціації радіологів України, представленими на виставці «Охорона здоров'я – 2011» в державі щорічно виконується понад 20 млн. рентгенодіагностичних досліджень та 20 млн. профілактичних флюорографій - у зв'язку з загостренням останнім часом проблеми туберкульозу.

Тому, для ефективного використання сучасної наукоємної медичної техніки, забезпечення системи якості та культури безпеки при наданні медичних послуг з джерелами іонізуючого випромінювання, Україні потрібні висококваліфіковані фахівці – медичні фізики. Але, на жаль, можна констатувати, що на сьогодні жоден державний медичний заклад не має в штатному розкладу посади „медичний фізик”. Хоча, безумовно певна частка медичного персоналу, в деякій мірі, виконує функції медичного фізика.

На думку автора ця ситуація є наслідком:

1. відсутності в національних нормативно-правових документах вимог до кваліфікації та ролі медичного фізика;
2. недостатньої гармонізації з міжнародними документами української законодавчо-нормативної бази, щодо забезпечення радіаційного захисту пацієнтів та персоналу при поводженні з джерелами іонізуючого випромінювання;
3. відсутності державної оцінки потреб в підготовці національних медичних фізиків;
4. відсутності в номенклатурі Міністерства охорони здоров'я України відповідних спеціальностей та посад;
5. недостатнього рівня формування зв'язків з населенням, щодо науково обгрунтованої пропаганди впровадження новітніх технологій з використанням ДІВ.

Динаміка розвитку нормативно-правової бази з питань підготовки фахівців з медичної фізики в Україні:

- Постанова Кабінету Міністрів України 24.05.1997 р. № 507, до напряму підготовки шифр 0702 "Прикладна фізика" введена спеціальність "медична фізика" за освітньо-кваліфікаційними рівнями "бакалавр" - 6.070200 та "спеціаліст" - 7.070205 [Постанова втратила чинність];

- Наказ Міністерства освіти і науки України 16.06.2005 р. № 363, п. 13 до напряму підготовки шифр 0702 "Прикладна фізика" введена спеціальність "медична фізика" за освітньо-кваліфікаційними рівнями "бакалавр" - 6.070200, "спеціаліст" - 7.070205;

- Постанова Кабінету Міністрів України 27.08.2010 р. № 787, до напряму підготовки шифр 0402 "Фізико-математичні науки" введена спеціальність "медична фізика" за освітньо-кваліфікаційними рівнями "спеціаліст" - 7.04020406 та магістр - 8.04020406;

- Наказ Міністерства освіти і науки України 16.06.2005 № 363 Зареєстровано в Міністерстві юстиції України 28 липня 2005р. за № 816/11096 Про затвердження змін до Переліку напрямів та спеціальностей, за якими здійснюється підготовка фахівців у вищих навчальних закладах за відповідними освітньо-кваліфікаційними рівнями.;

- Постанова КМУ від 27 серпня 2010 р. № 787 Про затвердження переліку спеціальностей, за якими здійснюється підготовка фахівців у вищих навчальних закладах за освітньо-кваліфікаційними рівнями спеціаліста і магістра. – Урядовий кур'єр . – 22.09.2010 - № 175.

Тому на потребу часу, українські Вищі навчальні заклади, зокрема Харківський національний університет імені В.Н. Каразіна, Київський національний університет імені Тараса Шевченка, розробляють навчальні програми з підготовки медичних фізиків за освітньо-кваліфікаційними рівнями згідно вимог національної нормативно-правової бази та з урахуванням міжнародного досвіду.

В Київському національному університеті імені Тараса Шевченка планується створення цифрової рентгенографічної лабораторій (X-ray unit) з метою: навчання магістрів за спеціальністю „медична фізика”, проведення практичних, курсових, дипломних робіт; підвищення кваліфікації медичних фахівців, інженерів з питань радіаційної безпеки; розповсюдження українськими спеціалістами досвіду (отриманого в рамках міжнародних проектів) щодо проведення вимірів, зниження променевого навантаження на пацієнтів/персонал рентгенологічних відділень; проведення науково-дослідних робіт з різними фізико-біологічними об'єктами за допомогою сучасного цифрового обладнання.

Безумовно заслуговує уваги створення системи неперервної освіти та підвищення кваліфікації українських фахівців, які виконують функції медичних фізиків. На думку автора, це можливо шляхом організації:

- міжрегіональних курсів/стажування медичних фізиків з актуальних питань (зокрема при впровадженні новітніх технологій з ДІВ):

- створення журналів з медичної фізики;
- утворення Асоціації медичних фізиків.

Також, гарним підґрунтям для вирішення цього питання, з одного боку, може бути проект МАГАТЕ з медичної фізики, що стартує в Україні з 2012 р. З іншого боку, об'єднання зусиль центральних органів виконавчої влади – Міністерства охорони здоров'я, Держатомрегулювання України, Міністерства освіти і науки, молоді та спорту, Національної академії медичних наук України, АРУ, Вищих навчальних закладів, широкого кола професіоналів.

Зважаючи на актуальність впровадження новітніх технологій в медичну практику, науково-дослідну роботу вважаю, що підготовка висококваліфікованих медичних фізиків надасть потужний імпульс для розвитку вітчизняної науки та підвищенню якості підготовки висококваліфікованих кадрів для української держави.

1. Materials of IAEA Seminar and Workshop “Synergy of nuclear sciences and medical physics: Education and training of medical physicists in the Baltic States” // Medical Physics in the Baltic States. — 2010. — Vol. 1. — P. 3 — 59.

2. Пилипенко М. І. Роль медичного фізика в сучасній радіології // Матеріали доповідей 1-го міжнародного семінару «Медична фізика — сучасний стан, проблеми, шляхи розвитку. Новітні технології». — 2011. — С. 79—81.

3. EC Directive 1997/43/Euratom of 30 June 1997 on health protection of individuals against the dangers of ionizing radiation in relation to medical exposure // Official Journal. — 1997. — Vol. L 180. — P. 0022—0027.

4. EFOMP Policy Statement No. 12: The present status of Medical Physics Education and Training in Europe. New perspectives and EFOMP recommendations // Physica Medica. — 2010. — Vol. 26 (1). — P. 1—5.

5. Malaga declaration — “EFOMP’s Position on Medical Physics in Europ”. — 2006.

6. International Basic Safety Standards for Protection against Ionizing Radiation and for Safety of Radiation Sources // Safety Series. — No 116. — Vienna: IAEA, 1996.

7. Radiation Protection and Safety of Radiation Sources: International Basic Safety Standards//IAEA Safety Standards Series No. GSR - IAEA, Vienna – 2011. -303 p.

ВИКОРИСТАННЯ ВІДКРИТИХ ПЛАНУЮЧИХ СИСТЕМ ДЛЯ ПРОМЕНЕВОЇ ТЕРАПІЇ (RTPS) ПРИ ПІДГОТОВЦІ МЕДИЧНИХ ФІЗИКІВ ВИЩИМИ НАВЧАЛЬНИМИ ЗАКЛАДАМИ

М.Є. Альохіна^{1,2}, О.А. Безшийко^{2,*}, Я.О. Безшийко², О.О. Чигрин²

1) Медична клініка «Інновація», Лютеж

2) Київський національний університет імені Тараса Шевченка

** м. Київ, 03022, вул. Васильківська 98а, +38(068)1177784, obezsh@gmail.com*

Анотація: В роботі розглядається роль плануючих систем для розрахунку доз в променевій терапії, їх основні типи та модельні підходи, обговорюється необхідність створення відкритих плануючих систем для потреб якісної підготовки медичних фізиків вищими навчальними закладами України.

Аннотация: В работе рассматривается роль планирующих систем для расчетов доз в лучевой терапии, их основные типы и модельные подходы, обсуждается необходимость создания открытых планирующих систем для обеспечения качественной подготовки медицинских физиков высшими учебными заведениями в Украине.

Abstract: The role of the radiation treatment planning systems (RTPS) for radiotherapy, types of RTPS, model approaches are considered. Vital need of development free open RTPS for effective training of medical physicists in Ukrainian universities is discussed.

Ключові слова: RTPS, плануюча система

Ключевые слова: RTPS, планирующая система

Key words: RTPS, radiation treatment planning system

Автоматизовані комп’ютерні плануючі системи для планування дозових навантажень і режимів роботи терапевтичного обладнання (radiation treatment planning systems - RTPS) є важливою ланкою процесу планування та проведення терапії з використанням джерел іонізуючого випромінювання при лікуванні онкологічних захворювань. Процес планування радіаційної терапії складається із цілого ряду кроків – діагностування, визначення стадії розвитку хвороби, отримання діагностичних зображень для проведення планування терапевтичних процедур (в основному рентгенівська комп’ютерна томографія), локалізація областей злоякісних утворень та об’ємів здорових тканин, попереднє оптимальне розміщення і конфігурація пучків чи джерел іонізуючого випромінювання, симуляція опромінення і послідовна оптимізація розміщення пучків чи джерел (так зване пряме планування). В останні роки з розвитком IMRT методик, комп’ютерних потужностей і обчислювальних алгоритмів все більшу роль відіграють методи інверсного планування, коли по визначеним променевим терапевтом ізодозним розподілам система самостійно (під контролем висококваліфікованого оператора – медичного фізика) визначає необхідні режими роботи обладнання (конфігурацію пучків іонізуючого випромінювання при променевій терапії чи джерел при брахітерапії). При цьому при плануванні дозових навантажень і конфігурацій радіаційних полів об’єми навантаження на медичних фізиків (клінічних дозиметристів) зменшуються, а вимоги до їх кваліфікації зміщуються від рівня

висококваліфікованого лаборанта до рівня науковця-фізика з глибокими знаннями фізичних процесів при формуванні доз, детального знання складних випадків дозового планування в сильно гетерогенних середовищах, із врахуванням медико-біологічних особливостей цих процесів. Це пов'язано з тим, що прості рутинні процеси інверсного планування комп'ютерні системи все більше беруть на себе, а медичному фізику (клінічному дозиметристу) відводиться роль контролера роботи комп'ютерних алгоритмів та визначаюча роль по конфігурації радіаційних полів у складних випадках, коли комп'ютерна система не спроможна зробити однозначний оптимальний вибір, або робить це достатньо неякісно. Тому у найближчій перспективі є актуальним підвищення кваліфікаційного рівня медичних фізиків (особливо в області планування дозних розподілів та вибору оптимальних конфігурацій радіаційних полів) при їх навчанні. В умовах нашої країни – це достатньо складна і вартісна задача, яка в більшості випадків перетворюється в непідйомне завдання, в першу чергу при базовому навчанні в вищих учбових закладах. Комерційні плануючі системи променевої медицини є дуже вартісним програмним забезпеченням, особливо системи з інверсним плануванням, із забезпеченням функціонування IMRT методик. Кількість комерційних систем велика, в [1] можна ознайомитися із списком, в який входить значна частина таких найбільш популярних систем. Часто вони поставляються із терапевтичним апаратним обладнанням в комплексних системах з великою вартістю і, на жаль, як правило, відсутні дешеві або вільні опції використання таких систем для навчального процесу, особливо при груповому студентському навчанні. Тому виходячи із такого стану речей є особливо актуальним розробка відкритого (чи хоча б вільного для використання) програмного забезпечення систем планування променевої терапії, зокрема планування дозових навантажень і конфігурації радіаційних полів. Ця проблема є актуальною навіть для достатньо забезпечених матеріально закордонних навчальних закладів і спроби створення навіть фінансуються через грантові системи [2]. Попередні плани однієї із таких розробок можна оцінити в [3], не зовсім зрозумілий її статус відкритості, за планом роботу буде закінчено в 2013 році. На жаль, кількість відкритих плануючих систем для променевої терапії дуже обмежена, частина таких проектів після початку роботи над ними з часом згортають свою діяльність [4, 5].

Як комерційні RTPS так і відкриті проекти можна розділити на два великих класи за використанням типів модельних підходів при розрахунку доз. Перша група алгоритмів є напіваналітичними-напівемпіричними підходами. Ця група найбільш поширена і була основною багато років – різні модельні підходи (pencil beam моделі, різні варіанти методів швидкого перетворення Фур'є та інших підходів до спрощеного розв'язку інтегральних рівнянь переносу іонізуючого випромінювання) розрізнялися в деталях, але основними їх особливостями є відносно швидка робота алгоритмів (що дозволяє оперативно проводити планування терапевтичних опромінь пацієнтів) та обмеження по точності у складних випадках сильно гетерогенних структур з різкими переходами по густинам та середньому атомному номеру речовини. Другий клас RTPS спирається на принципово фізичні підходи з використанням методу Монте Карло та максимально точних залежностей взаємодії іонізуючого випромінювання з речовиною [6]. Такі підходи відрізняються високою точністю розрахунку доз, але при цьому вимагають великих обчислювальних ресурсів і їх активний розвиток і використання на реальних терапевтичних системах почався тільки практично в останні роки із досягненням достатньої обчислювальної потужності робочих станцій (коли час обрахунку став наближено прийнятним для оперативних розрахунків планів лікування). І хоча і зараз такі системи мають достатньо довгі часи обрахунку, але швидкий розвиток комп'ютерної техніки гарантує швидке витиснення в найближчому майбутньому систем з напівемпіричними підходами плануючими системами на основі методу Монте Карло. Суттєвий імпульс до такого переходу в останні три роки надали дослідження використання потужностей графічних процесорів (GPU) для наукових розрахунків, що потенційно може прискорити розрахунки на 2-3 порядки. Основною проблемою тут є адаптація класичних алгоритмів і програмних кодів на основі методу Монте Карло до розрахунків на GPU.

Використання такого підходу є дуже перспективним для розробки і відкритих RTPS. Із відкритих і вільних систем планування, більшість яких спирається на використання методу Монте Карло, можна виділити проект GATE [7], який базується на добре відомому програмному коді GEANT4 [8]. Також достатньо давню історію розвитку має проект PLaNUnc [9], який веде свій початок від проекту GRATIS і дозволяє використання тільки для дослідницьких цілей. Ще один проект, який базується на методі Монте Карло – MMCTP (McGill Monte Carlo Treatment Planning system) [10]. Також є сенс познайомитися ще з одним цікавим проектом плануючої системи – Prism [11]. На жаль, основна його частина написана на специфічній для фізиків мові Lisp, що ускладнює використання і, особливо, розвиток системи.

В цілому можна зробити висновок, що поки що відсутні відкриті системи планування доз RTPS, аналогічні по зручності і наближені по функціональності до комерційних систем і задача створення (чи розвитку старих) таких систем для забезпечення повноцінного навчального процесу медичних фізиків продовжує бути актуальною.

1. Режим доступу: http://atc.wustl.edu/credentialing/atc_compliant_tps.html
2. Режим доступу: <http://www.researchgrantdatabase.com/g/5R25CA134307-02/CURRICULUM-AND-MODULES-FOR-COMPUTER-BASED-INSTRUCTION-OF-MEDICAL-DOSIMETRY/>
3. Режим доступу: <http://dosimetrymodules.com/index.html>
4. Режим доступу: <http://gwsheroose.com/GWS/GRATIS/>
5. Grünwald O., Ostrowitzki S., Ruhlmann J., Haller C. and Buzug T. M. Development of a Radiation Therapy Open-Source Platform // Proc. of the 2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference/ - Shanghai, China, 2005. – P. 1887 - 1892.
6. Режим доступу: <http://irs.inms.nrc.ca/software/egsnrc/>
7. Режим доступу: <http://www.opengatecollaboration.org/home>
8. Режим доступу: <http://geant4.cern.ch/>
9. Режим доступу: <http://planunc.radonc.unc.edu/>
10. Режим доступу: <http://www.medphys.mcgill.ca/~mmctp/MMCTP/Welcome.html>
11. Режим доступу: <http://faculty.washington.edu/ikalet/prism/>

ВИКЛАДЕННЯ КУРСУ «РАДІАЦІЙНА БІОФІЗИКА» ДЛЯ СТУДЕНТІВ СПЕЦІАЛЬНОСТЕЙ «МЕДИЧНА ФІЗИКА» ТА «БІОФІЗИКА»

К.І. Богуцька, Ю.І. Прилуцький

*Київський національний університет імені Тараса Шевченка, Навчально-науковий центр
«Інститут біології», вул. Володимирська, 64, м. Київ, Україна, 01601;
+(38) (044) 5213325; biophys@univ.kiev.ua*

Анотація: Розглядаються значення, мета і завдання курсу «Радіаційна біофізика» як важливої дисципліни для підготовки студентів за спеціальностями «Медична фізика» та «Біофізика».

Аннотация: Рассматриваются значение, цель и задание курса «Радиационная биофизика» как важной дисциплины для подготовки студентов по специальностям «Медицинская физика» и «Биофизика».

Abstract: The value, purpose and task of «Radiation Biophysics» course as an important discipline for training students in the field of «Medical Physics» and «Biophysics» are considered.

Ключові слова: Радіаційна біофізика, медична фізика, біофізика, методика викладання у ВНЗ.

Ключевые слова: Радиационная биофизика, медицинская физика, биофизика, методика преподавания в ВУЗе.

Key words: Radiation biophysics, medical physics, biophysics, teaching methodology.

Наразі радіобіологія складається з таких частин: радіаційна біофізика, радіаційна біохімія, радіаційна молекулярна біологія, радіаційна генетика, радіаційна цитологія,

радіаційна імунологія, радіаційна вірусологія, радіобіологія різних типів організмів, радіаційна екологія, космічна радіобіологія, медична радіобіологія, радіобіологія пухлин, радіаційна мембранологія, клітинна радіобіологія, радіобіологія популяцій, сільськогосподарська радіобіологія тощо [1].

Радіаційна біофізика – це розділ радіобіології, що вивчає механізми і прояв біологічної дії іонізуючого випромінювання на основі аналізу фізико-хімічних процесів, які відбуваються при цьому у біомакромолекулі, клітині, тканині та організмі загалом [2]. Більшість найвагоміших досягнень у дослідженні структурно-функціональних властивостей живої матерії одержано саме завдяки широкому використанню методів радіаційної біофізики, які базуються на фізичних принципах передачі енергії випромінювання атомам і молекулам біологічних систем з урахуванням особливостей їхньої взаємодії.

Курс «Радіаційна біофізика» як дисципліна спеціалізації має викладатись у розширеному варіанті для студентів, які навчаються за ОКР бакалавр або магістр спеціальностей «Медична фізика» та «Біофізика».

Актуальність вивчення курсу «Радіаційна біофізика» зумовлена такими важливими факторами: по-перше, усі живі істоти на Землі знаходяться під дією природного радіаційного фону (космічні промені та випромінювання природних радіоактивних елементів земної кори); по-друге, при створенні штучних джерел іонізуючої радіації (ядерні реактори, прискорювачі, рентгенівські апарати тощо) та впровадженні радіоактивного випромінювання у медичну практику важливого значення набуває дослідження дії доз випромінювання у зв'язку з використанням іонізуючої радіації як діагностичного і терапевтичного засобів; нарешті, по-третє, інтенсивний розвиток ядерної енергетики (ядерних технологій) та використання джерел іонізуючої радіації у технічних і наукових цілях потребує вирішення ще одного практичного завдання – оцінити ступінь ризику для людини і біосфери загалом наслідків опромінення. Продукти поділу радіоактивних ядер, що утворюються при аваріях на АЕС, радіоактивні відходи підвищують загальний фон опромінення усіх живих організмів. Це вимагає детального вивчення можливих віддалених генетичних наслідків, пов'язаних з опроміненням. Розробка ефективних методів променевої терапії пухлин та інших патологічних станів неможлива без засобів направленої зміни чутливості клітин і тканин до радіаційного впливу.

Мета курсу: ознайомити з фундаментальними і прикладними аспектами взаємодії іонізуючого випромінювання з біологічними об'єктами на різних рівнях їх організації, включаючи протікання і пострадіаційний період.

Підготовка студентів у галузі радіаційної біофізики є необхідною складовою як для більш глибокого розуміння тих чи інших біофізичних явищ, так і практичної оцінки впливу радіації на живі системи.

Завданнями дисципліни є: 1) формування уявлень про сучасний стан проблем радіаційної біофізики; 2) дослідження взаємозв'язку впливу випромінювання на структуру і функції основних компонентів біосистем та прогнозування можливих наслідків такої дії; 3) з метою майбутньої фахової орієнтації надання студентам знань щодо сучасних можливостей і тенденцій розвитку методів радіаційної біофізики. Такий об'єм знань є необхідним для ґрунтовного аналізу впливу радіаційного опромінення на біооб'єкти і прогнозування його можливих наслідків.

Вимоги до рівня засвоєння курсу: знати види іонізуючого випромінювання, механізми його взаємодії з речовиною та біологічними об'єктами, дозиметричні методи тощо.

Вимоги до знань та вмінь: засвоєння базових понять і визначень радіаційної біофізики, вміння використовувати їх на практиці при вирішенні конкретних дослідницьких завдань; вміння на належному науково-методичному рівні організовувати спостереження за радіаційними процесами і явищами як у живій природі, так і в умовах лабораторного експерименту; знання основних одиниць вимірювання експозиційної та поглинутої дози радіаційного опромінення; вміння розраховувати еквівалентні дози опромінення; знання основних механізмів молекулярних перетворень за дії іонізуючого випромінювання;

самостійне вивчення та аналіз наукової літератури, що містить результати з радіаційної біофізики [3-6].

Актуальними темами щодо значення «Радіаційної біофізики» як навчального курсу є розкриття положень про види радіаційного опромінення, його джерела і механізми дії, наслідки радіаційно-хімічних пошкоджень для живих організмів, практичне використання радіаційного опромінення та основні принципи захисту навколишнього середовища від радіоактивного забруднення [7].

Під час викладання курсу розглядаються основи взаємодії іонізуючого випромінювання з біологічними об'єктами на різних рівнях організації живої матерії: 1) взаємодія з речовиною; 2) вплив на основні біомолекули (ДНК, білки, ліпіди); 3) реакція опромінених клітин та багатоклітинних організмів; 4) радіобіологія людини і тварин; 5) радіоактивність і довкілля (захист навколишнього середовища від радіаційного забруднення).

У ході викладання курсу пропонується такий перелік тем: «Загальні питання ядерної фізики», «Основні відомості з дозиметрії», «Кількісні параметри оцінки впливу іонізуючого випромінювання на речовину», «Біологічна дія іонізуючого випромінювання», «Радіаційні ушкодження організму та механізми протипроменевого захисту», «Радіаційно-хімічні і радіаційно-біохімічні процеси в опроміненій клітині», «Рентгенівське випромінювання», «Практичне використання радіоізотопів у біомедичних дослідженнях» і «Природна радіоактивність довкілля та основні принципи захисту навколишнього середовища від радіоактивного забруднення».

На сучасному етапі розвитку цієї галузі науки інтенсивно розробляються такі наукові напрямки: тканинно-еквівалентна дозиметрія для ядерної медицини, фотоядерний метод виробництва медичних ізотопів, структурна біологія тканини з використанням синхротронного випромінювання електронних прискорювачів, зниження експозиційної дози при цифровому флюорографічному скринінгу, позитронно-емісійна томографія в онкології [8]. Цьому ефективно сприяє створення високотехнологічних медико-біологічних радіаційних центрів, розробка нових принципів керування радіаційним захистом при використанні штучних джерел іонізуючого випромінювання, забезпечення підвищення кваліфікації фахівців з питань радіаційної безпеки. Лабораторіями наукового спрямування проводяться дослідження механізмів дії іонізуючого випромінювання на біологічні об'єкти, вивчення механізмів природної та модифікованої радіорезистентності біооб'єктів для розробки засобів їх захисту від опромінення.

Радіаційна біофізика як один з важливих розділів біофізики є особливо затребуваною при розробці теорії і практики застосування іонізуючого випромінювання, зокрема в медицині з діагностичною і лікувальною метою (методи радіонуклідної діагностики, ПЕТ-технології, ЯМР-томографія, рентгенографія тощо) [9-13].

Синхротронне випромінювання заряджених частинок у прискорювачах наразі використовують для проведення високоякісної рентгенівської томографії. Безпечне та ефективне використання у медичних цілях радіонуклідів, радіодіагностичних гамма-камер та різноманітних апаратів радіотерапії, включно з так званими «кібер-ножами», стало можливим завдяки останнім досягненням в галузі радіаційної фізики.

Курс «Радіаційна біофізика» виступає фундаментом для такої медико-біологічної дисципліни як, наприклад, «Радіаційна медицина» [13-16]. Тут проявляється тісний зв'язок з біохімією, молекулярною біологією, патофізіологією, клінічними дисциплінами, радіаційною гігієною тощо. При комплексному вивченні цих дисциплін студенти мають осмислити взаємозв'язок між первинними пошкоджуючими механізмами дії іонізуючого випромінювання та формуванням ефектів у вигляді поточних (найближчих) та віддалених наслідків, пошук способів попередження та нівелювання таких ефектів і, нарешті, оцінити допустимий ризик за дії такого потужного фізичного чинника, яким є іонізуюче випромінювання.

1. Кутлахмедов Ю.О., Войціцький В.М., Хижняк С.В. Радіобіологія: підруч. – К.: Видавничо-поліграфічний центр «Київський університет», 2011. – 543 с.
2. Кудряшов Ю.Б. Радиационная биофизика (ионизирующие излучения) / под ред. В.К. Мазурика, М.Ф. Ломанова. – М.: Физматлит, 2004. – 443 с.
3. Гродзинський Д.М. Радіобіологія: підруч. – К.: Либідь, 2001. – 448 с.
4. Василенко І.Я., Василенко О.І. Биологическое действие продуктов ядерного деления. – М.: Бином, 2011. – 384 с.
5. Давиденко В.М. Радіобіологія. – Миколаїв: Видав. МДАУ, 2011. – 265 с.
6. Ярмоненко С.П., Вайнсон А.А. Радиобиология человека и животных. – М.: Высшая школа, 2004. – 543 с.
7. Богуцька К.І., Прилуцький Ю.І. Біофізичні та екологічні аспекти викладання курсу «Радіаційна біофізика» // Сучасні проблеми біології, екології та хімії: Збірка матеріалів III Міжнародної науково-практичної конференції. – Запоріжжя: Сору Art, 2012. – С. 517-519.
8. Матеріали доповідей Першого міжнародного семінару «Медична фізика – сучасний стан, проблеми, шляхи розвитку. Новітні технології». – Київ, 2011.
9. Вережкин А.А., Стервеедов Н.Г., Ковтун Г.П. Получение и применение короткоживущих и ультракороткоживущих изотопов в медицине (обзор) // Вісник Харківського університету. Серія фізична «Ядра, частинки, поля». – 2006. – №746, вип. 4(32). – С. 54 – 64.
10. Овчаренко О.П., Соколов В.М., Матюшко Р.П. Основы радионуклидной диагностики: навч. посіб. – Одеса: Одес. держ. мед. ун-т, 2007. – 144 с.
11. Рентгенодіагностика / за ред. В.І. Мілька. – Вінниця: Нова книга, 2005. – 352 с.
12. Баранник Е.А., Трусова В.М. Медицинская физика – наука XXI века
13. Линденбратен Л.Д., Королюк И.П. Медицинская радиология (основы лучевой диагностики и лучевой терапии): учеб. – М.: Медицина, 2000. – 672 с.
14. Цыб А.Ф., Будагов Р.С., Замулаева И.А. с соавт. Радиация и патология: учеб. пособ. – М.: Высшая школа, 2005. – 341 с.
15. Радиационная медицина / под ред. А.Н. Стожарова. – Изд-во МГМИ, 2000. – 154 с.
16. Овчаренко О.П., Лазар А.П., Матюшко Р.П. Основы радиационной медицины: навч. посіб. – Одеса: Одес. держ. мед. ун-т, 2002. – 208 с.

РОЗВИТОК СПЕЦІАЛЬНОСТІ МЕДИЧНА ФІЗИКА У ХАРКІВСЬКОМУ НАЦІОНАЛЬНОМУ УНІВЕРСИТЕТІ ІМ. В.Н. КАРАЗІНА

Є.О. Баранник

*Харківський національний університет імені В.Н.Каразіна
пл. Свободи, 4, м.Харків, Україна, 61057; +(38)(066)2420190;
evgenij.a.barannik@univer.kharkov.ua*

Анотація. Представлена концепція підготовки медичних на нові кафедри ядерної та медичної фізики Харківського університету. Обґрунтовані головні риси плану підготовки магістрів з медичної фізики, що розробляється на кафедрі ядерної та медичної фізики.

Аннотация. Представлена концепция подготовки медицинских физиков на новой кафедре ядерной и медицинской физики Харьковского университета. Обоснованы главные черты плана подготовки магистров, разрабатываемого на кафедре ядерной и медицинской физики.

Abstract. The conception of medical physicists preparation at the new department of nuclear and medical physics of Kharkiv university is declared. It is grounded the main features of master's curriculum that is preparing at the department of nuclear and medical physics.

Ключові слова: медична фізика, бакалавр, спеціаліст, магістр, навчальний план.

Ключевые слова: медицинская физика, бакалавр, специалист, магистр, учебный план.

Key words: medical physics, bachelor, specialist, master, curriculum.

Наукові дослідження у галузі медичної фізики та біомедичних технологій були розпочаті в секторі радіаційної біофізики кафедри експериментальної ядерної фізики фізико-

технічного факультету у 1972 році. Головними напрямками цієї роботи було дослідження взаємодії електромагнітних полів та ультразвукових хвиль з біологічними структурами та рідинами на органному та клітинному рівнях. Із пуском на кафедрі електронних прискорювачів додався напрямок, пов'язаний з дослідженням взаємодії пучків заряджених частинок з біологічними об'єктами. З перших днів існування сектору до його роботи залучалися провідні спеціалісти як кафедри експериментальної ядерної фізики, так і ННЦ України «Харківський фізико-технічний інститут». Участь у роботі висококваліфікованих спеціалістів дозволила закласти основу для фундаментальних та прикладних досліджень, зокрема, провести спільно з Інститутом медико-біологічних проблем (м. Москва, Росія) цикл щодо резонансної дії пучків заряджених частинок та ультразвукових хвиль на нативні біологічні об'єкти. Плідна співпраця з Науково-дослідним інститутом радіотехнічних вимірювань (м. Харків, Україна) привела до розробки фахівцями цього інституту перших вітчизняних ультразвукових діагностичних комплексів.

Високий рівень фундаментальних досліджень, що велися у секторі, залучення до наукової роботи студентів кафедри експериментальної ядерної фізики, світовий досвід та об'єктивна необхідність у фахівцях з галузі медичної фізики і, зокрема, медичної радіаційної фізики, привели до відкриття у липні 2001 року кафедри медичної фізики на основі сектора радіаційної біофізики. Проте невдовзі новостворену кафедру об'єднали з кафедрою молекулярної та прикладної біофізики радіофізичного факультету, в результаті чого утворилася між факультетська кафедра біологічної та медичної фізики. Кафедра розпочала випуск медичних фізиків за освітньо-кваліфікаційним рівнем спеціаліста у 2003 році.

Зміст спеціальності «медична фізика» та вимоги до їх підготовки викладені у низці європейських правових та нормативних документів [1-3], що мають слугувати національним органам виконавчої влади для розробки концепцій їхньої підготовки. Медичні фізики мають інтегрувати фізико-математичні, біологічні, хімічні і медичні знання, брати безпосередню участь у створенні і свідомому використанні всіх можливостей сучасної наукоємної медичної техніки і розділяти таким чином з лікарем відповідальність за якість лікування і безпеку пацієнта.

Незважаючи на те, що уніфікованої навчальної програми підготовки медичних фізиків не існує так само, як і уніфікованого терміну навчання [4], аналіз цих документів дозволяє стверджувати, що ця міждисциплінарна спеціальність складається з чотирьох великих частин. Перша з них – це медична радіаційна фізика та ядерна медицина, саме з яких історично розпочалася медична фізика та імплементація сучасних досягнень фізики у медицину. Із подальшим розвитком цього процесу, розробкою та впровадженням у клінічну практику складного фізичного обладнання – ЯМР томографів, наукоємного ультразвукового обладнання, мікрохвильових та ультразвукових комплексів гіпертермії тощо, медична фізика набула суттєвої неядерної складової. Далі, стрімкий розвиток і досягнення молекулярної біології та біохімії в медицині, що були б неможливими без застосування сучасних фізичних методів – електронної, нейтронної, тунельної та атомної силової мікроскопії, рентгенівського структурного аналізу, сучасних люмінесцентних методів та інших, привів до появи третього розділу – біомедичні технології. Нарешті, широке застосування комп'ютерних технологій обробки сигналів та зображень дозволяє виділити напрямок медичної візуалізації та комп'ютерної медицини.

Зрозуміло, що для підготовки висококваліфікованого спеціаліста у галузі медичної фізики навчальний план їх підготовки має в достатній мірі відображати усі вищезазначені напрямки. Ця обставина з очевидністю сприяє також подальшому працевлаштуванню молодого спеціаліста. Втім в межах міжфакультетської кафедри біологічної та медичної фізики було розроблено та реалізовано при підготовці медичних фізиків навчальні плани, які не в повній мірі відповідали цьому критерію. Зокрема, у бакалаврів до напрямку медичної радіаційної фізики можна було віднести тільки дві спеціальні дисципліни – “Взаємодію випромінювання з речовиною” і “Радіобіологію”. Другий напрямок підкріплювався дисциплінами “Фізичні основи медичної апаратури”, “Вступ до фізики твердого тіла” та до

певної міри дисциплінами “Медична і біологічна фізика” і “Методи медико-біологічних досліджень” з відповідними практикумами, які значною мірою перетиналися з циклом біомедичних технологій. Останній же включав в себе ще й такі дисципліни, як “Фізіологія”, “Цитологія”, “Фізична хімія”, “Біохімія”, “Молекулярна біологія і генетика”, “Математична біофізика”, “Біомеханіка”, “Люмінесцентні технології в медицині і біології” та “Сенсорика”. До списку дисциплін з медичної візуалізації та комп’ютерних технологій можна було віднести “Цифрову обробку даних”, “Комп’ютерну графіку” та “ЕОМ-експеримент і машинну обробку інформації”.

Навчальний план підготовки в Харківському університеті медичних фізиків за освітньо-кваліфікаційним рівнем спеціаліста включав в себе спеціальні дисципліни “Рентгенівська томографія” та “Медична візуалізація”, що відносяться до медичної візуалізації, а також “Медичні кріотехнології”, “Патологічна і клінічна діагностика”, “Фізика біомолекул” з циклу біомедичних технологій. Зрозуміло, що наявна 1-річна програма підготовки спеціаліста не дає можливості в повній мірі забезпечити всебічну підготовку висококваліфікованого фахівця, проте як у навчальному плані бакалаврів, так і у плані підготовки спеціалістів впадає у око переважна спрямованість на біомедичні технології з елементами біофізики та медичну візуалізацію. В той же час такі важливі розділи, як медична радіаційна фізика та неядерні методи медичної фізики викладаються занадто стисло. Тому в подальшому в програму бакалаврів було введено практикум “Електронні методи фізичних вимірювань” замість “Біомеханіки”, а у спеціалістів замість “Патологічної і клінічної діагностики” з’явилася “Клінічна дозиметрія і радіаційна безпека” з практикумом, яку ведуть спеціалісти радіологи з Інституту медичної радіології ім. С.П. Григорьєва. До навчального плану бакалаврів додалися “Введення в комп’ютерне моделювання” та “Архітектура ПЕОМ та операційні системи”.

З метою подальшого підсилення такого важливого напрямку підготовки, як медична радіаційна фізика та ядерна медицина, з 1 вересня 2012 року розпочне роботу кафедра ядерної та медичної фізики фізико-технічного факультету Харківського університету, яка організується шляхом об’єднання кафедри експериментальної ядерної фізики та медичнофізичної частини кафедри біологічної та медичної фізики. Розпочато роботу з підготовки освітньо-професійної програми, освітньо-кваліфікаційної характеристики та навчального плану магістрів з медичної фізики, розрахованих на 2 роки навчання, що дозволить якісно поліпшити підготовку медичних фізиків. Перш за все це стосується такого важливого напрямку підготовки, як медична радіаційна фізика, фахівців з якої потребує система охорони здоров’я України.

Завдяки подовженому терміну підготовки це не приведе до скорочення циклів дисциплін, що відносяться до розділу біомедичних технологій. Разом із тим, згідно із виробленої концепції програма передбачатиме більш поглиблене вивчення медичних радіаційних технологій, що повністю відповідає рекомендаціям Європейського союзу [1], Європейської федерації організацій медичних фізиків (EFOMP) [2] та рекомендаціям МАГАТЕ [3]. Попередній досвід підготовки та працевлаштування медичних фізиків на фізико-технічному факультеті переконує, що розділ обов’язкових дисциплін підготовки таких фахівців має обов’язково включати в себе всі головні розділи сучасної медичної фізики. На наш погляд, окрім зазначених вище спеціальних дисциплін з курсу підготовки спеціалістів, нормативна частина плану має додатково включати в себе “Фізичні принципи радіотерапії”, “Фізичні методи медичної діагностики”, практикум з “Методів прикладної радіаційної фізики і радіобіології”. Завдяки подовженому терміну підготовки можливе також перенесення з бакалаврської програми таких дисциплін, як “Взаємодія випромінювання з речовиною”, “Молекулярна біологія та генетика” і “Сенсорика”. Для підсилення комп’ютерної підготовки студентів планується введення дисциплін “Обчислювальна техніка в інженерних розрахунках” і “Комп’ютерна фізика”. До дисциплін самостійного можуть бути віднесені “Наноматеріали та нанотехнології”, “Радіаційне матеріалознавство”, “Кріобіофізика” та “Комп’ютерне моделювання в медицині і біології” та інші.

Обрання для нормативної частини плану підготовки магістрів з медичної фізики такого переліку суто спеціальних дисциплін пояснюється тим, що на фізико-технічному факультеті традиційно сильною є підготовка із загальної та теоретичної фізики на перших роках навчання. Тому немає потреби вводити до нормативної частини такі, наприклад, дисципліни, як “Фізика конденсованих середовищ”. Теж ж саме відноситься до спеціальних біофізичних дисциплін, які й надалі будуть ґрунтовно викладатися медичним фізикам на етапі підготовки бакалаврів. З іншого боку, відсутність у нормативній частині дисциплін з напрямку медичної радіаційної фізики або її обмеження якоюсь однією дисципліною означатиме фактичну необізнаність медичного фізика із сучасними медичними та ядерно медичними технологіями. Загалом такий стан речей цілком припустимий за умови дозволу на певну спеціалізацію українських університетів у різних напрямках медичної фізики. Проте свідомо працювати у медичному закладі зі спеціальною сучасною радіотерапевтичною апаратурою або наглядати, наприклад, за радіаційною безпекою при застосуванні методів радіаційної терапії такому спеціалісту буде важко.

Головна ідея розробленої в Харківському національному університеті імені В.Н. Каразіна концепції полягає у намаганні готувати широко обізнаних медичних фізиків для різних галузей клінічної медицини та науково-дослідних установ НАН і АМН України. Немає сумнівів, що цьому сприятиме грант Міжнародної агенції з атомної енергії UKR/6/010 “Developing and Implementing a National Quality Control System by Strengthening the Knowledge and Capacity of Medical Physics at Radiotherapy Departments”, виконання якого розпочалося в Інституті медичної радіології ім. С.П. Григор'єва АМН України у 2012 році. Співвиконавцем цього проекту є Харківський університет, відповідальний за розробку навчальних планів підготовки медичних фізиків, що узгоджується з європейськими правовими та нормативними документами а також із світовим досвідом їх підготовки.

1. EU, Council Directive 96/23/Euratom basic safety standards for the Protection of health workers and general public against danger arising from ionizing radiation // Official Journal of the European communities. – 1996. – No. L159. – P. 1 – 114.
2. EFOMP Policy Statement on Education and Training in Europe (Policy Statement 12), EFOMP recommendations on education, training and CPD of Medical Physicists. – Vilnius: EFOMP, 2008.
3. International Atomic Energy Agency, International Basic Safety Standards for Protection against Ionizing Radiation and for Safety of Radiation Sources, Safety Series No. 116. – Vienna: IAEA, 1996.
4. Materials of IAEA Seminar&Workshop “Synergy of nuclear sciences and medical physics: Education and training of medical physicists in the Baltic States” // Medical Physics in the Baltic States. – 2010. – No.1. – P. 3 – 59.

РАЗВИТИЕ ОБРАЗОВАТЕЛЬНЫХ ПРОГРАММ В ОБЛАСТИ ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ И ЯДЕРНОЙ МЕДИЦИНЫ В МОСКОВСКОМ УНИВЕРСИТЕТЕ

**А.П. Черняев, А.В. Белоусов, У.А. Близнюк, С.М. Варзарь,
Т.В. Гордиенко, А.С. Осипов, В.В. Розанов**

МГУ имени М.В. Ломоносова, Россия; kfurim@rambler.ru

Аннотация. Дается краткий анализ состояния в России проблем и перспектив развития радиационной медицинской физики. Приводится информация об учебных программах подготовки специалистов и магистров для медицинской физики и краткосрочных курсах усовершенствования в МГУ.

Ключевые слова: медицинская физика, курсы усовершенствования, образовательная программа.

Мировой опыт показывает, что применение в медицине достижений ядерной физики, ядерных и других наукоемких технологий и методов способствует созданию новых эффективных инструментов снижения смертности населения. Фундаментальные знания об ионизирующих излучениях, законах их взаимодействия с веществом и действия на живые организмы привели к созданию новых технологий диагностики и терапии заболеваний, без которых современная медицина немыслима. Особенно заметна роль ядерно-физических технологий в области онкологии.

В 2009 году в РФ стартовала Национальная онкологическая программа, которая рассчитана до 2015 года и в числе других задач включает повышение уровня оснащенности клиник высокотехнологичными средствами для ядерной медицины и лучевой терапии, отвечающими современным стандартам.

По нашим данным к 2012 году в России установлено около 130 медицинских ускорителей, 150 аппаратов для брахитерапии, около 450 – компьютерных томографов и около 200 гамма-камер, 2 гамма- и 4 кибер- ножа. По каждому из этих показателей Россия отстает от показателей развитых стран. Например, в США действует один медицинский ускоритель на 80 тыс. жителей, в Европе - на 100 тыс. человек. В России один ускоритель приходится на 1.5 млн. жителей. В мире лучевую терапию проходит 70% онкологических больных, в том числе 25% - на пучках тяжелых заряженных частиц. В России лучевую терапию проходят лишь 30% больных, причем в большинстве случаев на кобальтовых источниках. В Европе соотношение ускорителей и кобальтовых источников – 2:1, а в России 1:3.

Выполненные оценки показывают, что для достижения показателей, близких к европейским, в России необходимо число ускорителей электронов около 1400, 30 ускорителей для протонной лучевой терапии (для примера в Германии таких центров строится 20). В диагностическом оборудовании потребности составляют: гамма – камер – 300, КТ – 140, ПЭТ – 100, МРТ -1400.

Одна из основных проблем, не позволяющих развиваться большими темпами, связана с наличием специалистов, которые смогут работать на поставляемом оборудовании. В первую очередь речь идет о медицинских физиках, без которых врач не в состоянии обеспечить требования точности при подведении лечебной дозы радиации к опухоли с минимальным поражением соседних здоровых тканей, гарантию качества и безопасность лучевого лечения.

Сегодня в 140 отделениях лучевой терапии онкологических клиник России имеется только около 300 штатных сотрудников, исполняющих обязанности медицинских физиков, из которых менее половины можно считать квалифицированными. Большинство же этих сотрудников, не имея для этого ни достаточной квалификации, ни клинического опыта, ни необходимых современных аппаратных средств. По европейским показателям, на имеющееся сегодня в наших онкологических клиниках оборудование и количество осуществляемых лучевых процедур необходимо 1500 квалифицированных медицинских физиков, т.е. в 5 раз больше.

Понимание этой проблемы имеется и в медицинских, и научно-образовательных кругах. В университетах России в настоящее время существуют около 30 кафедр медицинской физики, однако во многих из них даже теоретическая подготовка студентов оказывается недостаточной для быстрого развития навыков работы на высокотехнологичном клиническом оборудовании после вуза.

Лидерами подготовки медицинских физиков в России являются физический факультет Московского университета и НИЯУ МИФИ, где целевые учебные программы развиваются с 1990-ых годов.

Специальная подготовка студентов МГУ осуществляется на двух кафедрах: кафедре медицинской физики и кафедре физики ускорителей и радиационной медицины. На кафедре физики ускорителей и радиационной медицины она начинается в середине третьего курса и продолжается 3 года в течение 6 семестров. В течение первых пяти из них студенты осваивают теоретический материал, занимаются в специальном практикуме и выполняют

научно-исследовательскую работу, а в заключительном семестре полностью сосредоточены на написании дипломной работы. Рабочие планы кафедры включают 19 оригинальных спецкурсов по дисциплинам специализации. Часть лабораторных заданий студенты выполняют на действующем клиническом оборудовании.

Отличительной чертой учебного плана кафедры является летняя учебная практика по медицинской физике. Практика проводится в течение 14 дней в Дубне на базе Объединенного института ядерных исследований и филиала НИИЯФ МГУ. План практики составлен таким образом, чтобы за время ее прохождения студенты получили базовые знания по медицинской физике и были подготовлены к изучению на старших курсах более сложных дисциплин. Также в ходе практики у студентов есть уникальная возможность посетить научные лаборатории, реактор, циклотрон, синхрофазотрон и все другие ускорители, работающие в Дубне. По итогам студенты сдают зачет в виде выполнения курсовой работы. Дипломные работы студенты кафедры выполняют в МГУ и исследовательских центрах Москвы и Московской области: физический факультет МГУ, НИИЯФ МГУ, ФФМ МГУ, ИТЭФ, МНИОИ им. П.А.Герцена, РОНЦ им. Н.Н.Блохина, ММА им.Сеченова, ОИЯИ, ИФВЭ (Протвино), ГНЦ «Институт биофизики», РНЦРР и других.

Осенью 2012 года Московский университет совместно МНИОИ им. П.А.Герцена открывает курсы повышения квалификации «Физические основы лучевой терапии и ядерной медицины». Основной целью курсов является систематизация теоретических знаний и совершенствование практических навыков, необходимых для эффективной работы на высокотехнологичном медицинском оборудовании и обеспечения физико-математического, технического или инженерного сопровождения методов медицинской диагностики и терапии, а также более глубокое освоение теоретических вопросов и овладение практическими навыками по конкретным разделам медицинской физики.

Программа построена по модульной системе. Модули отражают специфику профессиональной деятельности специалистов в области радиационной медицины: «Физические основы лучевой терапии и ядерной медицины», «Физика медицинских ускорителей» и «Физические основы методов медицинской визуализации». Объем каждого модуля – 80 часов.

Для выполнения программы в процессе обучения включены лекции, семинары, практические занятия в учебных и научно-исследовательских лабораториях, практические занятия в клинических отделениях и лабораториях. Практикум в учебных и научно-исследовательских лабораториях направлены на закрепление теоретических знаний по разделам программы и углубленное овладение базовыми представлениями о возможностях физических методов для медицины. Практические занятия в клинических отделениях и лабораториях направлены на овладение навыками практической работы на действующем высокотехнологичном медицинском оборудовании. Занятия предусматривают также ознакомление с методами анализа полученных данных с целью диагностики патологии и планирования лечения.

Курсы в первую очередь рассчитаны на физиков и инженеров, которые уже работают в онкологических диспансерах, и хочется надеяться, что будут востребованы ими.

1. Черняев А.П., Белоусов А.В., Варзарь С.М. Подготовка специалистов для медицинской физики на кафедре физики ускорителей высоких энергий московского университета. Материалы III Евразийского конгресса по медицинской физике и инженерии, Москва, 2010, Т.2, с.176-179.
2. Статус и перспективы развития ядерной медицины и лучевой терапии в России на фоне мировых тенденций. Общественная палата Российской Федерации. Москва. 2008.

НЕОБХІДНІСТЬ В ІСНУВАННІ ОРГАНІЗАЦІЇ МЕДИЧНИХ ФІЗИКІВ В УКРАЇНІ

С.М. Лучковський

МЦ «КіберКлініка Спіжженка»

вул. Радянська, 21, с. Капітанівка, Києво-Святошинський район, Україна, 08112;

+(38) (044) 538 03 00; luchray@gmail.com

Анотація. Об'єднання медичних фізиків України в єдину організацію є необхідною умовою для розвитку медичної фізики і підвищення точності і якості лікування та діагностики пацієнтів в клініках нашої країни. Основною метою даної організації повинно бути підвищення професійного рівня медичних фізиків України.

Аннотация. Объединение медицинских физиков Украины в единую организацию является необходимым условием для развития медицинской физики и повышения точности и качества лечения и диагностики пациентов в клиниках нашей страны. Основной целью данной организации должно быть повышение профессионального уровня медицинских физиков Украины.

Abstract. Association of medical physicists of Ukraine into a single organization is essential for the development of medical physics and to improve the accuracy and quality of treatment and diagnostics of patients in the hospitals of our country. The main purpose of this organization shall be to improve the professional level of medical physicists of Ukraine.

Ключові слова: медична фізика, асоціація медичних фізиків, медичний фізик.

Ключевые слова: медицинская физика, ассоциация медицинских физиков, медицинский физик.

Key words: medical physics, association of medical physics, medical physicist.

Існування єдиної організації медичних фізиків є надзвичайно важливим кроком на шляху становлення та подальшого розвитку медичної фізики як дисципліни в Україні. Метою подібної організації є підвищення професійного рівня медичних фізиків задля надання кращої допомоги пацієнтам медичними фізиками в клінічній практиці, освіті, індустрії та у фундаментальних дослідженнях.

Для уникнення можливих непорозумінь коротко визначимо що входить в поняття медична фізика і на які розділи вона поділяється. Загальним визначенням медичної фізики є застосування методів, теорії та засобів фізики в медицині. Інше визначення медичної фізики - розділ фізики, який фокусується на застосуванні фізики в охороні здоров'я. Тобто медична фізика – це, в першу чергу розділ фізики, що застосовує свої напрацювання в медицині. В сферу медичної фізики відносять такі галузі: фізика ультразвуку, фізика магнітного резонансу, фізика комп'ютерної томографії, фізика променевої терапії, фізика ядерної медицини, фізика рентгенівських променів тощо [1]. Загалом всі сфери застосування медичної фізики можна поділити на декілька розділів, два із яких є найбільш поширеними: медичні зображення (або діагностична медична фізика) та лікування захворювань. До інших сфер застосування можна віднести радіаційний захист, фізіологічні методи вимірювань тощо.

Таким чином, кого повинна об'єднувати організація медичних фізиків? Європейська федерація організацій медичної фізики (EFOMP) дає відповідь на дане питання [2] - всіх медичних фізиків, що працюють як викладачі в університетах, дослідники в наукових та промислових лабораторіях, а також клінічні фізики в лікарнях.

Попре це в різних країнах подібні об'єднання можуть відрізнятися один від одного і включати до себе крім медичних фізиків також біомедичних інженерів. Розглянемо деякі із існуючих та попередніх організацій медичних фізиків інших країн світу. Вперше гостро питання про залучення фізиків у медицину постало при відкритті рентгенівських променів та радіоактивності в кінці 19 ст. – початку 20 ст., коли стало зрозуміло, що лікарі, навіть із фізичною освітою не можуть вирішити проблеми, пов'язані із медичним застосуванням іонізуючого випромінювання [2]. В 1897 році в Британії було створено Roentgen Society [3], яке об'єднувало фізиків та лікарів, що працювали із рентгенівськими променями. В 1927 році

дане товариство було реорганізовано в The British Institute of Radiology (BIR). Однак з часом виникла необхідність у існуванні організації, яка могла б займатися проблемами лише медичної фізики. Тому в 1942 році була створена Hospital Physicists Association (HRA), яка об'єднала фізиків Британії, що працювали в лікарнях. Подібна до неї організація в США була створена в 1958р. (The American Association of Physicists in Medicine – AAPM), яка існує до цього часу і є найвпливовішою організацією медичних фізиків у світі. У 1980 році була створена Європейська федерація організацій медичної фізики (European Federation of Organizations for Medical Physics - EFOMP) за аналогом Міжнародної організації медичної фізики (International Organization for Medical Physics – IOMP, створена в 1963р.). Метою створення організації було об'єднати медичних фізиків Європи через національні організації задля вироблення рекомендацій по загальній відповідальності та ролі медичних фізиків, проведення європейських з'їздів медичних фізиків [2]. Останні два десятиріччя організації медичних фізиків об'єднуються разом із організаціями біомедичних інженерів. Мабуть однією з перших подібних організацій став британський Інститут фізики та інженерії у медицині (Institute of Physics and Engineering in Medicine - IPEM), заснований в 1997, шляхом об'єднання HRA та Товариства біологічних інженерів (The Biological Engineers Society - BES). На сьогодні в різних країнах існують організації, що включають в себе об'єднання лише медичних фізиків (наприклад, США, Іспанія, Німеччина, Франція, Росія, Польща тощо), так і спільні організації фізиків та інженерів (наприклад, Велика Британія, країни Прибалтики, Словенія, Словаччина, Кіпр, Сербія, Болгарія та інші).

В якому форматі повинна існувати подібна організація в Україні є відкритим питанням. Однозначно лише можна відповісти, що організація медичних фізиків повинна існувати і досягати поставлених перед нею цілей для підвищення якості надання медичних послуг пацієнтам нашої країни. Серед основних цілей організації медичних фізиків можна виділити:

Об'єднання всіх медичних фізиків України.

Підтримка медичних фізиків:

Академічна – проведення післядипломного навчання. Наприклад, курсів, шкіл, семінарів, або направлення на курси через міжнародні гранти тощо;

Інформаційна – узагальнення та публікація у доступній для всіх членів (або повністю відкрита) інформація про різні заходи, події та новини в сфері медичної фізики.

Організація щорічних науково-практичних конференцій із проблем медичної фізики задля підвищення наукового рівня медичної фізики України, а також для обміну досвідом та напрацюваннями в сфері медичної фізики та стимуляції наукових досліджень. (Дану конференцію можна проводити спільно із іншими організаціями суміжних дисциплін (радіаційної онкології, радіології тощо). Як додаток до цього є необхідність у виданні власного журналу, де будуть публікуватися результати наукових досліджень, протоколи тощо. Одним із перших кроків в цьому напрямі може бути відкриття секції «Фізика» в існуючих журналах із радіаційної онкології, діагностики.

Розробка нормативних документів, рекомендацій тощо, що стосуються застосування медичної фізики. (До таких документів відносяться, стандарти по визначенню поглинутої дози у воді, протоколи перевірки якості в радіаційній онкології та радіології).

Розробка рекомендаційних програм навчання медичних фізиків в університетах України.

Заснування центру-лабораторії для проведення аудиту (обов'язкового характеру) з калібровки апаратів по поглинутій дозі, IMRT-аудиту тощо.

Крім того, один із відділів даного центру може займатися метрологічною перевіркою медичного-дозиметричного обладнання, тобто виконувати функцію лабораторії вторинного (дуже бажано) стандарту.

1. Режим доступу: <http://www.medphys.ca/content.php?sec=1>.

2. The European Federation of Organizations of Medical Physics. Policy Statement Nr.2. The roles, responsibilities and status of the clinical medical physicist. Режим доступу: <http://efomp.org/images/docs/policy/policy2.html>.

ИСТОРИЯ И ПЕРСПЕКТИВЫ МЕДИЦИНСКОЙ ФИЗИКИ И БИМЕДИЦИНСКОЙ ИНЖЕНЕРИИ В УКРАИНЕ

В.Э.Орел

*Национальный институт рака,
ул. Ломоносова, 33/43, Киев, Украина, 03022;
+38(044)2576068; v-orel@voliacable.com*

Аннотация: Приведен краткий анализ и систематизация информации об истории и перспективах работы медицинских физиков и биомедицинских инженеров в Украине. Предлагается ввести в номенклатуру Министерства здравоохранения Украины соответствующую специальность и должность, а также в перечне научных специальностей Министерства образования и науки, молодежи и спорта Украины — «медицинская физика».

Abstract. The brief analysis and systematization of information about the history and perspectives of medical physicists and biomedical engineers in Ukraine. It is proposed introduction to the nomenclature of the Ministry of Health and the relevant specialty positions, in the list of scientific specialties, Ministry of Education, Science, Youth and Sports of Ukraine – «Medical Physics».

Ключевые слова: медицинская физика, история, перспективы, образование.

Key words: medical physics, history, prospects, education.

Цель работы. Анализ и систематизация информации об истории и перспективах работы медицинских физиков и биомедицинских инженеров в Украине.

Материалы и методы. Изучены архивные материалы Академии наук Чешской республики, Национального института рака, материалы Всемирного конгресса медицинской физики и биомедицинской биоинженерии 2012г., технические характеристики оборудования для лучевой диагностики отечественных производителей и информация о состоянии образования медицинских физиков и биомедицинских инженеров в Украине.

Результаты. Одним из первых основателей медицинской физики является ученый украинского происхождения И.Пулюй (1845-1918гг.). В 1920 году был создан Киевский рентгеновский институт. Первым директором института был физик Ю. П. Тесленко. Руководителями отдела (лаборатории) медицинской физики и биоинженерии института в разные годы были В. К. Роше, И. В. Доманский, Б. Р. Киричинский, А. И.Даниленко, М. С.Овощников и Б. К. Никишин. В отделе начинал свою научную деятельность

А. П. Александров, который впоследствии стал академиком и президентом Академии наук СССР. Были разработаны первый в Украине эталон единицы внесистемной экспозиционной дозы – рентген (Р), тотальный флюорограф, рентгеновский компьютерный томограф 3-го поколения, аппаратно-програмный комплекс «ТРА-3» для регистрации механоэмиссии крови, технология радиочастотной гипертермии с помощью аппарата «Магнитерм».

Перспективными современными направлениями в медицинской физике и биомедицинской инженерии являются разработки нанотехнологий для диагностики и терапии злокачественных новообразований с использованием ионизирующего и неионизирующего излучений, мультимедийные технологии лучевой диагностики, протонная терапии опухолей и др.

В Украине открываются новые медицинские центры, приобретает дорогостоящее медицинское оборудование для лучевой диагностики и терапии. При этом уровень вузовской подготовки специалистов, которые будут работать на этом высокотехнологическом

оборудованні, не відповідає сучасним вимогам. Тому необхідно вкладати кошти в освіту, перш за все клінічних медичних фізиків і біоінженерів. Обслуговуванню клінік медичними фізиками серйозно заважає відсутність в номенклатурі Міністерства охорони здоров'я України відповідної спеціальності і посади, а також в переліку Міністерства освіти і науки, молоді та спорту України — наукової спеціальності «медична фізика».

Висновки.

1. Українські спеціалісти медичної фізики і біомедичної інженерії, мають ряд практично реалізованих розробок сучасного рівня. Це відкриває можливості для прагматичної реалізації конкурентних інноваційних розробок, перш за все в українських медичних закладах.

2. Необхідно введення в номенклатурі Міністерства охорони здоров'я України відповідної спеціальності і посади, а також в переліку наукових спеціальностей Міністерства освіти і науки, молоді та спорту України — «медична фізика».

ОСВІТА ТА ФУНДАМЕНТАЛЬНІ НАУКОВІ ДОСЛІДЖЕННЯ У БОРОТБІ ПРОТИ РАКУ

В.М. Бондар^{1,2*}, Є.В. Куліч¹, Б.Ю. Лещенко^{1,2}

1) Київський Національний Університет імені Тараса Шевченка

2) Національний Технічний Університет України «Київський Політехнічний Інститут»

**вул. Володимирська 64/13, м. Київ, Україна, 01601;*

+(38) (044) 5213284; vira_bondar@ukr.net

Анотація. У даній статті розглядається освітнє питання у контексті переходу «від чистої науки до медичної реальності». Зокрема, наведено приклади застосування інструментів фундаментальних досліджень фізики високих енергій у ПЕТ діагностиці та лікуванні ракових захворювань за допомогою терапії протонами (легкими йонами).

Аннотация. В данной статье рассматривается вопрос образования в контексте перехода «от чистой науки к медицинской реальности». В частности, приводятся примеры использования инструментов фундаментальных исследований физики высоких энергий (ФВЭ) в ПЕТ диагностике, а также лечении раковых заболеваний с помощью терапии протонами (легкими ионами).

Abstract. This paper considers education as an instrument of transition “from pure science to medical reality”. In particular, application of High Energy Physics (HEP) instruments in PET imaging and particle therapy is discussed.

Ключові слова: освіта, фундаментальні дослідження, ПЕТ діагностика, протонна терапія.

Ключевые слова: education, fundamental research, PET imaging, proton therapy.

Key words: освіта, фундаментальні дослідження, ПЕТ діагностика, протонна терапія.

Вступ. Запорукою успішного впровадження сучасних наукових досягнень у створенні новітніх технологій діагностики та лікування ракових захворювань є взаємодоповнююча злагоджена взаємодія між фундаментальними науковими дослідженнями, їх безпосереднім медичним застосуванням та освітою, як необхідною та обов'язковою умовою їх успішного та ефективного взаємоіснування.

Уся історія розвитку медичної фізики сповнена фантастичними та захоплюючими нобелівськими відкриттями, які, безперечно, є результатом довготривалих фундаментальних наукових досліджень. Однією із перших історичних передумов розвитку радіаційної медицини було відкриття Вільгельмом Рентгеном таємничих рентгенівських променів у 1895 році. Величезною подією стало відкриття радіоактивності Генрі Беккерелем, а також

результати подальших досліджень П'єра та Марії К'юрі. У 1911 році угорський вчений Георг Хевеши вперше запропонував трейсерний принцип використання мічених ізотопів. Історія відкриття даного принципу досить кумедна. Хевеши, працюючи разом з іншими видатними вченими у Манчестерському проекті по створенню атомної бомби, запідозрив, що куховарка використовує недоїдене м'ясо зі сніданку для приготування вечері. Такі звинувачення дівчина різко заперечувала і тоді Хевеши проявив кмітливість та підклав у ранкову їжу трохи радіоактивного препарату. Увечері вчений прийшов до їдальні з детектором та зафіксував у їжі наявність того ж таки препарату. Нині принцип мічених ізотопів широко використовується у медичній галузі. До подальших найважливіших історичних подій відносяться відкриття Ернстом Лоуренсом циклотрону, дослідження штучної радіоактивності подружжям Жоліо-Кюрі, та відкриття поділу ядер.

Сьогодні ж продовження проведення фундаментальних досліджень у всіх галузях передової науки є надзвичайно важливим, оскільки в майбутньому результати даних досліджень неочікувано ефективно можуть бути застосовані в найрізноманітніших сферах людського життя, в тому числі і в медицині. І однією з умов успішності таких досліджень та їх гармонічного медичного застосування, безумовно, є фундаментальна освіта.

У даному огляді піднімається питання - яким чином ми можемо використовувати досягнення фундаментальних досліджень фізики високих енергій у медичній галузі. Це продемонстровано на прикладі багатообіцяючої біомедичної області діагностики та лікування раку. Зокрема, представлено огляд сьогодення та майбутнього провідних технологій позитронно-емісійної томографії (ПЕТ), а також досягнення інноваційного методу терапії протонами (легкими йонами). Інші області прокладних застосувань, таких як, наприклад, променева терапія фотонами, а також надійність та безпека використання інструментів медичної фізики, не розглядаються. Дана інформація наведена у [1].

Фізика високих енергій та протонно-емісійна томографія. ПЕТ – один із сучасних радіонуклідних методів ядерної медицини, який дає можливість за допомогою спеціального детекторного обладнання відстежувати в організмі розподіл біологічно активних сполук. А прийшов у медицину принцип ПЕТ саме завдяки фантастичним фундаментальним дослідженням у фізиці високих енергій. Зокрема, вперше дана методика була успішно продемонстрована фізиками ЦЕРНу, Девідом Таунсендом (David Townsend) та Аланом Евансом (Alan Jeavons) [2], які у 1970-ті роки вперше отримали ПЕТ зображення миші з використанням ^{18}F .

Сьогодні клінічне ПЕТ обладнання широко використовується в ядерній медицині для діагностики ракових захворювань та моніторингу ефективності їх лікування. Метод ґрунтується на реєстрації пари гамма-квантів, які виникають під час анігіляції позитронів, що випромінюються β^+ -радіонуклідом. У якості радіонукліда найчастіше використовують ^{18}F , який синтезується з глюкозою (фтордезоксиглюкоза). Даний препарат вводиться в організм людини та концентрується в областях підвищеної активності використання глюкози, що може бути індикатором метаболічних порушень. ПЕТ часто використовують у поєднанні з магнітно-резонансною томографією (МРТ), а також комп'ютерною томографією (КТ), що є більш інформативною щодо анатомічної структури органів.

ПЕТ також продовжують активно застосовувати для проведення біомедичних фундаментальних досліджень. Однак, незважаючи на велику кількість переваг, сучасні можливості ПЕТ технологій мають ряд обмежень. Зокрема, на сьогоднішній день найкращі ПЕТ системи, призначені для дослідження організму людини, здатні забезпечити просторову роздільну здатність не краще 4 мм. У той же час чутливість найпередовіших систем, що визначається як відношення кількості зареєстрованих збігів до повної кількості анігіляційних подій, лежить у межах 2-5%. Дані фактори спричинюють певні обмеження на застосування ПЕТ методики як у медицині, так і у біомедичних експериментах. Тому надзвичайно важливим є проводити фундаментальні дослідження у цій області, аби знайти інноваційні методи подолання бар'єрів ПЕТ застосування. Необхідно також звернути увагу на те, щоб

дані новітні технології були відносно доступними з фінансової точки зору, та легкі у освоєнні користувачем.

Цікаво проаналізувати, наскільки ефективно інструменти фундаментальних досліджень фізики високих енергій можуть бути використаними у медицині. Зокрема, мова йде про застосування нових сцинтилюючих кристалів та матеріалів для реєстрації фотонів (The Crystal Clear Collaboration: from L3 BGO and CMS PBO4 to the LuAp). Деякі новітні альтернативні варіанти, як наприклад рідкий ксенон та MG-RPC's, знаходяться на стадії дослідження [3, 4]. Слід також відмітити використання високоякісних фотопомножувачів, мікроканалних пластин (MCP, Micro Channel Plates), лавинних фотодіодів (APD (Avalanche Photo Diode), кремнієвих фото помножувачів (SiPM, Silicon Photomultipliers), з передовими характеристиками щодо компактності, квантової ефективності та стабільності.

Варто звернути увагу і на питання комп'ютерного моделювання, яке сьогодні є невід'ємною частиною досліджень у фізиці високих енергій. Одним із кодів, який широко використовується для даних цілей є код GEANT4. У той же час моделювання також стало надзвичайно важливою частиною досліджень медичної діагностики. Зокрема, розроблено спеціальний інтерфейс до того ж таки коду GEANT4, що також активно використовується в медицині [5].

Нові технологічні рішення спочатку реалізуються та досліджуються за допомогою прототипних варіантів обладнання, які розробляються цілими колабораціями фізиків-експериментаторів та в подальшому можуть набути широкого застосування у біомедичних галузях. Зокрема, цікаво навести деякі приклади успішних результатів таких досліджень. А саме:

мікрокамера ПЕТ для тварин. Цей невеличкий пристрій діаметром 20 см широко використовується у радіо фармакології [6, 7, 8];

прототипи клінічних ПЕТ сканерів для діагностики простати [9] та молочної залози [10]. Індивідуальна технологія даних пристроїв дасть можливість мінімізувати паралакс-ефект та досягти роздільної здатності 1 мм при діагностиці пухлин молочної залози;

нещодавно було зроблено спроби розробки прототипу ПЕТ високої роздільної здатності на основі неконвенційної ПЕТ конфігурації. Дану методику планується застосовувати для моніторингу при біопсії та радіо-хірургічних процедурах при ракових захворюваннях молочної залози, меланоми, голови та шиї, легень, підшлункової залози та простати [11].

Велика увага також приділяється дослідженням застосування метод часу прольоту (Time-of-Flight, ToF) при ПЕТ діагностиці. Зокрема, ToF вимірювання від анігіляційних фотонів ПЕТ камери могло б значно покращити роздільну здатність методу, а також дало б змогу зменшити фонові ефекти від випадкових збігів та розсіяних фотонів. І нарешті, використання швидкої електроніки фізики високих енергій могло б дати можливість реалізувати обробку та реконструкцію зображень у режимі реального часу. Сучасні медичні комерційні ПЕТ камери з передовою електронікою дають можливості виконувати ToF дослідження на рівні 350-500 пс [12, 13]. Використання даної методики дає змогу значно покращити якість зображення та зменшити дозу для пацієнта. Це особливо важливо у випадку лікування пацієнтів з великою вагою, що негативно впливає на якість зображення. Потенціальні можливості використання пікосекундних ToF технологій, що активно розвиваються у фізиці високих енергій, у поєднанні із застосуванням LaBr_3 кристалів – ось один із шляхів інноваційного покращення ПЕТ методики.

Лікування протонами (легкими йонами). На сьогоднішній день більш ніж 50% хворих на ракові захворювання застосовують для лікування радіотерапію, або її комбінацію з іншими видами лікування, такими як хірургія, або хіміотерапія. Головним завданням при використанні радіотерапії є повне знищення злоякісної пухлини із мінімальним пошкодженням здорових тканин. Однак, у деяких випадках (наприклад, у випадку високої радіорезистивності ракових клітин, що знаходяться близько до органів ризику),

використання терапії з опроміненням гамма-квантами (або електронами) не може бути реалізоване. Це часто є особливо важливо у випадку лікування дітей, ріст яких іще продовжується і побічні ефекти від променевої терапії можуть бути надто великими.

У таких випадках для може бути застосована адронна терапія, що передбачає опромінення протонами (легкими іонами), фізичні та радіобіологічні властивості яких дозволяють обійти вище згадані проблеми променевої терапії [14]. Переваги опромінення протонами полягає в тому, що практичну всю дозу важка заряджена частинка передає вкінці свого шляху (де спостерігається так званий пік Брегга). Це забезпечує мінімальне опромінення здорових тканин. Однак протонна терапія передбачає наявність протонного прискорювача, що є значно дорожчим та складнішим, ніж у випадку електронних прискорювачів. А саме, у 2006 році у світі активно функціонувало близько 25 центрів протонної терапії. На початок 2011 року, кількість таких центрів зросла до 38, серед яких у 32-х лікування проводиться з використанням протонів, а у решти 6-ти – з опроміненням йонами карбону. Важливо відмітити, що сьогодні ще 24 центри знаходяться на стадії планування або безпосереднього спорудження. Загалом, близько 74,000 пацієнтів було опромінено. За останні 5 років дуже активізувався розвиток нових прискорювальних систем, систем моніторингу пучка та доз. Останнім досягненням у протонній терапії вважається «протонного» сканування, що відкриває нові можливості протонної терапії з модульованою інтенсивністю (IMPT, intensity-modulated proton therapy) [15].

Основною проблемою при даній терапії є те, що пухлина – не є «простою мішенню», а частиною складного організму людини. Саме тому процес лікування є комплексним і передбачає складну систему планування та контролю опромінення. Як бути впевненим, що доза доставлена у «правильне» місце? Як врахувати рух органів під час опромінення? Яка отримана доза? Ці питання є фундаментальними для даного методу лікування. На сьогодні, наприклад, можливості вимірювання отриманої дози у режимі реального часу дуже обмежені. Тому, надзвичайно важливим є проведення досліджень та впровадження інноваційних технологій діагностики та моніторингу пацієнтів під час лікування.

Висновки. Досягнення та безцінний досвід фундаментальних наукових досліджень у передових галузях науки, безумовно, можуть бути ефективно застосованими у створенні новітніх методів медичної діагностики та лікування, а також значному покращенні вже існуючих клінічних методик. Однак, ефективність таких впроваджень надзвичайно залежить комплексного підходу до наукових досліджень не лише як до «чистої науки». А це, в першу чергу, потребує креативного глобального способу мислення самих науковців, а також наявності обов'язкової фундаментальної освіти тих, хто використовує результати цих науковців для впровадження новітніх технологій у медичній галузі. Для досягнення взаємного успіху надзвичайно важливим є підхід не лише як користувача, але також наявність глибокого розуміння фізичних принципів методик та обладнання, що використовується. Це б забезпечило взаємодоповнюючу злагоджену взаємодію між науковими дослідженнями та їх медичним застосуванням. А однією із проміжних ланок між ними є фундаментальна освіта.

1. Режим доступу: <http://www.animma.org/>
2. Режим доступу: <http://cerncourier.com/cws/article/cern/29359>
3. Режим доступу: - <http://crystalclear.web.cern.ch/crystalclear/>
4. *Amaudruz A. et al. (Triumph/UBC) : Investigation of liquid xenon detectors for PET: Simultaneous reconstruction of light and charge signals from 511 keV photons // Proc. Of Nuclear Science Symposium Conference Record, 2007. –Vol. 4. – P. 2889 – 2891.*
5. Режим доступу: <http://www.opengatecollaboration.org/>
6. *Fontaine R. et al. The Hardware and Signal Processing Architecture of LabPET™, a Small Animal APD-Based Digital PET Scanner // IEEE Transactions on Nuclear Science. – 2009. – Vol. 56. – № 1. – P. 3 – 9.*
7. *Vaska P. et al. RatCAP: miniaturized head-mounted PET for conscious rodent brain imaging // IEEE Transactions on Nuclear Science. – 2004. – Vol. 51. – № 5. – P. 2718 – 2722.*

8. *Schaart, D. et al.* SiPM-array based PET detectors with depth-of-interaction correction // IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record, Dresden, 2008. – P. 3581 – 3585.
9. *Huber, J.S. et al.* -Dual-modality PET/ultrasound imaging of the prostate // IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record, 2005. – P. 2187 – 2190.
10. *Abreu, M.C. et al.* Design and evaluation of the clear-PEM scanner for positron emission mammography // IEEE Transactions on Nuclear Science. – 2006. – Vol. 53. – № 1. – P. 71 – 77.
11. *Majewski et al.* Dedicated mobile PET prostate imager // J Nucl Med. – 2011. – Vol. 52 – P. 1945.
12. *Karp J. et al.* Benefit of Time-of-Flight in PET: Experimental and Clinical Results // J Nucl. Med. – 2008. – Vol. 49. – № 3. P. 462 – 470.
13. *Moses W.W., Derenzo S.E.* Prospects for time-of-flight PET using LSO scintillator // IEEE Transactions on Nuclear Science. – 1999. – Vol. 46. – № 3. – P. 474 – 478.
14. Particle Therapy Co-Operative Group, Режим доступу: <http://ptcog.web.psi.ch/>
15. *Peggs S. et al.* A survey of hadron therapy accelerator technologies - Particle Accelerator Conference, 2007. – P. 115 – 119.

РОЗВИТОК КИЇВСЬКОЇ ШКОЛИ МЕДИЧНОЇ ФІЗИКИ ЗА 170 РОКІВ (1841 – 2011)

О.В.Чалий

*Національний медичний університет імені О.О.Богомольця
avchal@ntmu.kiev.ua*

Анотація. Розглянуті головні історичні етапи розвитку Київської школи медичної фізики за 170 років – від часів заснування медичного факультету Київського університету Святого Володимира у 1841 році та утворення спеціалізованої кафедри фізики в Київському медичному інституті у 1920 році до нашого часу.

Ключові слова: Київський університет Святого Володимира, Національний медичний університет імені О.О.Богомольця, медична фізика.

Протягом майже 80 років з моменту відкриття у вересні 1841 року медичного факультету в Київському університеті Святого Володимира і аж до квітня 1920 року, коли на базі медичного факультету університету був створений Київський інститут охорони здоров'я, який у грудні 1920 року був реорганізований в Київську державну медичну академію, а потім рівно через рік в Київський медичний інститут, окремої кафедри для викладання фізики студентам-медикам не існувало.

Першим лектором, що читав у Київському університеті курс фізики для студентів-медиків, був В.П. Чехович, який займав посаду професора на кафедрі загальної фізики до 1846 року. Професор В.П. Чехович, геолог за освітою, читав лекції з фізики в тому обсязі, в якому вона викладалася в духовних закладах, і не йшов далі гімназичного курсу.

Викладання фізики дещо поліпшилося після приходу в Київський університет професора Е.А. Кнорра (1846-1858 рр.) і його наступника -професора М.І. Тализіна, що завідував кафедрою фізики з 1858 р. по 1865 р. З ініціативи Е.А. Кнорра в 1856 р. при університеті була побудована метеорологічна обсерваторія, яка існує і зараз в центрі Києва, на розі вулиць Воробського та Обсерваторної.

Початок серйозних наукових досліджень на кафедрі фізики Київського університету, в тому числі і на медичному факультеті, пов'язано з ім'ям відомого вченого і педагога, фундатора першої фізичної школи на Україні професора М.П. Авенаріуса (7.09.1835 - 4.09.1895), який очолював кафедру фізики біля 25 років, в період з 1865 р. по 1890 р. Професор М.П. Авенаріус був широко освіченою людиною. Своєю невтомною педагогічною діяльністю і чудовими науковими дослідженнями він зробив великий внесок в розвиток фізичної науки.

Протягом 1873-1877рр. М.П. Авенаріусом і його учнями були отримані точні значення критичних параметрів для багатьох речовин, які увійшли в основний фонд фізичних величин і довго залишалися незмінними. Хоча професор М.П. Авенаріус безпосередньо не займався науковими дослідженнями в області медичної фізики, з його ініціативи в 1873 р. створюється перша в Київському університеті спеціальна лабораторія медичної фізики, яку очолював доктор медицини А.С. Шкляревський. З 1865 р. по 1890 р. очолював кафедру фізики Київського Університету, в тому числі і на медичному факультеті. А.С. Шкляревський спеціалізувався головним чином в області патологічної фізіології і патологічної анатомії. Видав в 1881-1882 рр. "Лекції з медичної фізики". Видячи з аналізу стану медицини, він пропагував необхідність викладання фізики для лікарів. Шкляревський А.С. захистив дисертацію на здобуття наукового ступеня доктора медицини на тему: " Про проходження білих кров'яних кульок крізь колоїдні оболонки". Основні роботи присвячені проблемам запалення, проникності судинної стінки, фізіології капілярів. Першим застосував експериментальний метод для аналізу механізму екстра-вазації і міграції лейкоцитів.

Наступником професора М.П.Авенаріуса на посаді завідуючого кафедри фізики Київського університету Св. Володимира протягом 13 років (1890-1903рр.) був професор М.М. Шиллер (13.03.1848 - 23.11.1910), фахівець в області термодинаміки та електродинаміки, який очолив першу в Україні кафедру теоретичної фізики і написав біля 90 наукових робіт. Наукові роботи М.М.Шиллера відносяться до багатьох розділів фізики: механіки, термодинаміки, оптики, молекулярної фізики та ін. Велику популярність мали наукові дослідження М.М.Шиллера присвячені експериментальним обґрунтуванням основних положень одного з самих видатних наукових досягнень XIX віку - електродинамік Дж. Максвелла.

Професор Шиллер Микола Миколайович очолював кафедру теоретичної фізики Київського ун-ту з 1890 по 1903 р. Закінчив Московським університет (1868 р.) В 1871 - 1874 працював в Берлінському університеті. В 1896р. при Київському університеті було засноване фізико-медичне товариство, метою якого було зближення медицини та інших галузей природознавства, широке використання результатів фундаментальних досліджень в медичній практиці. Очолював це товариство, яке проіснувало приблизно 20 років, завідувач кафедри шкірних хвороб, професор М.І.Стуковенко. Цікаво зазначити, що майже через 100 років після заснування фізико-медичного товариства його робота була відновлена в Київському медичному інституті імені О.О.Богомольця.

Академік Косоногов Йосип Йосипович (31.03.1866 - 22.03.1922) очолював кафедру фізики Київського університету з 1903 по 1920 р. Закінчив Київський ун-т в 1889р. Учень М.П. Авенаріуса. З 1903р. і до 1920 р. керував кафедрою фізики Київського університету. Наукові праці присвячені дослідженню електричних і оптичних явищ. В 1902 р. відкрив оптичний резонанс в області видимих променів і цим явищем пояснив причину яскравого кольору неоднорідних за структурою тіл. Вперше застосував ультрамікроскоп для вивчення яви електролізу. Він був талановитим експериментатором і виконав ряд цінних досліджень, присвячених фізиці діелектриків, фізичній оптиці та деяким іншим питанням, приділяв велику увагу удосконаленню методики викладання фізики як у вищій, так і в середній школі. Професор Й.Й. Косоногов опублікував ряд підручників і навчальних посібників з фізики, в тому числі керівництво з фізики для студентів університетів.

Першим завідуючим кафедрою фізики Київського медичного інституту був професор Б.М. Янкович, який керував нею з 1920 р. по 1922 р. Учень Н.І.Косоногова. Організатор першого у Києві рентгенодіагностичного кабінету при факультетській хірургічній клініці проф. Н.М. Волковича (1914). Голова Союзу молодших викладачів вищих навчальних закладів м. Києва. Наукові праці присвячені теоретичній механіці. Загальний напрямок викладання фізики для студентів-медиків по суті не змінювався аж до початку 50-х років.

Наступниками професора Б.М. Янковича були: професор Г.С. Руденко (завідував кафедрою в 1922-1925 рр.; 1929-1941 рр.; 1943-1948 рр.), професор О.Г. Гольдман (завідував кафедрою в 1925-1929 рр.) та доцент Д.М. Трубченко (завідував кафедрою в 1941-1943 рр.;

1948-1952 рр.). Вони приділяли головну увагу налагодженню педагогічного процесу, створенню навчальних лабораторій. Спеціальна задача, яку необхідно було вирішити, полягала в підготовці майбутніх лікарів до оволодіння фізичною апаратурою. Велике значення у розв'язанні цієї задачі мало обрання на посаду завідувача кафедри фізики КМІ академіка Гольдмана Олександра Генріховича (3.11. 1884 - 30.12.1971), який закінчив Лейпцігський (1908) і Київський (1909) університети та який був одночасно першим директором найбільш відомого в Україні наукового фізичного закладу - Інституту фізики НАН України.

Тільки на початку 50-х років стала очевидною необхідність перебудови викладання фізики студентам-медикам. В цей період в світовій науці відбувалися дуже важливі процеси, а саме: біологічна фізика зробила рішучий крок від безпосередніх фізичних методів дослідження до широкого трактування фізіологічних і патологічних процесів з фізико-хімічної точки зору. Виникли і почали стрімко розвиватися біоенергетика, нейрокібернетика, молекулярна генетика, радіобіологія, радіології, радіаційної гігієни та багатьох інших. Теоретична та експериментальна фізика породила такі наукові концепції як гідродинамічна теорія кровообігу, релаксаційна теорія слуху, радикально-ланцюгова теорія променевих пошкоджень, квантові уявлення в фізіології.

Ці досягнення знайшли свій безпосередній прояв у викладацькій роботі кафедри фізики Київського медичного інституту (зараз – Національного медичного університету імені О.О.Богомольця). За останні роки на кафедрі медичної і біологічної фізики проводяться актуальні наукові дослідження, які дозволили отримати нові цінні наукові результати у співпраці з вченими кафедр Національного медичного університету, Київського національного університету імені Тараса Шевченка, Національного технічного університету «Київський політехнічний університет», ряду інститутів НАН України (Інституту фізики, Інституту ядерної фізики, Інституту напівпровідників, Інституту фізичної хімії, Інституту хімії поверхні, Інституту фізіології, Інституту матеріалознавства, Інституту кібернетики та ін.), Національного педагогічного університету імені М.П.Драгоманова, Університетів м. Галле і м. Фрайберга (Німеччина).

Особливо тісний творчий зв'язок існує між науковцями і викладачами кафедри медичної і біологічної фізики НМУ імені О.О.Богомольця та кафедри молекулярної фізики КНУ імені Тараса Шевченка. Останнім часом посилилися контакти між кафедрою фізики НМУ та Центром радіаційної безпеки КНУ.

Немає сумніву в тому, що в XXI столітті досягнення сучасної медичної фізики будуть мати зростаючий вплив на розвиток медицини, визначаючи тим самим рівень підготовки висококваліфікованих лікарів, які так необхідні для забезпечення охорони здоров'я населення України.

Нормативно-правові аспекти супроводження використання ДІВ у сфері охорони здоров'я

- Імплементация міжнародних вимог в національне законодавство**
- Вдосконалення адміністративно-правового регулювання поведінки з джерелами іонізуючого випромінювання у медицині**

Regulatory-law aspects of the ionizing radiation sources using in health care

- Implementation of international legal laws into national legislation***
 - Improvement of administrative and legal regulation of ionizing radiation sources using in medicine***
-

ПРОБЛЕМИ СИСТЕМАТИЗАЦІЇ ЯДЕРНОГО ЗАКОНОДАВСТВА УКРАЇНИ: СЬОГОДЕННЯ ТА МАЙБУТНЄ

Г.І. Балюк

Київський національний університет імені Тараса Шевченка

вул. Володимирська, 60, м. Київ, Україна, 01601;

+38 (044) 239 31 67; : ekologiczne_pravo@ukr.net

Анотація. Розкриваються проблеми систематизації ядерного законодавства України, можливості використання таких форм його систематизації як інкорпорація, консолідація та кодифікація. Внесено пропозиції щодо розробки концепції систематизації ядерного законодавства.

Аннотация. Раскрываются проблемы систематизации ядерного законодательства Украины, возможности использования таких форм его систематизации как инкорпорация, консолидация и кодификация. Внесены предложения по разработке концепции систематизации ядерного законодательства.

Abstract. The problems of systematization nuclear legislation of Ukraine, the possibility of using such forms of systematization as incorporation, consolidation and codification are analyzed. The author provided the ways of concept development of systematization nuclear legislation.

Ключові слова: ядерне законодавство України, систематизація ядерного законодавства.

Ключевые слова: ядерное законодательство Украины, систематизация ядерного законодательства.

Key words: nuclear legislation of Ukraine, systematization nuclear legislation.

Чинне законодавство України, в якому визначаються правові засади у сфері використання ядерної енергії та забезпечення радіаційної безпеки, перебуває в стані постійного розвитку, продовжує переживати період активного формування та вдосконалення і характеризується тим, що регулювання використання ядерної енергії та забезпечення радіаційної безпеки здійснюється за допомогою різних за формою та галузевою спрямованістю нормативно-правових актів. Про зазначене свідчить достатньо велика кількість законодавчих актів, серед яких закони України: «Про використання ядерної енергії та радіаційну безпеку» від 8 лютого 1995 року, «Про поведінку з радіоактивними відходами» від 30 червня 1995 року, «Про видобування і переробку уранових руд» від 19 листопада 1997 року, «Про захист людини від впливу іонізуючого випромінювання» від 14 січня 1998 року, «Про дозвільну діяльність у сфері використання ядерної енергії» від 11 січня 2000 року, «Про фізичний захист ядерних установок, ядерних матеріалів, радіоактивних відходів, інших джерел іонізуючого випромінювання» від 19 жовтня 2000 року, «Про цивільну відповідальність за ядерну шкоду та її фінансове забезпечення» від 13 грудня 2001 року, «Про порядок прийняття рішень про розміщення, проектування

будівництво ядерних установок і об'єктів, призначених для поводження з радіоактивними відходами, які мають загальнодержавне значення» та ряд інших.

На нашу думку, стадія формування ядерного законодавства в Україні, в основному завершена і має розпочатися новий етап його вдосконалення шляхом систематизації.

Однак для досягнення позитивних результатів процеси систематизації відповідного законодавства повинні бути, на нашу думку, скоординовані з науковим осмисленням проблеми, цілеспрямованим теоретичним обґрунтуванням, яке нажалі на сьогодні відсутнє.

Показово, що практика правотворчої діяльності свідчить про ігнорування більш доступних і простих на сучасному етапі форм систематизації, зокрема офіційної та офіційної інкорпорації, консолідації, в той час як перспектива застосування найглибшої форми впорядкування і розвитку ядерного законодавства, зокрема, кодифікації у вигляді Ядерного кодексу України, що на сьогодні пропонується і передбачена документами програмного характеру, без наукового серйозного опрацювання вказаного питання підтримки не отримала. Очевидно, що такий підхід до систематизації ядерного законодавства, на нашу думку, є свідченням обрання невдалого шляху вдосконалення ядерного законодавства.

Особливої актуальності на цьому фоні набувають розробка наукової Концепції систематизації ядерного законодавства та її практичного застосування.

Систематизація ядерного законодавства України, на нашу думку, повинна здійснюватися на основі єдиної наукової концепції, основні положення якої полягають у визначенні: цілей і завдань систематизації даної галузі; комплексу вихідних умов систематизації, а також факторів, що впливають на фіксацію умов і меж систематизації ядерного законодавства; форм систематизації стосовно конкретного етапу розвитку ядерного законодавства, їх особливостей у зв'язку зі специфікою сучасного стану, тенденцій і проблем розвитку ядерного законодавства; критеріїв відбору систематизуючих нормативно-правових актів щодо обраних форм систематизації; базових правових орієнтирів законодавства, що систематизується (цілей, завдань, принципів, системи дефініційованих правових понять).

Загальна мета систематизаційних робіт у галузі ядерного законодавства полягає в тому, щоб правове регулювання ядерних відносин стало найбільш ефективним, високоякісним і стабільним для встановлення та збереження правопорядку в сфері взаємодії суспільства і природи, який забезпечував би право кожного на радіаційно-безпечне навколишнє природне середовище. Кінцевим результатом цих робіт має стати створення єдиного кодифікованого акта галузі як найбільш повного, всеохоплюючого у правовому регулюванні ядерних суспільних відносин акта – Ядерного кодексу України.

Для досягнення зазначеної мети необхідно визначити комплекс завдань систематизації ядерного законодавства: практичних і наукових.

Практичними завданнями, на нашу думку, є: а) усунення в ядерному законодавстві колізій та прогалин правового регулювання, всебічне підвищення якості його змісту (вдосконалення понятійного апарату, формулювань конкретних ядерно-правових норм, механізмів реалізації ядерного законодавства, орієнтація на кращі зразки таких у зарубіжному законодавстві при можливості їх використання, відповідність принципам міжнародних договорів і т.д.); б) підвищення якості ядерного законодавства з точки зору врахування в ньому досягнень юридичної науки; в) інвентаризація ядерно-правових актів, виходячи із суті регульованих відносин, в аспекті виявлення обґрунтованості наявності або відсутності в них ядерно-правових норм; г) визначення необхідного ступеня деталізації правового регулювання ядерних відносин на законодавчому рівні; д) використання актів судової практики; е) збереження позицій, досягнутих у правовому регулюванні ядерних відносин.

Науковими завданнями при цьому є: а) формування наукових основ систематизації в межах галузевої науки; б) вирішення загальнотеоретичних проблем систематизації та усунення загальних логічних протиріч у процесі галузевої систематизації; в) встановлення критеріїв включення нормативно-правових актів у систему ядерного законодавства, а також

критеріїв обґрунтованості нормативно-правових актів інших галузей законодавства; г) з'ясування значення актів судової практики для здійснення систематизації ядерного законодавства.

До основних умов проведення систематизації, що мають забезпечити її повноту, обґрунтованість та об'єктивність, слід віднести: а) вихідне розуміння ядерного законодавства як комплексної галузі законодавства, що регулює відносини в сфері використання ядерної енергії; б) дотримання оптимального співвідношення та обґрунтованої послідовності у використанні різних форм систематизації ядерного законодавства – інкорпорації, консолідації, кодифікації – на кожному конкретному етапі існування і розвитку ядерного законодавства; в) своєчасність здійснення комплексної кодифікації в галузі ядерного законодавства – створення Ядерного кодексу, яка засвідчується фіксацією сукупності особливих передумов і умов для такої кодифікації.

В якості факторів, що визначають умови та межі систематизації ядерного законодавства, виділяються: Конституція України; міжнародні договори України; документи міжнародних організацій (МАГАТЕ, Євроатом); досвід правового регулювання та систематизації законодавства в сфері використання ядерної енергії (ядерного законодавства) інших держав; судова-практика.

Інкорпорація, консолідація і кодифікація ядерного законодавства, як форми систематизації, мають бути застосовані з урахуванням особливостей даного етапу розвитку ядерного законодавства.

На сучасному етапі розвитку ядерного законодавства України існує потреба послідовного використання всіх наявних форм систематизації. Не слід віддавати перевагу лише інкорпорації, консолідації або тільки кодифікації. Одна форма систематизації може з часом перетікати в іншу.

Інкорпорація має широкі можливості застосування в даній галузі і навіть деякі переваги перед іншими формами систематизації, більший показник затребуваності в аспекті реальної видимості термінів її проведення, сприяння попередньому (перед використанням інших форм систематизації) визначенню критеріїв відбору актів, уточненню правових понять, необхідності вироблення на основі інкорпорації правової та наукової основ подальшої систематизації ядерного законодавства. На тлі досить високого потенціалу інкорпорації доводиться з жалем констатувати, що задіяний він не повністю, оскільки головна особливість сучасної інкорпорації в ядерному законодавстві полягає в переважному використанні неофіційного її виду. У той же час найбільш ефективні з позиції підвищення якості правового регулювання ядерних відносин види інкорпорації (офіційна і офіційна, систематична, складна) залишаються незадіяними. Така ситуація не сприяє поліпшенню стану ядерного законодавства, не створює передумов для його розвитку, в тому числі кодифікації.

Консолідація може використовуватися в сучасному ядерному законодавстві у більш рідкісних випадках. Можливість застосування консолідації, яка передбачає впорядкування всієї галузі, уявляється нам лише гіпотетичною, реально можливою тільки за повної відсутності прогалин у правовому регулюванні ядерних відносин. Разом з тим, в межах часткової консолідації, за умови роботи з досить вузькими питаннями в сфері існуючих суспільних відносин, консолідація може бути корисна і ефективна в ряді секторів правового регулювання ядерних відносин до початку широких кодифікаційних робіт.

В теорії права склалося суперечливе ставлення до консолідації як форми систематизації законодавства. Формування теорії систематизації ядерного законодавства вимагає уточнення наукових позицій щодо ряду принципових питань. Зокрема, потребують уточнення межі між консолідацією та інкорпорацією, ідентичних за комплексом дій, що складають зовнішню правку нормативного масиву. Вони визначаються фактично лише одним показником – кількістю нормативно-правових актів у результаті проведеної систематизації. При консолідації ядерного законодавства результат завжди буде виражений в єдиному укрупненому акті, у той час як інкорпорація пов'язана зі створенням збірника нормативно-

правових актів, що, природно, передбачає більше, ніж один акт в ньому. Вважаємо, що в ядерному законодавстві консолідованим може бути як новий акт на основі декількох скасовуваних, так і чинний на момент консолідації певний базовий акт, який збільшується за рахунок положень інших актів, що втрачають чинність.

Консолідацію та кодифікацію ядерного законодавства слід розрізняти за ступенем обробки комплексу нормативно-правових актів. Якщо консолідація не передбачає зміни змісту правового регулювання, то кодифікація, навпаки, як правило, зорієнтована на привнесення в нього новацій і обґрунтованих змін, усунення прогалин, розробку механізмів реалізації ядерно-правових норм.

Таким чином, консолідація доцільна лише у випадку повного врегулювання окремих видів ядерних суспільних відносин, правових інститутів і комплексів.

Кодифікація – це перспектива розвитку ядерного законодавства. При цьому необхідно виділити ряд взаємопов'язаних вихідних положень, що мають визначати її подальші напрямки: а) кодифікація ядерного законодавства – закономірна форма безперервного процесу розвитку та впорядкування законодавства; б) кодифікований акт зовсім не обов'язково є головним в галузі права та законодавства; в) створення Ядерного кодексу є лише одним із результатів кодифікації ядерного законодавства; остання являє собою правове поняття з більшим об'ємом, ніж поняття «створення ядерного кодексу».

В результаті докладного вивчення питання про форму кодифікованого акту галузі, на нашу думку, перевагу слід віддати кодексу на основі ряду теоретичних і практичних положень. Створення Ядерного кодексу розглядається нами як реальне майбутнє галузі ядерного законодавства; проте в даний момент відповідні роботи характеризуються як передчасні.

Існують причини об'єктивного характеру, які змушують відкласти цю ідею на певний час.

В якості провідного напрямку робіт щодо підготовки та здійснення систематизації ядерного законодавства пропонуємо колективно розробити методику його комплексної кодифікації, що включала б обґрунтування структури та змісту проекту Ядерного кодексу України. При цьому необхідним є планування поглибленої розробки загальної частини Ядерного кодексу, правові положення якої мають підкреслювати внутрішній зв'язок всіх наступних правових норм кодифікованого акту, передбачати для них її чіткі юридичні межі, зумовлювати зміст і сенс всіх наступних розділів і глав кодексу, визначати стиль законодавчого акту. Виділення розділів особливої частини Ядерного кодексу пропонується проводити залежно від сформованого поділу в правовому регулюванні ядерних суспільних відносин; зміст глав в межах цих розділів зумовлюється доцільністю збереження в необхідній мірі порядку розташування нормативного матеріалу у відповідності зі сформованою структурою чинних головних законодавчих актів або створюються у випадку недостатньої розвиненості кодифікованого законодавства відповідно до пропозицій провідних вчених та практиків.

Своєчасність розробки проекту Ядерного кодексу України визначається констатацією на стадії, що передуює законопроектним роботам, сукупності таких передумов і умов, які, взяті в єдності, при одночасному своєму прояві, будуть забезпечувати необхідний рівень повноти і якості майбутнього акта. Про їх наявність свідчать: а) факт відсутності можливості вирішення завдань розвитку і вдосконалення ядерного законодавства в межах більш простих законотворчих механізмів (недоцільні розробка і, тим більше, прийняття Ядерного кодексу для вирішення лише деяких поточних завдань оновлення та поглиблення правового регулювання); б) загальна узгодженість майбутнього кодифікованого акта ядерного законодавства з позитивними процесами розвитку всієї системи вітчизняного законодавства; в) офіційний досвід систематизації ядерного законодавства – у формах офіціозної, офіційної інкорпорації цього законодавства, консолідації у всіх доречних випадках; г) попередні теоретичні дослідження щодо основних положень загальної частини майбутнього проекту Ядерного кодексу, серед яких пріоритетним є утвердження системи основних правових

орієнтирів галузі (цілі, завдання, принципи, дефініційовані правові поняття). Розвинена система коректного використання норм інших галузей українського законодавства, дослідження, засновані на аналізі зарубіжного досвіду кодифікації ядерного законодавства виступають в якості субсидіарних умов, що підкреслюють необхідність початку робіт над створенням Ядерного кодексу України.

REQUIREMENTS ON THE MEDICAL PHYSICIST IN A EUROPEAN/SWEDISH PERSPECTIVE

G. Hellström

*Swedish Radiation Safety Authority
gunilla.hellstrom@ssm.se*

Abstract. There is a growing need of attendance of the medical physicist in most medical use of ionizing radiation. Legal requirements have been developed in Europe during the last decades. Directives in the European Union specify both in which activities the medical physicist shall be involved and which duties the medical physicist should be responsible for. As a consequence of this also the demands on education and certification of the medical physicist have been regulated and more detailed and specified in most countries. In Sweden two authorities are responsible for requirements on the medical physicists. The Swedish Radiation Safety Authority is responsible for regulations on the radiation protection issues, including requirements on competence in radiation matters of the staff in radiological departments. The general requirements for medical care are issued by the Swedish National Board of Health and Welfare. This authority is then responsible for the educational requirements and individual authorization of different categories of professionals like medical doctors, nurses and since 1999 the medical physicists.

Euratom BSS directive

In the European Union the basic requirements for radiation protection of workers, general public and patients from ionising radiation are laid down in directives under the Euratom Treaty. Negotiations of a revision of these directives have been going on in the Council since September 2011 and are expected not to be finished until next year, 2013, at the earliest. What was before separate directives on protection of the workers and general public, patient protection, control of high activity sealed sources, outside workers protection and the public information in case of emergencies are now collected into one extensive directive, the Basic Safety Standards Directive, BSS. This will broaden the perspective and remind the medical staffs that also the requirements for workers and public safety are valid for medical practices. In the proposal for a new directive not so many changes are foreseen for the medical sector. However, the importance of education and training is pointed out as essential in good radiation safety culture and the general demands on appropriate competence and specified competence for certain professionals are stressed in the directive. The member states shall make arrangement for the education, training and retraining to allow for the recognition of the radiation protection experts and the medical physics experts.

The directive also includes more specified requirements on the work tasks for the medical physicist (MPE) as well as for the radiation protection expert (RPE) and radiation protection officer (RPO). In radiotherapeutic procedures a medical physicist shall be closely involved and in standardised therapeutical nuclear medicine procedures and other radiodiagnostic and interventional radiological practices the medical physicist shall be involved. For other simple radiodiagnostic procedures the medical physicist shall be involved as appropriate, for consultation and advice on matters relating to radiation protection concerning medical exposure. The medical physics expert shall take responsibility for patient dosimetry, including physical measurements for evaluation of the dose delivered to the patient, give advice on medical equipment and contribute in the optimization procedures including the use of the diagnostic reference levels, quality assurance, technical specifications for installations and surveillance of the radiological equipment, training of

practitioners and other staff in radiation protection and cooperate with the radiation protection expert.

Swedish regulations

The Swedish radiation safety authority, former the Swedish radiation protection authority (SSI) is responsible for issuing regulations, supervision and inspections of and licensing all installations using ionizing radiation in Sweden. SSI transposed the former directive on patient protection, the MED 97/43/Euratom directive, into Swedish regulations in 1999-2000. In those regulations SSI gave very detailed requirements for radiotherapy, medical and dental x-ray diagnostics and nuclear medicine. For every specialty the duties of the medical physicist is specified. An example from the regulations on X-ray diagnostics is given here.

“The medical physicist and the person who holds the radiological leadership shall together ensure that the radiation is used in an optimized way taking into account the medical objectives and the radiation dose to the patient. The medical physicist shall be the licence-holder’s expert on issues concerning radiation physics and radiation protection. The medical physicist shall co-ordinate the radiation protection activities which imply that she/he shall:

1. have a clear insight into the radiological practices of the licence holder,
2. participate in the establishment and conduct of quality assurance programs for both equipment and procedures,
3. ensure that new examination methods are evaluated from a radiation protection point of view,
4. have a leading position in patient dose measurements and calculations,
5. have a leading position in how mandatory checks of equipment are performed,
6. participate in investigations of unplanned events that are of importance from a radiation protection point of view,
7. participate in the purchasing process of equipment for radiological practices,
8. plan for and check the physical radiation protection when premises are new or rebuilt,
9. in consultation with the superiors of the personnel concerned and the person holding the radiological leadership, participate in the education the personnel in matters of importance from a radiation protection point of view,
10. have a leading position in the design of routines for individual dose monitoring of the personnel.”

In the specific regulations for practices SSI stipulates that all persons involved in the work shall have the education and training before work starts. The training shall be adapted to the specific work and at least cover radiation risks, actual instructions for the work and the use of protective equipment, measuring devices and the safety systems. Refresher courses must be planned for. The planning of training for every employee shall be documented in the quality system.

Not many changes are expected to be necessary in Swedish regulations concerning the medical physics expert in the transposal of the new directive. New paragraphs in the directive concerning accidental and unintentional exposures and information procedures will call for that the regulations will be revised and updated and maybe restructured in discussions with the stakeholders i.e. the users.

Recognition by the National Board of Social Health and Welfare

When transposing the MED directive into Swedish regulations in the end of 1990ies it was necessary to have a system for formal recognition of professional qualifications of the physicists. It was decided to apply the old system of licencing medical professionals like medical doctors, dentists, nurses, pharmacists also to the medical physicists. This was decided in a regulation in 1999 and since then in Sweden, medical physicist is a protected professional title that may be used only by those who hold a licence to practice.

The Swedish training to become a medical physicist consists of five years of higher education at university which lead to a “Medical physicist diploma”. With that diploma the physicist can apply to the Swedish national board of health and welfare for a licence to practice as medical physicist. As a basis for the recognition procedure the authority uses legal documents with

descriptions of competences for the profession. These descriptions are based on the EURATOM directive and the regulations of SSI complemented with general demands on medical staff and patient safety. The competence description is very comprehensive and describes duties not only for the medical diagnostic and therapeutic activities with ionising radiation. The medical physicist shall also have competence in magnetic resonance imaging and other non ionising techniques. The description also covers skills for radiation protection comparable to the radiation protection experts and it covers competence for acting as advisor in emergency preparedness for radiological accidents. In addition to the theoretical exams the issuing of a licence to practice requires evidence that you are of good character or repute and that your permission to pursue your profession has not been revoked as a result of serious professional misconduct or a criminal offence.

For students outside Sweden it is possible to apply for a licence to practice after an assessment based on the EC Directive for the mutual recognition of evidence of formal qualifications. In the assessment, the professional activities and the level, length and content of the training are compared to those in Sweden.

The National board of health and welfare has the possibility to revoke a licence after real serious misconduct of the professional because this authority is responsible for all professionals and general requirements on health and medical care in Sweden. The licencing, supervision and inspections of radiation protection in the medical departments are performed by the Swedish radiation safety authority. These two authorities have good cooperation in matters of competence and quality assurance in medicine.

ДОЦІЛЬНІСТЬ ВІДОБРАЖЕННЯ КОНЦЕПЦІЇ КУЛЬТУРИ БЕЗПЕКИ У БАЗОВИХ НАЦІОНАЛЬНИХ ДОКУМЕНТАХ З РАДІАЦІЙНОЇ БЕЗПЕКИ

Ю.М. Скалецький

*Національний інститут стратегічних досліджень
вул. Пирогова, 7а, м. Київ, Україна, 01030;
+38(044) 245 88 59; skaletsky@niss.gov.ua*

Анотація. У статті надані варіанти унормування концепції культури безпеки як глобального організаційного принципу забезпечення радіаційної безпеки.

Аннотация. В статье представлены варианты унормирования концепции культуры безопасности как глобального принципа обеспечения радиационной безопасности.

Abstract. This article provides options for regimentation of safety culture concept as a global organizational principle of radiation safety.

Ключові слова: базовий стандарт безпеки, норми радіаційної безпеки, нормативні документи, радіаційні технології, пацієнти, персонал, культура безпеки.

Ключевые слова: базовый стандарт безопасности, нормы радиационной безопасности, нормативные документы, радиационные технологии, пациенты, персонал, культура безопасности.

Keywords: basic standard of safety, radiation safety norms, regulations, radiation technology, patients, staff, safety culture

Вступ. У світі та Україні поширюється використання ядерних і радіаційних технологій. За таких умов у високорозвинених країнах мобілізуються всі можливості для мінімізації доз опромінення пацієнтів і медичного персоналу.

Великі надії тут покладаються на концепцію культури безпеки, що була запропонована спочатку МАГАТЕ, а після підтримана МОП, ВООЗ, Міжнародною організацією цивільної авіації (ІКАО), Міжнародною асоціацією з радіаційного захисту (IRPA) та іншими організаціями як глобальний організаційний принцип забезпечення ядерної та радіаційної безпеки. В якості ефективного інструменту забезпечення безпеки концепція культури

безпеки тою чи іншою мірою використовується в НАЕК «Енергоатом» за сприяння ДІЯР України, а також у МНС України та авіаційній галузі.

Однак, з багатьох причин і перш за все через недосконалу нормативну базу широкого поширення концепція культури безпеки в Україні досі не знайшла підтримки.

Шляхи унормування концепції культури безпеки як глобального організаційного принципу забезпечення радіаційної безпеки. На сьогодні найбільше проблем з радіаційної безпеки є у сфері використання джерел іонізуючого випромінювання у медичній практиці. За результатами ТЛД-аудиту МАГАТЕ/ВОЗ якості відпуску поглинутої дози на гамма-терапевтичних апаратах у медичних установах радіологічного профілю України, як і раніше існують відхилення цього показника на 5 і більше відсотків, що трактується як радіаційна аварія. Спроби налагодити такий національний аудит не підтримані МОЗ України. Не краща ситуація із забезпеченням радіаційної безпеки пацієнтів і медичного персоналу при проведенні рентгенологічних досліджень.

Однак МОЗ України не вживає заходів із запровадженням сучасних підходів, що сприяли б попередженню аварій і зменшенню доз медичного опромінення, ні як оператор, ні як державний орган регулювання радіаційної безпеки. Це, перш за все, стосується концепції культури безпеки.

На сьогодні МАГАТЕ видало близько 20 документів різного рівня, що стосуються запровадження та аналізу стану культури безпеки при використанні ядерної енергії. Крім інших міжнародних організацій, цю концепцію визнали МОП, ВООЗ і IRPA. Є позитивний досвід застосування концепції культури безпеки в окремих галузях вітчизняної економіки. Разом з тим МОЗ України все ще залишається осторонь від цих позитивних ініціатив і практик.

Концепція культури безпеки у різних країнах і організаціях по-різному називається. Так, Комісія ядерного регулювання США (NRC) реалізує культуру безпеки через «Робоче середовище усвідомленої безпеки» (це середовище, в якому працівники заохочуються за високий рівень турботи про безпеку, вільно порушують питання безпеки перед своєю адміністрацією та NRC без страху покарання, де порушені питання оперативно розглядаються, їм надається належна пріоритетність і вони належним чином вирішуються, про що своєчасно повідомляють тих, хто ці питання порушував), ІКАО – через «Культуру неупередженості» з формуванням «некарального» виробничого середовища, тобто такого, що не передбачає обов'язкового застосування стягнення до джерела інформації щодо стану безпеки польотів, а IRPA – через культуру радіаційного захисту. Але призначення концепції культури безпеки залишається одне і те ж: навчити фахівця, будь-яку людину вести себе правильно навіть тоді, коли її ніхто не контролює. Тобто сформована культура безпеки людини це її інспектор з безпеки у вигляді власних переконань і совісті.

Культура безпеки знайшла відображення у ядерному законодавстві України, зокрема у Конвенції про ядерну безпеку, ратифікованій Законом України 1997 році.

Концепція культури безпеки у 1988 році визнана МАГАТЕ глобальним організаційним принципом забезпечення безпеки АЕС (INSAG-3) [1], а в 1997 році у базовому стандарті з безпеки (BSS-115) [2] розгорнуто сформована мета і переваги концепції культури безпеки для сфери захисту і безпеки, які ще більш деталізовані у новій редакції цього документа. Ігнорування цих фактів при розробці національних норм і правил у сфері радіаційної безпеки, на наш погляд, є неприпустимим. При переопрацюванні цих норм і правил з урахуванням методології радіаційної безпеки, закладеної у новій редакції BSS-115 [3], культура безпеки має бути легалізована.

Що стосується формату детального унормування концепції культури безпеки то це справа непросте, оскільки недостатньо досвіду підготовки документів, що регламентують морально-етичні проблеми безпеки.

Поки що безуспішною залишається спроба ДІЯР України підготувати окремий нормативний документ з культури безпеки. Разом з тим ДІЯР прийняла заяву про політику у сфері забезпечення безпеки використання ядерної енергії і формування культури безпеки.

Окремі положення концепції культури безпеки викладені в базових документах з ядерної безпеки і розпорядженням Кабінету Міністрів України № 736-р від 3.08.2011 р. затверджено План заходів щодо забезпечення відкритості і доступності інформації, пов'язаної з використанням ядерної енергії, а також підвищення рівня культури ядерної безпеки в атомній енергетиці [4].

У ВАТ «Концерн Росенергоатом» прийнято так званий «кодекс етики», яким передбачається дотримання принципів культури безпеки співробітниками та керівниками концерну [5].

NRC протягом 2003-2006 років розробила Керівництво із впровадження і підтримання культури безпеки і проект інспекційних процедур з оцінки рівня культури безпеки [6].

Отже в новій редакції національних норм радіаційної безпеки концепція культури безпеки повинна бути представлена належним чином. Що ж стосується нормативних документів нижчого рівня з культури безпеки, то є достатньо прикладів їх укладання.

1. *Основные принципы безопасности атомных электростанций*. Серия изданий по безопасности. № 75-INSAG-3. Международная консультативная группа по ядерной безопасности. – Вена: МАГАТЭ, 1989
2. *Международные основные нормы безопасности для защиты от ионизирующих излучений и безопасного обращения с источниками излучения*. Серия изданий безопасности, № 115. – Вена, МАГАТЭ. – 1997. – 87 с.
3. *International Basic Safety Standards 2011 Edition*. Radiation Protection and Safety of Radiation Sources. General Safety Requirements Part 3. Draft Safety Requirements DS379. Draft 5.0. March 2011. Vienna: IAEA. – 2011.
4. Про затвердження плану заходів щодо забезпечення відкритості і доступності інформації, пов'язаної з використанням ядерної енергії, а також підвищення рівня культури ядерної в атомній енергетиці. Розпорядження Кабінету Міністрів України від 3 серпня 2011 р. N 736-р. Режим доступу: <http://zakon2.rada.gov.ua/laws/show/736-2011-%D1%80>.
5. Режим доступу: http://www.rosatom.ru/wps/wcm/connect/rosenergoatom/site/journalist/kodeks_etiki/
6. Режим доступу: <http://www.nrc.gov/about-nrc/regulatory/enforcement/safety-culture.html>

МОНІТОРИНГ ЯК ФУНКЦІЯ УПРАВЛІННЯ В СФЕРІ ПОВОДЖЕННЯ З РАДІОАКТИВНИМИ ВІДХОДАМИ, ЩО СПРЯМОВАНА НА ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ РАДІАЦІЙНОЇ БЕЗПЕКИ В УКРАЇНІ

О.Ю. Кронда

*Юридичний факультет Київського національного університету імені Тараса Шевченка,
вул. Володимирська, 60, м. Київ, Україна, 01601;
тел. +38 (044) 239-31-67; ekologichne_pravo@ukr.net*

Анотація. Розглянуто поняття моніторингу як функції управління в сфері поведінки з радіоактивними відходами. Запропоновані конкретні доповнення до чинного законодавства України для запровадження ефективного та досконалого правового механізму забезпечення радіаційної безпеки в Україні.

Аннотация. Рассмотрены понятия мониторинга как функции управления в сфере обращения с радиоактивными отходами. Предложены конкретные дополнения в действующее законодательство Украины для внедрения эффективного и совершенного правового механизма обеспечения радиационной безопасности в Украине.

Abstract. It considers the concepts of monitoring as a function of the control in the sphere of radioactive waste control. Proposed specific amendments to the effective legislation of Ukraine, which will ensure the implementation of effective and perfect legal mechanisms for ensuring radiation safety in Ukraine.

Ключові слова: моніторинг, радіаційний моніторинг, радіаційна безпека.

Ключевые слова: мониторинг, радиационный мониторинг, радиационная безопасность.

Keywords: monitoring, radiation monitoring and radiation safety.

Управління радіаційною безпекою полягає у забезпеченні протирадіаційного захисту, який базується на сукупності радіаційно-гігієнічних, проектно-конструкторських, технічних та організаційних заходів, спрямованих на дотримання вимог радіаційної безпеки в частині обмеження та мінімізації опромінення людей й радіоактивного забруднення навколишнього середовища небезпечними речовинами, в тому числі і радіоактивними відходами.

Слід зазначити, що до таких організаційних заходів, які спрямовані на дотримання вимог радіаційної безпеки, є моніторинг у сфері поводження з радіоактивними відходами, що спрямований на забезпечення радіаційної безпеки в Україні. Відповідно до ч. 1 ст. 1 “Положення про державну систему моніторингу довкілля” [1], що затверджене постановою Кабінету Міністрів від 30 березня 1998 року, державна система моніторингу довкілля – це система спостережень, збирання, оброблення, передавання, збереження та аналізу інформації про стан довкілля, прогнозування його змін і розроблення науково-обґрунтованих рекомендацій для прийняття рішень про запобігання негативним змінам стану довкілля та дотримання вимог екологічної безпеки.

Дана система моніторингу спрямована на підвищення рівня знань про екологічний стан довкілля, підвищення оперативності та якості інформаційного обслуговування користувачів на всіх рівнях, підвищення якості обґрунтування природоохоронних заходів та ефективності їх здійснення.

Основним завданням державної системи моніторингу є, зокрема, інформаційне обслуговування органів державної влади та органів місцевого самоврядування, а також забезпечення екологічною інформацією населення країни та міжнародні організації.

Слід відмітити, що в Україні після катастрофи на ЧАЕС здійснюється радіоекологічний моніторинг на різних територіальних рівнях, головним завданням якого є комплексне оцінювання стану екосистеми, включаючи її дію на людину.

До головних завдань радіоекологічного моніторингу відносять: 1) спостереження і контроль за станом забрудненої радіонуклідами зони відчуження, окремих, особливо небезпечних компонентів довкілля, і розробка заходів щодо зниження їхньої небезпеки;

2) вивчення стану об'єктів природного середовища, згідно з параметрами, що характеризують радіаційну ситуацію у забрудненій зоні і за її межами;

3) виявлення тенденцій зміни рівнів забруднення довкілля в зв'язку з функціонуванням екологічно небезпечних радіаційно-ядерних об'єктів і під час реалізації реабілітаційних заходів на забруднених територіях; 4) аналіз тенденцій зміни показників здоров'я населення, що проживає на забруднених радіонуклідами територіях; 5) геоінформаційне забезпечення прогнозу радіаційної ситуації у зоні відчуження і в Україні в цілому [2].

В науковій літературі зазначається, що до напрямів радіоекологічного моніторингу відноситься радіаційно-ядерний моніторинг [2]. Проте, в чинному законодавстві не вживається такий термін як “радіаційно-ядерний моніторинг”, а вживається термін “радіаційний моніторинг”. Підтримуючи позицію законодавця, зупинимось на терміні “радіаційний моніторинг”.

Визначення радіаційного моніторингу дається в тлумачному словнику українських термінів, відповідно до якого під радіаційним моніторингом розуміється неперервний у часі або з малим періодом контроль радіаційних характеристик установки, що контролюється [3].

Слід зазначити, що в Санітарних правилах забезпечення радіаційної безпеки України [4] від 2 лютого 2005 року цілий 5 розділ присвячений санітарному нагляду, радіаційному контролю та радіаційному моніторингу. Відповідно до ч. 5 ст. 5 вищезазначених правил під моніторингом радіаційного стану розуміється вимірювання активності чи випромінювання з метою вивчення, оцінки, прогнозування радіаційної ситуації, виявлення випадків порушення санітарного законодавства, розробки заходів, спрямованих на запобігання, усунення або зменшення можливого негативного впливу іонізуючого випромінювання на здоров'я людини (населення).

До системи радіаційного моніторингу входять пункти спостережень різного призначення (місця виробничої діяльності персоналу, ландшафтні полігони, гідрологічні створи, пункти відбору проб приземного шару атмосфери та планшети радіоактивних випадінь радіонуклідів з атмосфери тощо) та спостережні свердловини.

Починаючи з 1992 року моніторинг стану довкілля здійснює Центр радіаційно-екологічного моніторингу зони відчуження ДСП науково-виробничого підприємства “Чорнобильський радіоекологічний центр”.

Роботи з радіологічного моніторингу навколишнього середовища, відповідно до регламенту ЦРЕМЗВ ДСНВП “Чорнобильський радіоекологічний центр”, включають в себе:

- контроль і оцінку радіаційного стану ґрунту, повітря, поверхневих і підземних вод у межах зони відчуження та місцях проживання персоналу на вахті; продуктів харчування, питної води та ґрунту у місцях несанкціонованого проживання;

- спостереження за міграцією радіонуклідів у ґрунті та ландшафтах, рослинних комплексах, поверхневих і підземних водах, повітрі з метою прогнозу змін радіаційного стану довкілля у зоні відчуження, розробки та прийняття управлінських та інженерно-технічних рішень;

- контроль території навколо місць захоронення РАВ.

Міністерство надзвичайних ситуацій України відповідно до покладених на нього повноважень здійснює моніторинг доз гамма-радіаційної експозиції на 10 автоматизованих пунктах поблизу атомних електростанцій. У межах 30-кілометрової зони навколо Чорнобильської АЕС (зони відчуження), МНС здійснює спостереження за концентрацією радіонуклідів; радіонуклідами в атмосферних опадах, а також концентрацією “гарячих” частинок у повітрі.

Варто зазначити, що всі вище перераховані види моніторингу є складовими загального екологічного моніторингу.

Відповідно до ст. 22 Закону України “Про охорону навколишнього природного середовища” [5] та п. 10 положення “Про державну систему моніторингу довкілля” [6] підприємства, установи, організації, діяльність яких призводить або може призвести до погіршення стану навколишнього природного середовища незалежно від їх підпорядкування і форм власності, зобов’язані здійснювати екологічний контроль за виробничими процесами та станом промислових зон, збирати, зберігати та безоплатно передавати відповідним державним органам аналітичні матеріали своїх спостережень, дані та узагальнену інформацію для її комплексного оброблення.

Таким чином, АЕС, державні спеціалізовані підприємства та державні підприємства зобов’язані здійснювати радіаційний моніторинг, що входить в систему державного екологічного моніторингу.

Проте, функціонування єдиної системи радіоекологічного моніторингу є не достатньо дієвим внаслідок відсутності єдиної мережі спостережень; застарілого технічного і методичного забезпечення спостережень; відсутності сучасного технічного оснащення центрів системи моніторингу в більшості регіонів; неузгодженості окремих елементів інформаційних технологій, що використовується суб’єктами системи моніторингу.

На нашу думку, необхідно створити радіоекологічний банк даних в Україні для систематизації та зберігання інформації, яка отримана внаслідок проведення радіоекологічного моніторингу.

1. Положення про державну систему моніторингу довкілля : постанова від 30 березня 1998 р. [Електронний ресурс] / Кабінет Міністрів України. – Офіц. сайт ВР України. – Режим доступу: <http://zakon.rada.gov.ua/cgi-bin/laws/main.cgi?nreg=391-98-%EF>
2. Іванов Є.А. Радіоекологічні дослідження: Навч. посібник. – Львів: Видавничий центр ЛНУ імені Івана Франка, 2004.
3. Великий тлумачний словник сучасної української мови / Уклад. і голов. ред. В.Т. Бусел. – К.: Ірпінь, ВТФ “Перун”, 2009. – 1736с.

4. Основні санітарні правила забезпечення радіаційної безпеки України : наказ від 2 лютого 2005 р. [Електронний ресурс] / Міністерство охорони здоров'я України. – Офіц. сайт ВР України. – Режим доступу : <http://zakon.rada.gov.ua/cgi-bin/laws/main.cgi?nreg=z0552-05>
5. Про охорону навколишнього природного середовища : Закон України від 25 червня 1991 р. [Електронний ресурс] / Верховна Рада УРСР. – Офіц. сайт ВР України. – Режим доступу: <http://zakon.rada.gov.ua/cgi-bin/laws/main.cgi?nreg=1264-12>
6. Положення про державну систему моніторингу довкілля : постанова від 30 березня 1998 р. [Електронний ресурс] / Кабінет Міністрів України. – Офіц. сайт ВР України. – Режим доступу: <http://zakon.rada.gov.ua/cgi-bin/laws/main.cgi?nreg=391-98-%EF>

АДМІНІСТРАТИВНО-ПРАВОВЕ СУПРОВОДЖЕННЯ РЕАЛІЗАЦІЇ МІЖНАРОДНИХ ЗОБОВ'ЯЗАНЬ ПРИ ВИКОРИСТАННІ ДЖЕРЕЛ ІОНІЗУЮЧОГО ВИПРОМІНЮВАННЯ У СФЕРІ ОХОРОНИ ЗДОРОВ'Я

А.О. Сесемко

*Київський національний університет імені Тараса Шевченка;
arkadiys@ukr.net*

Анотація. Проаналізовано стан адміністративно-правових аспектів правового захисту пацієнтів в Україні при наданні медичних послуг з використанням джерел іонізуючого випромінювання.

Аннотация. В статье проанализировано состояние административно-правовых аспектов правовой защиты пациентов в Украине при оказании медицинских услуг с использованием источников ионизирующего излучения.

Abstract. The article deals with the analysis of administrative, legal aspects of legal defence of patients of Ukraine at providing of medical services with the use of sources of ionizing radiation.

Ключові слова: адміністративно-правове регулювання, правовий захист пацієнтів, медична фізика, джерела іонізуючого випромінювання.

Ключевые слова: административно-правовое регулирование, правовая защита пациентов, медицинская физика, источники ионизирующего излучения.

Keywords: administrative legal adjusting, legal defences of patients, medical physics, sources of ionizing radiation.

Характеристика адміністративно-правових новацій на сучасному етапі визначається створенням нового механізму реалізації та захисту прав, свобод та інтересів особи, зокрема при застосуванні джерел іонізуючого випромінювання у сфері охорони здоров'я населення.

Відповідно до актуальних сфер державотворення, повноважень та завдань центральних органів державного управління їх діяльність щодо імплементації міжнародних стандартів забезпечення безпеки населення при використанні джерел іонізуючого випромінювання та правового захисту пацієнтів у сфері охорони здоров'я повинна визначатись наступними пріоритетними напрямками:

- гармонізація вітчизняної нормативної та методологічної бази у сфері використання ядерної енергії з врахуванням рекомендацій міжнародних організацій (МАГАТЕ, МКРЗ тощо) та законодавства Європейського Союзу;

- формування бази наукових розробок у галузі високих технологій, радіаційної безпеки;
- сприяння впровадженню у практичну діяльність результатів наукових досліджень з покращення радіаційного стану середовища життєдіяльності людини, включаючи застосування запобіжних заходів та, в разі необхідності, втручання;

- підготовка фахівців з медичної фізики та радіаційної безпеки;

- формування та підтримка високопрофесійного, конкурентного експертного середовища для проведення державної експертизи з ядерної та радіаційної безпеки.

Цей перелік напрямів діяльності може бути розширено або доповнено відповідно до актуальних завдань практичної діяльності. Розбудова сучасної єдиної науково-освітньої та інноваційної системи, забезпечення її випереджального розвитку є визначальними для створення необхідної передумови для успішного старту модернізаційних перетворень країни, пошуку ефективних шляхів подолання негативних тенденцій.

Реалізація вищевказаних завдань державної політики безумовно потребує суттєвого перегляду та регулювання адміністративно-правових взаємовідносин в системі суб'єктів публічного адміністрування у сфері охорони здоров'я, до яких відносяться Президент України, Верховна Рада України, Кабінет Міністрів України, Міністерство охорони здоров'я України, інші органи центральної виконавчої влади та місцевого самоврядування.

Аналіз сучасних тенденцій розвитку національного адміністративного права та заходів в Україні, пов'язаних з гармонізацією європейського законодавства надає підстави зробити висновок, що в сучасних умовах, особливого значення набуває прийнятий 31 серпня 2011 року Радою управляючих МАГАТЄ „Safety Requirements: Radiation Protection and Safety of Radiation Sources: International Basic Safety Standards” [1], де зазначається про відповідальність Уряду щодо створення правової та регулюючої основи, підтримки ефективної правової основи забезпечення захисту та безпеки в усіх ситуаціях опромінення.

При цьому, слід мати на увазі, що термін „Уряд”, згідно визначення в даному документі МАГАТЄ, слід розуміти в широкому сенсі, як тотожний з терміном „державна”.

Згідно з основними вимогам МАГАТЄ [1], відповідальність Уряду поширюється також на створення і забезпечення ефективної діяльності дійсно незалежного регулюючого органу з конкретно визначеними обов'язками та функціями, здійснення регулюючого контролю за установками та діяльністю, пов'язаною з радіаційними ризиками.

Важливим напрямом діяльності Уряду залишається дотримання міжнародних зобов'язань, прийняття належних заходів щодо забезпечення захисту нинішнього і майбутніх поколінь населення та охорони навколишнього середовища, розробка ефективного законодавства, яке було б спроможним адміністративно-правовим регулюванням оптимізувати стан захисту та безпеки населення при застосуванні джерел іонізуючого випромінювання в галузі охорони здоров'я.

З огляду на те, що в національному потенціалі держави останнім часом постійно спостерігається позитивне накопичення новітніх технологій при деякому відставанні темпів і масштабів впровадження радіаційних технологій від загальносвітових тенденцій, стають очевидними невідповідність існуючої структури державних органів управління та стану адміністративно-правового регулювання їх діяльності, рівня фінансування та стану координації наукових досліджень, які не спроможні забезпечити сприятливих умов для ефективного здійснення інноваційних проривів у сфері використання джерел іонізуючого випромінювання в Україні [2 - 6].

У останні десятиріччя розповсюдження новітніх технологій з використанням джерел іонізуючого випромінювання, як за кордоном так і в Україні, призвело до зміни якості надання медичних послуг пацієнтам, збільшило можливості ефективної діагностики та хірургічного втручання, що суттєво розширило можливості лікування онкологічних хворих [7 - 10].

Саме тому актуальність модернізації центральних органів державної влади та її вплив на регулювання суспільних відносин при застосуванні джерел іонізуючого випромінювання у сфері охорони здоров'я, ґрунтується на основних напрямках розвитку світових тенденцій застосування інноваційних технологій при використанні джерел іонізуючого випромінювання та в деякій мірі пояснюється підвищенням суспільної ролі адміністративного права в розробці і впровадженні сучасного ефективного механізму юридичного супроводження реалізації першочергових завдань та актуальних питань державотворення в Україні.

Враховуючи вищевикладене, до першочергових завдань адміністративно-правового регулювання суспільних відносин при застосуванні джерел іонізуючого випромінювання у

сфері охорони здоров'я, насамперед відносяться розробка та внесення змін і доповнень до низки законодавчих і нормативно-правових актів відомчого характеру відповідно до вимог міжнародних стандартів у цій сфері суспільних відносин, а саме:

- Закону України „Про захист людини від впливу іонізуючого випромінювання”, 1998 рік;
- Норм радіаційної безпеки України (НРБУ-97), 1997 рік;
- Основних санітарних правил забезпечення радіаційної безпеки України, 2005 рік.

1. IAEA Safety Requirements: Radiation Protection and Safety of Radiation Sources: International Basic Safety Standards. General safety requirements // IAEA, Vienna. – 2011.
2. Доповідь про стан ядерної та радіаційної безпеки в Україні у 2009 році. Державний комітет ядерного регулювання України. 2011 - 90 с.
3. Закон України № 15/98- ВР «Про захист людини від впливу іонізуючого випромінювання». Відомості Верховної Ради України (ВВР), 1998, N 22, ст.115.
4. Норми радіаційної безпеки України (НРБУ-97); Державні гігієнічні нормативи, 6.6.1.-6.5.001-98.– К., 1998.
5. Основні санітарні правила забезпечення радіаційної безпеки України. Затверджені наказом Міністерства охорони здоров'я України від 02.02.05 № 54, зареєстровані в Міністерстві юстиції України 20.05.2005 р № 552/10832. Офіційний вісник України від 24.06.2005 - 2005 р., № 23, стор. 197, 1322.
6. Радиологическая защита при медицинском облучении ионизирующим излучением/Руководство по безопасности: серия норм безопасности, № RS-G-1.5//МАГАТЭ. Вена.-2004. 99с.
7. IAEA Applying Radiation Safety Standards in Diagnostic Radiology and Interventional Procedures Using X-Rays.- Safety reports series N 39, IAEA, 2006.
8. Mattsson S. Radiation protection of the patient in diagnostic radiology and nuclear medicine Are we doing enough? // Proceedings of the 9th International Conference on Medical Physics in the Baltic States, Kaunas, Lithuania, 13-15 October, 2011 – 2011. – ISSN 1822-5721.
9. Materials of IAEA Seminar and Workshop “Synergy of nuclear sciences and medical physics: Education and training of medical physicists in the Baltic States” // Medical Physics in the Baltic States. – 2010. – Vol.1. – P. 3 – 59.
10. Summary of ASN report n° 2006 ENSTR 019 - IGAS n° RM 2007-015P on the Epinal radiotherapy accident, submitted by Guillaume WACK (ASN, the French Nuclear Safety Authority) and Dr Françoise LALANDE, member of the *Inspection Generale des Affaires Sociales* (General Inspectorate of Social Affairs), in association with Marc David SELIGMAN. - Republique Francaise. General Inspectorate of Social Affairs: Centre de traduction Minefi-Dossier n° 0466-07 – 16/03/2007.- 2007. - 7 p.

ПРАВОВІ ЗАСАДИ ЗДІЙСНЕННЯ ДЕРЖАВНОГО НАГЛЯДУ У СФЕРІ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ РАДІАЦІЙНОЇ БЕЗПЕКИ

О.В. Сушик

*Київський національний університет імені Тараса Шевченка
вул. Володимирська, 60, м. Київ, Україна, 01601;
тел. +38 (097) 598-01-35; ekologichne_pravo@ukr.net*

Анотація. Проаналізована система державних органів, що здійснюють нагляд у сфері забезпечення радіаційної безпеки та аргументовано необхідність функціонування лише одного органу державного нагляду у цій сфері.

Аннотация. Проанализирована система государственных органов, которые осуществляют надзор в сфере обеспечения радиационной безопасности и аргументированно необходимость функционирования только одного органа государственного надзора в этой сфере.

Abstract. The system of state bodies, which supervise control in the field of radiation safety and necessity the function only one body of state control in this area.

Ключові слова: радіаційна безпека, державний нагляд за забезпеченням радіаційної безпеки

Ключевые слова: радиационная безопасность, государственный надзор по обеспечению радиационной безопасности

Key words: radiation safety, state control over the provision of radiation safety

Діяльність у сфері використання ядерної енергії та забезпечення радіаційної безпеки, на нашу думку, має здійснюватись таким чином, щоб сприяти зниженню рівня опромінення персоналу і населення, радіоактивного забруднення навколишнього природного середовища, а у разі їх перевищення вживати заходи щодо нормалізації небезпечної ситуації, яка виникла. Ефективність такої діяльності неможлива без застосування заходів державного нагляду у сфері забезпечення радіаційної безпеки.

Відповідно до положень Закону України “Про використання ядерної енергії та радіаційну безпеку” від 8 лютого 1995 року (ст.22-25) нагляд за радіаційною безпекою є одним із видів діяльності органів державного регулювання у сфері забезпечення радіаційної безпеки, що пов'язаний з перевітками, метою яких є здійснення нагляду за дотриманням нормативних вимог та умов наданих дозволів організаціям, підприємствам та особам, що використовують джерела іонізуючого випромінювання. У разі виявлення порушень застосовуються адміністративні санкції до персоналу, посадових осіб підприємств, установ та організацій згідно з законодавством. Адже порушення вимог норм, правил, стандартів у сфері використання ядерної енергії, найменше відхилення від діючих у сфері забезпечення радіаційної безпеки правових норм може спричинити радіоактивне забруднення навколишнього природного середовища та завдати шкоду життю і здоров'ю людини внаслідок впливу негативного іонізуючого випромінювання.

У сучасних умовах сфера контролю і нагляду за забезпеченням радіаційної безпеки в Україні розподілена відповідно до повноважень між різними органами державного регулювання забезпечення радіаційної безпеки – Державною інспекцією ядерного регулювання України, Міністерством охорони здоров'я України та Міністерством екології та природних ресурсів України.

Ст. 25 Закону України “Про використання ядерної енергії та радіаційну безпеку” передбачено, що органи державного регулювання ядерної та радіаційної безпеки створюють державні інспекції, на які покладається державний нагляд за дотриманням вимог радіаційної безпеки. Такими спеціальними підрозділами у структурі органів, що здійснюють контрольно-наглядові функції у сфері забезпечення радіаційної безпеки, є Державна регіональна інспекція з ядерної та радіаційної безпеки Державної інспекції ядерного регулювання України (Держінспекція), Державна санітарно-епідеміологічна служба Міністерства охорони здоров'я України, Державна екологічна інспекція України на державному кордоні України Мінприроди України.

Відповідно до наказу Державної інспекції ядерного регулювання України “Про затвердження Положення про державні регіональні інспекції з ядерної та радіаційної безпеки Держатомрегулювання України” від 11 жовтня 2011 року одним з основних повноважень Держінспекції, відповідно до вищенаведеного нормативно-правового акту, є здійснення державного нагляду за дотриманням законодавства, норм, правил і стандартів з ядерної та радіаційної безпеки, фізичного захисту ядерних матеріалів, радіоактивних відходів, інших джерел іонізуючого випромінювання, обліку та контролю ядерних матеріалів та інших джерел іонізуючого випромінювання та умов виданих документів дозвільного характеру на здійснення діяльності з виробництва та використання джерел іонізуючого випромінювання, переробки уранових руд, перевезення радіоактивних матеріалів, переробки, зберігання радіоактивних відходів, на використання земель та водойм, розташованих у санітарно-захисній зоні об'єкта, призначеного для поводження з радіоактивними відходами, уранового об'єкта

Порядок же здійснення державного нагляду за додержанням вимог радіаційної безпеки визначається внутрішнім документом - “Порядком здійснення державного нагляду за додержанням вимог ядерної та радіаційної безпеки при використанні ядерної енергії”, що затверджений наказом Державного комітету ядерного регулювання України від 19 листопада

2003 року. Державні інспектори ядерної і радіаційної безпеки у своїй діяльності користуються також наказом Державного комітету ядерного регулювання України від 2 листопада 2004 року “Про затвердження Типової програми інспекцій підприємств, установ та організацій, які використовують джерела іонізуючого випромінювання”.

Порядок ж встановлення розмірів та накладення штрафів на підприємства, установи і організації, які здійснюють діяльність у сфері використання ядерної енергії, у разі порушення ними норм, правил і стандартів безпеки або умов дозволів на ведення робіт визначається постановою Кабінету Міністрів України “Про затвердження Положення про порядок встановлення розмірів та накладення штрафів на підприємства, установи і організації, які здійснюють діяльність у сфері використання ядерної енергії, у разі порушення ними норм, правил і стандартів безпеки або умов дозволів на ведення робіт” від 29 червня 1996 року. Відповідно до даного нормативно-правового акту порушенням є невиконання вимог норм, правил і стандартів з ядерної та радіаційної безпеки у сфері використання ядерної енергії або умов дозволів на ведення робіт, зазначених у ст. 28 Закону України “Про використання ядерної енергії та радіаційну безпеку”. За базову величину штрафу береться величина, що дорівнює п’яти тисячам неоподатковуваних мінімумів доходів громадян. Конкретний розмір штрафу залежить від виду діяльності ліцензіата, рівня порушення, тривалості роботи з порушенням до і після його виявлення та факторів поправки величини штрафу, що впливають на порушення. Наказом Державного комітету ядерного регулювання України затверджена “Форма документів з провадження справ про адміністративні правопорушення у сфері ядерної та радіаційної безпеки” від 19 травня 2004 року.

Слід, на нашу думку, відмітити, що положення вищенаведених документів, широко використовуються фахівцями Державної регіональної інспекції з ядерної та радіаційної безпеки України, які здійснюють діяльність по забезпеченню державного нагляду за радіаційною безпекою, хоча й не зареєстровані в Мін’юсті України. Спираючись на вищевикладене та з метою об’єднання усіх правових норм, що регулюють здійснення нагляду у сфері забезпечення радіаційної безпеки та використання ядерної енергії, на нашу думку, має бути розроблений “Порядок здійснення державного нагляду за дотриманням вимог безпеки при використанні ядерної енергії” та затверджений на рівні постанови Кабінету Міністрів України, як органу, який здійснює координацію діяльності усіх органів виконавчої влади. Прийняття такої постанови передбачається й відповідно до Законів України “Про використання ядерної енергії та радіаційну безпеку”, “Про дозвільну діяльність у сфері використання ядерної енергії” від 11 січня 2000 року.

Наступним органом, який здійснює контрольно-наглядову діяльність у сфері забезпечення радіаційної безпеки є Державна санітарно-епідеміологічна служба МОЗ України. Відповідно до указу Президента України “Про затвердження Положення про Державну санітарно-епідеміологічну службу” від 6 квітня 2011 року вона входить до системи органів виконавчої влади у галузі охорони здоров’я та утворюється для забезпечення реалізації державної політики у сфері санітарного та епідемічного благополуччя населення. Державна санітарно-епідеміологічна служба спрямовує свою діяльність на запобігання шкідливому впливу на стан здоров’я і життя людини факторів середовища життєдіяльності.

З метою державного санітарного нагляду органи санітарно-епідеміологічної служби, відповідно до “Положення про державний санітарно-епідеміологічний нагляд” від 22 червня 1999 року (у редакції постанови Кабінету Міністрів України від 19 серпня 2002 року), наділені певними контрольними повноваженнями, в тому числі і у сфері забезпечення радіаційної безпеки, які, на нашу думку, слід розділити на 3 групи:

1) повноваження щодо попередження порушень санітарних норм радіаційної безпеки: а) здійснення нагляду за дотриманням органами виконавчої влади та органами місцевого самоврядування, підприємствами, установами, організаціями та громадянами санітарного законодавства, а також контролю за проведенням санітарних та

протиепідемічних (профілактичних) заходів, виконанням програм охорони здоров'я населення; б) проведення перевірки та видача висновків на відповідність об'єктів і споруд, що вводяться в експлуатацію, санітарним нормам.

2) повноваження щодо припинення порушень санітарних норм радіаційної безпеки: а) вносити обов'язкові для виконання пропозиції щодо усунення виявлених порушень санітарного законодавства, здійснювати в установленому законом порядку провадження у справах про порушення санітарного законодавства; б) видавати постанови про тимчасову заборону виробництва, заборону використання джерел іонізуючого випромінювання у тому разі, коли не здійснено їх гігієнічну регламентацію та державну реєстрацію, а також коли їх визнано шкідливими для здоров'я людей; в) вилучати з реалізації (конфіскацію) небезпечні для здоров'я радіоактивні речовини у порядку, що встановлюється законодавством.

3) повноваження щодо розслідування порушень у сфері забезпечення радіаційної безпеки та застосування адміністративних санкцій: а) розслідувати причини та умови виникнення радіаційних уражень людей; б) видавати постанови про накладення штрафу та у передбачених законом випадках застосовувати фінансові санкції за порушення санітарного законодавства; в) складати акти і протоколи про порушення санітарного законодавства та видавати приписи, постанови. "Інструкція про порядок застосування державною санітарно-епідеміологічною службою України адміністративно-запобіжних заходів (обмеження, тимчасова заборона, заборона, припинення, зупинення)", затверджена наказом МОЗ України від 14 квітня 1995 року (в редакції від 25 грудня 2011 року) передбачає, що підставою для застосування адміністративно-запобіжних заходів є порушення санітарного законодавства, до якого відносяться також і державні санітарні норми, правила і гігієнічні нормативи у сфері забезпечення радіаційної безпеки.

МОЗ України на сьогодні формально здійснює і координацію робіт, пов'язаних із створенням та функціонуванням єдиної державної системи контролю та обліку індивідуальних доз опромінення населення, згідно з вимогами Закону України "Про захист людини від впливу іонізуючого випромінювання" від 14 січня 1998 року та відповідно до постанови Кабінету Міністрів України "Про порядок створення єдиної державної системи контролю та обліку індивідуальних доз опромінення населення" від 16 березня 1999 року.

Наступним органом, який здійснює контрольно-наглядову діяльність у сфері забезпечення радіаційної безпеки, є Державна екологічна інспекція України, положення про яку затверджено указом Президента України від 13 квітня 2011 року. Держекоінспекція України, відповідно до покладених завдань, здійснює державний нагляд (контроль) за додержанням центральними органами виконавчої влади та їх територіальними органами, місцевими органами виконавчої влади, органами місцевого самоврядування в частині здійснення делегованих їм повноважень органів виконавчої влади, підприємствами, установами та організаціями незалежно від форми власності і господарювання, громадянами України, іноземцями та особами без громадянства, а також юридичними особами - нерезидентами вимог законодавства про екологічну та радіаційну безпеку.

Відповідно до "Положення про екологічний контроль у пунктах пропуску через державний кордон та в зоні діяльності регіональних митниць і митниць" від 8 вересня 1999 року (в редакції від 23 листопада 2009 року) одним з головних завдань підрозділів територіальних органів Мінприроди, що здійснюють екологічний контроль у пунктах пропуску через державний кордон та в зоні діяльності регіональних митниць і митниць є попередження незаконного ввезення, вивезення або транзиту територією України вантажів, що містять радіоактивні й інші небезпечні для навколишнього природного середовища і здоров'я людей речовини та забезпечення контролю за перевезенням радіоактивних речовин і ядерних матеріалів та проведенням хіміко-аналітичного контролю речовин.

Виходячи з вищевикладеного повноваження контрольно-наглядового характеру здійснюють Державна регіональна інспекція з ядерної та радіаційної безпеки, Державна санітарно-епідеміологічна служба, Державна екологічна інспекція України на державному

кордоні України, що входять до складу різних органів державної виконавчої влади у сфері забезпечення радіаційної безпеки.

Невизначеність статусу єдиного органу державного нагляду у сфері забезпечення радіаційної безпеки, розчленування функцій державного нагляду у сфері забезпечення радіаційної безпеки між різними структурними підрозділами, обмеження діяльності, спрямованої на дотримання діючих нормативних вимог у сфері забезпечення радіаційної безпеки, тільки наглядовими функціями призводить до неузгодженості дій по забезпеченню радіаційної безпеки.

Вищевикладене, на нашу думку, дає змогу говорити про необхідність функціонування лише єдиного ефективного органу державного нагляду у сфері забезпечення радіаційної безпеки, юридичні повноваження та технічна компетенція якого дозволить забезпечити надійне та безпечне використання ядерних технологій та джерел іонізуючого випромінювання.

Інноваційні технології в медицині

- Променева діагностика**
- Радіотерапія**
- Ядерна медицина**
- Фундаментальні дослідження**

Innovation Technologies in Medicine

- Radiodiagnostics**
 - Radiotherapy**
 - Nuclear medicine**
 - Fundamental research**
-

ОПТИМІЗАЦІЯ ПАРАМЕТРІВ ДЛЯ МІНІМІЗАЦІЇ СПОТВОРЕНЬ В МАГНІТО-РЕЗОНАНСНИХ СИСТЕМАХ З ВЕЛИКОЮ ІНДУКЦІЄЮ ПОЛЯ

А.В. Алексєєнко, С.П. Радченко

*Кафедра медичної радіофізики, Київський національний університет імені Тараса Шевченка
просп. Глушкова, 4Г, м. Київ, Україна, 03022;
+38 (044) 526-10-73; alexrpd@univ.kiev.ua*

Анотація. Подальше покращення роздільної здатності та скорочення часу обстеження вимагає переходу до використання магніторезонансних томографічних (МРТ) систем з великою індукцією магнітного поля. Такий перехід вимагає врахування ефектів, які виникають при високих полях. Засобами математичного моделювання ефектів проводиться пошук оптимальних значень параметрів проведення МРТ експерименту для мінімізації появи артефактів хімічного зсуву та зміни сталих часу релаксації.

Ключові слова: математичне моделювання, МРТ, артефакт хімічного зсуву, рівняння Блоха

Дослідження впливу ефектів, пов'язаних зі збільшенням індукції магнітного поля, було розділено на дві частини. Першу частину спрямовано на виявлення впливу артефактів хімічного зсуву. Моделювання було проведено при різних значеннях амплітуди градієнту. Це відповідає різній спектральній ширині сигналу на один піксель для систем з індукцією магнітного поля 1.5 Т та 3 Т. Для кількісного аналізу отриманих даних було обрано коефіцієнт кореляції між реконструйованим зображенням та фантомом. Друга частина роботи містить виявлення впливу зміни часів релаксації на якість реконструйованих зображень [1]. Для цього побудовано і використано тестовий зразок (фантом), вигляд якого наведено на рис. 1.

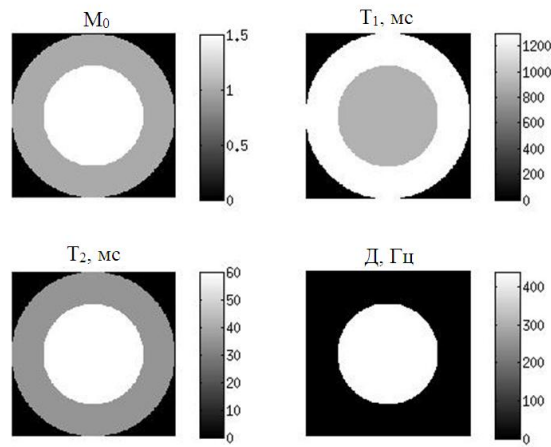


Рис. 1 Тестовий зразок (фантом).

Для поля 1.5 Т частотний зсув між резонансом протонів води та жирів складає близько 220 Гц [2], тому частотну смугу, що відповідає одному пікселю, обирали не меншою за дане значення. При цьому у випадку звуження смуги можна очікувати суттєве зростання прояву артефактів хімічного зсуву. При цьому приблизно кожні 4.5 мс спінові ізохромати, які належать протонам жирів та води, сфазовуються. В залежності від значення T_E при моделюванні у першій частині роботи ми отримуємо різні значення коефіцієнта кореляції (рис. 2).

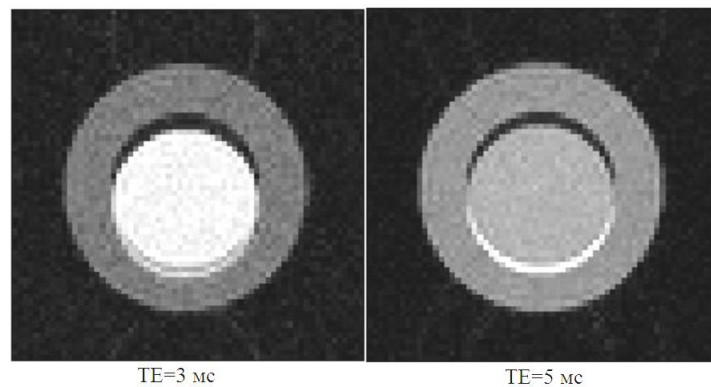


Рис. 2 Реконструйовані зображення фантома для різних значень часу відлуння T_E .

Для моделювання магніторезонансного експерименту було обрано послідовність Echo Planar Imaging (EPI), яка використовується на практиці для швидкого отримання даних, наприклад, функціональних даних [3, 4]. У якості тестового зразка (фантома) було обрано модель із двох циліндричних об'єктів різного діаметру. Значення параметрів речовин в частинах об'єкта (сталі часів релаксації T_1 , T_2 , протонна густина M_0 , хімічний зсув D) варіювалися в широких межах.

Таблиця 1 Характерні значення сталих часів релаксації матеріалів фантома.

Матеріал	Стала часу	Магнітне поле	
		1.5 Т	3 Т
Основа	T_1 , мс	1000	1350
	T_2 , мс	50	45
Підкладка	T_1 , мс	700	950
	T_2 , мс	80	70

З представлених на рис. 3 кривих можна зробити висновок, що збільшення смуги пропускання призводить до послаблення артефактів хімічного зсуву, але викликає відповідне зменшення співвідношення сигнал/шум. Для обох кривих характерним є наявність чіткого максимуму, що відповідає частотній смугі, близькій до величини хімічного зсуву при даній напруженості магнітного поля, а це свідчить про наявність оптимальних параметрів, що забезпечують мінімальний характер артефактів хімічного зсуву на реконструйованих зображеннях.

Вид даної кривої є результатом дії процесів релаксації при різних значеннях сталих часу спин-спінової та спин-граткової релаксації при збільшенні індуктивності сталого магнітного поля.

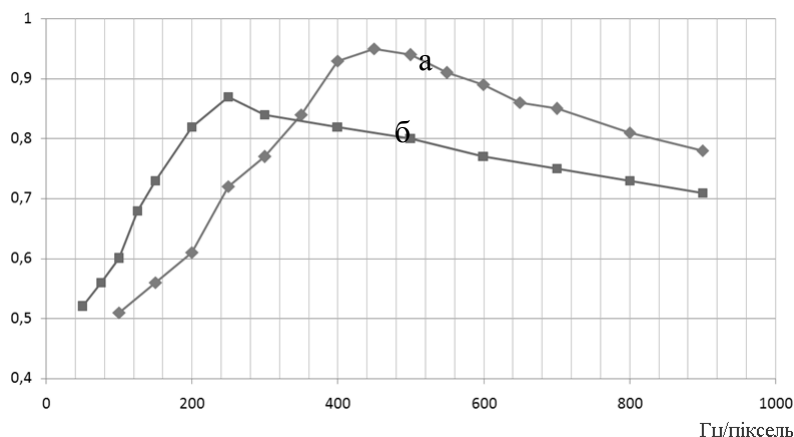


Рис. 3 – Залежність коефіцієнта кореляції реконструйованого зображення зразка від частотної смуги кодування: а) 3 Т, б) 1,5 Т (час відлуння $T_E=10$ мс).

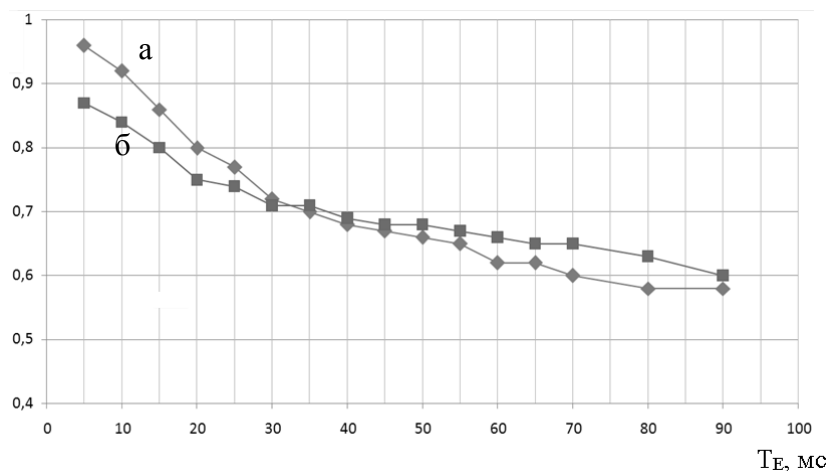


Рис. 4 Залежність коефіцієнта кореляції від часу T_E : а) 3 Т, б) 1,5 Т (Спектральна ширина на піксель – 400 Гц).

Криві, наведені на рис. 4, свідчать, що скорочення часу відлуння T_E є одним із ефективних способів покращення характеристик реконструйованих зображень та способом зменшення впливу артефактів хімічного зсуву. Однак значне зменшення значення даного параметру вимагає застосування високих градієнтів поля. Підвищення градієнтів може бути пов'язано зі збільшенням технічних вимог до томографічного обладнання та негативних впливів, викликаних індукційними струмами в досліджуваному об'єкті.

1. H. Benoit-Cattin, G. Collewet. Numerical implementation of the Bloch equation to simulate magnetization dynamics and imaging; International conference ISMRM'06, USA, may 2006.
2. Физика визуализаций изображений в медицине, Под ред. С. Уэбба; Москва «мир» 1991. Т2, 408 с.
3. S. Balac, L. Chupin. Fast approximate solution of Bloch equation for simulation of RF artifacts in Magnetic Resonance Imaging; 2007; p.1-19.

4. Dietrich O, Reiser MF, Schoenberg SO. Artifacts in 3-T MRI: physical background and reduction strategies. Eur J Radiol 2008, vol.65, p.29-35.

ОЦЕНКА ВОЗМОЖНОСТЕЙ ЦИФРОВОГО УВЕЛИЧЕНИЯ КОНТРАСТА ФЛЮОРОГРАФИЧЕСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ

Л.И. Асламова¹, Н.В. Меленевская^{1,*}, С.И. Мирошниченко^{2,3},
Н.С. Мирошниченко^{1,2}, Д.А. Радько², Е.В. Грабовская¹

1) Киевский национальный университет имени Тараса Шевченко

2) Научно-производственное объединение «Телеоптик»

3) Ассоциация радиологов Украины

*Учебно-научный центр радиационной безопасности, Киевский национальный университет имени Тараса Шевченко, ул. Владимирская, 64/13, г. Киев, 01601, Украина,
т/ф +38(044) 521-32-84, radbez@gmail.com

Аннотация. В работе представлены результаты сравнения возможностей увеличения контраста тест-объектов на рентгеновских изображениях за счет применения отсеивающего раstra и цифровой обработки. Показана возможность уменьшения дозовой нагрузки на пациентов во время флюорографического скрининга. Грудная клетка пациента моделировалась с помощью водного фантома изменяемой толщины. Качество снимков сравнивалось по контрасту изображения тест-объекта. Определена плотность пациентов, для которой возможна замена отсеивающей решетки цифровой обработкой рентгеновского изображения.

Abstract. The contrast methods of X-ray test-objects digital images improvement were compared. The dose exposure during the chest screening was generally significantly reduced by software digital processing. The water phantom simulated a human chest with variable thicknesses. The image quality was estimated due to the test-object contrast. The anti-scatter grid was shown to be replaced by digital processing for patient group with determined chest thickness.

Ключевые слова: цифровая флюорография, органы грудной клетки, дозовая нагрузка, цифровая обработка изображения, отсеивающие растры.

Key words: digital chest screening, chest organs, dose exposure, digital image processing, anti-scatter grids.

Введение. Одной из проблем ежегодного планового флюорографического обследования является значительная дозовая нагрузка, получаемая пациентами, особенно при использовании отсеивающих растр. В связи с этим, в последнее время намечены пути снижения лучевой нагрузки при радиографических процедурах. Они включают в себя использование отфильтрованного рентгеновского пучка (достигается при использовании алюминиевых фильтров различной толщины (от 2мм)), строгое ограничение размеров облучаемой области тела пациента, поддержание максимального расстояния между рентгеновской трубкой и пациентом. Также рекомендуется установка низких величин тока трубки, высоких значений kVp (с учетом толщины тела пациента) и возможный отказ от использования отсеивающих растр [1]. Ниже рассматриваются условия замены использования раstra на цифровую обработку флюорографических изображений.

Для адекватной оценки дозовой нагрузки при флюорографических исследованиях органов грудной клетки в клинической практике используются фантомы. Согласно рекомендациям регулирующих организаций, в основном используют антропоморфные фантомы грудной клетки, конструкция которых подобна фантому, разработанному Центром Приборов и Радиологического Здоровья (Center for Devices and Radiological Health) (CDRH фантомы) [2]. Такие фантомы представляют собой боксы до 25,4 см общей толщины, содержащие [3] слой полиметилметакрилата (ПММА) толщиной 7,6 см, алюминиевую пластину толщиной 4,6 мм (со стороны входа рентгеновского пучка), а также 7,7 см

воздушного промежутка между выходной стороной фантома и входом приемника изображения. Такой грудной фантом (с воздушным промежутком) соответствует 10,5 см толщины слоя воды или 10 см акрила и считается по рентгеновской плотности эквивалентным пациенту средних размеров.

Согласно санитарно-гигиеническим нормам, “стандартным” пациентом считается взрослый человек весом 71,1 кг, при росте 174, с размером торса в передне-задней проекции 20 см и боковой - 40 см. Рекомендуемые параметры исследования органов грудной клетки включают размер исследуемой области 35х35 см, фокусное расстояние 100 см, напряжение на трубке 80 кВ, экспозицию 60 мАс, при чем расчетная эффективная доза составляет 800мкЗв [4]. Таким образом, среднему пациенту с толщиной грудной клетки в 20 см, отвечает водный фантом толщиной 10,5 см.

В клинической рентгенологии актуальным является баланс между получением качественного изображения, имеющего достаточный для обнаружения патологии заданного размера контраст, яркость и четкость, и максимальным снижением дозовой нагрузки на пациента при проведении исследований. Для пациентов с индексом массы тела, превышающим стандартную величину (толщину торса в области грудной клетки более 20см), проблема получения повышенной лучевой нагрузки стоит особенно остро. При их обследовании применяют отсеивающие растры (решетки), что сопровождается увеличением дозовой нагрузки на пациента в коэффициент Буки (типично в 2-4 раза). Как показано в работе [5] при таких обследованиях важно оптимизировать выбор напряжения на рентгеновской трубке, так как кванты с низкой энергией поглощаются телом пациента и бесполезно увеличивают поглощенную дозу, а кванты с высокой энергией наоборот, обладают большой проникающей способностью и малым поглощением. К сожалению, в последнем случае значительно снижается контраст полученного снимка. Отношение сигнал-шум при изображении однородного объекта на однородном фоне описывают с помощью модели Розе [6]. Данная модель определяет изменение плотности среды с учетом зависимости коэффициента поглощения от энергии гамма-квантов. Например, в работе [7] было показано, что при условии фиксированной дозы, которую получает фантом, зависимость сигнал-шум от энергии имеет четко выраженный максимум. Следовательно, для каждого размера пациента существует оптимальная энергия квантов, увеличение или уменьшение которой приводит к ухудшению качества изображения или неоправданной дозовой нагрузке.

В приведенных ниже результатах исследований моделируется обследование как “стандартных” пациентов [8], так и пациентов повышенной плотности, для которых отказ от использования отсеивающих растров особо актуален.

Материалы и методы. Исследования выполнены на самозащищенной цифровой рентгеновской установке в лаборатории Научно-производственного объединения «Телеоптик», г. Киев, Украина. Основной целью была проверка возможности замены отсеивающей решетки цифровой обработкой изображений с помощью специализированного пакета программ ContextVision CVIE - Te1eoptic -XR2 – AD.

В эксперименте использовались рентгеновский генератор фирмы Listem. Рентгеновские излучение генерировалось с помощью рентгеновской трубки фирмы Toshiba. Измерения проводились при постоянном напряжении на трубке 81 кВт, расстояние фокус-источник составляло 125 см. Использовалась отсеивающая решетка фирмы SOYEE 11104 с отношением 10:1, частотой 51 линия/см, фокусным расстоянием 120 см. Снимки получали на цифровом приемнике (IONA – R-4000) производства НПО «Телеоптик».

При исследованиях в качестве критерия эффективности преобразования изображения принималось увеличение контраста тест-объекта в виде алюминиевого диска (Рис.1) толщиной 0,5мм и диаметром 15 мм. Грудная клетка пациента в экспериментах имитировалась водным фантомом толщиной 3-21 см воды. Каждая серия измерений проводилась с шагом в 3 см утолщения слоя воды в фантоме. Фантом перекрывал входную

плоскость рентгеновского приемника, а алюминиевые диски устанавливались перед фантомом со стороны рентгеновской трубки.

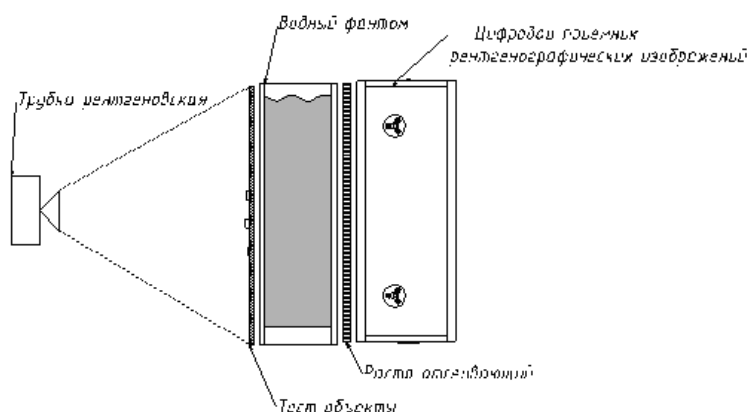


Рис.1. Схема экспериментальной установки.

Экспозиционная доза измерялась с помощью дозиметра (Radca1 Corporation, тип 2026 Radiation Monitor), ионизационная камера (20X-60) которого располагалась перед фантомом и измеряла дозу на поверхности фантома. Действие рентгеновского экспонометра в диагностической установке имитировалось стабилизацией яркости получаемого цифрового изображения путем изменения тока трубки и времени экспозиции. В экспериментах яркость стабилизировалась на уровне около 2000 единиц шкалы яркости.

Расчеты величины коэффициента контраста K проводились по формуле:

$$K = (V_{об} - V_{ф}) / (V_{ф} - V_{т}),$$

где: $V_{об}$ – средняя яркость объекта на изображении; $V_{ф}$ – средняя яркость фона на изображении; $V_{т}$ – средняя яркость фона на изображении, полученном при отключенной рентгеновской трубке

В экспериментах измеренное значение $V_{т}$ составляло 1000 единиц. Яркость фона на изображении определялась путем измерения значений яркости фона во всех точках, которые находились в кольце (Рис. 2) вокруг изображения алюминиевого диска толщиной 0,5 мм, с дальнейшим усреднением значений.

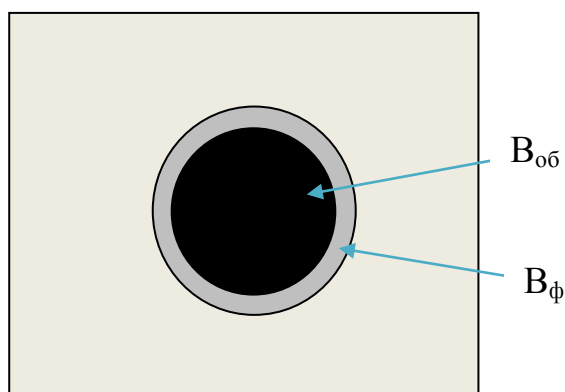


Рис. 2. Кольцо измерения яркости фона и круг – яркости объекта.

Яркость объекта на изображении определялась путем измерения значений яркости во всех точках, которые находились в круге на изображении алюминиевого диска с дальнейшим усреднением значений.

При проведении экспериментальных исследований были выбраны типичное для скрининговых обследований «стандартного» пациента напряжение на трубке $U_a=81$ кВ. Ток

трубки и время экспозиции регулировались в зависимости от толщины водного фантома таким образом, чтобы поддерживалась постоянная яркость выходного рентгеновского изображения в опорной области (на входе цифрового приемника) с погрешностью $\pm 5\%$.

Обсуждение результатов. Проведение экспериментов в самозащитенной цифровой рентгеновской установке с использованием дистанционного управления измерительным комплексом позволило исключить опасность облучения экспериментаторов даже незначительными рентгеновскими потоками. Одновременно, наличие цифрового рентгеновского приемника дало возможность обеспечить высокую производительность экспериментальных работ – до 2-х измерений в минуту.

Применение кольцевой зоны усреднения яркости фона вокруг тест-объекта, а также круга усреднения на тест-объекте позволило уменьшить ошибку измерения коэффициента контраста до величины менее 0,5%. Это дало возможность измерять контраст тест-объекта на фоне водного фантома толщиной 21 см. Величина коэффициента контраста падала до величины менее 1%. Визуально тест-объект на изображении не наблюдался.

Таблица 1. Параметры излучения и результаты измерений

№ п/п	U, кВ	I, мА	t, мс	Слой воды см	Доза мР	Разрешение п.л./мм	K %	K % цифровая обработка	Условия испытаний	K _{Буки}
1.	81	63	25	0	6,47	4,0	5,9	13,9	Вода	
2.	81	80	32	0	10,89	4,0	5,5	13,1	Вода и решетка	1,7
3.	81	63	50	3	14,19	3,7	2,9	8,8	Вода	
4.	81	160	50	3	36,0	3,7	4,2	10,5	Вода и решетка	2,5
5.	81	160	100	12	84,3	3,1	1,5	4,1	Вода	
6.	81	320	160	12	270	3,1	2,6	7,5	Вода и решетка	3,2
7.	81	320	80	15	139	3,1	0,9	2,8	Вода	
8.	81	320	250	15	432	3,1	2,0	6,2	Вода и решетка	3,1
9.	81	500	80	18	226,5	2,7	0,5	2,0	Вода	
10.	81	400	400	18	823	2,7	1,5	4,8	Вода и решетка	3,6
11.	81	500	160	21	481	2,5	0,5	1,0	Вода	
12.	81	320	800	21	1536	2,5	1,6	3,2	Вода и решетка	3,2

Без применения каких-либо средств повышения контраста тест-объекта введение водного фантома толщиной 3 см уменьшает контраст с 6% (хорошая визуальная наблюдаемость) до 3% (слабо виден). При дальнейшем увеличении толщины водного фантома объект теряется из виду (контраст менее 1%). Применение цифровой обработки изображений (кривая 2) эффективно на всех толщинах фантома и расширяет границу 1% контраста с 15 см слоя воды до 21 см.

По результатам экспериментов, использование отсеивающего растра (решетки) как средства повышения контраста тест-объекта менее эффективно, чем применение цифровой обработки изображений для фантомов толщиной менее 20 см. Это соответствует толщине грудной клетки пациента ориентировочно 40 см. Определено, что для получения стабильной яркости при использовании растра необходимо увеличить дозу на коже пациента в коэффициент Буки $K_{\text{Буки}} = 1,7 \dots 4,0$ раз (см. последний столбец табл.1).

Следует особо отметить, что одновременное использование отсеивающего растра и цифровой обработки изображений дало наилучшие результаты при всех толщинах фантомов. Поэтому, применение отсеивающей решетки при толщине грудной клетки пациента более 40 см или наблюдение особо слабых по контрасту патологий оправдано, хотя и приводит к значительному увеличению дозы на пациента.

По результатам эксперимента при увеличении толщины водного фантома от 3 до 21 см значение коэффициента Буки возрастало от 1,7 до 3,6, а разрешающая способность рентгенографической системы снижалась с 4,0 п.л./мм до 2,5 п.л./мм. Использование

отсеивающего растра и цифровой обработки изображения практически не изменяли разрешающей способности системы.

Выводы. Результаты исследований показывают, что при увеличении толщины фантома до 21 см контраст изображения тест-объекта падает с 6% до величины менее 1%. Решетка увеличивает контраст объекта на изображении, однако при использовании рентгеновского экспонетра, применение решетки вынуждает увеличивать экспозиционную дозу в 1,7 – 3,6 раза.

Цифровая обработка для водного фантома толщиной до 20 см позволяет достигать больших контрастов, чем применение отсеивающих растров без увеличения входной поверхностной дозы.

При увеличении толщины водного фантома от 3 до 21 см разрешающая способность рентгенографической системы снижалась с 4,0 п.л./мм до 2,5 п.л./мм. Использование отсеивающего растра и цифровой обработки изображения практически не изменяли разрешающей способности системы.

Таким образом, использование цифровой обработки изображений дает возможность отказаться от применения отсеивающего растра во время обследования органов грудной клетки пациентов, эквивалентных по плотности водному фантому до 20 см, за счет чего уменьшить дозовую нагрузку для плотных пациентов в 1,7...3,6 раза.

1. *Bushberg J.T., Siebert J.A., Leidholdt A.M.J.R., Boone J.M.* The Essential Physics of Medical Imaging. 2nd ed. Philadelphia: Lippincott Williams& Wilkins.- 2002. – P. 251-252.
2. *Wilson C.R., Dixon R.L., Schueler B.A.* American College of Radiology radiographic and fluoroscopic phantom. In : Dixon R.L., Butler P.F., Sobol W.T., eds. Accreditation Programs and the Medical Physicist. Madison : Medical Physics Publishing. - 2001. - P.183-189.
3. AAPM Report No.31/ Standardized methods for measuring diagnostic X-ray exposures/ Report of task group 8 diagnostic X-ray imaging committee. - 1990.
4. Государственное санитарно-эпидемиологическое нормирование, “Контроль эффективных доз облучения пациентов при медицинских рентгенологических исследованиях”, МУК 2.6.1.1797-03, Издание официальное, Москва. - 2004. -29с.
5. Гигиенические требования к устройству и эксплуатации рентгеновских кабинетов, аппаратов и проведению рентгенологических исследований», Санитарные правила и нормативы СанПиН 2.6.1.1192-03, Москва, 2003. - С. 39.
6. Rose A. Quantum and noise limitations of the visual process / J. Opt. Soc. Am. – 1953.- Vol.43.- P. 715
7. *Анищук С.В., Коваленко Н.В., Попов В.И., Рахимжанова Р.И., Суслин В.П.* Оптимизация режимов и дозы облучения пациентов для получения адекватной рентгенографической информации / Поликлиника. – 2008. – № 6. – С. 30-38.
8. *Асламова Л.И., Мирошниченко С.И., Радько Д.А., Дружержученко А.Г.* Снижение экспозиционной дозы при цифровом флюорографическом скрининге // Матеріали 1-го міжнародного семінару “Медична фізика – сучасний стан, проблеми, шляхи розвитку. Новітні технології.” м. Київ, 2-3 червня 2011р. – С. 129 – 132.

НОВІ МЕТОДИ УЛЬТРАЗВУКОВОЇ ЕЛАСТОГРАФІЇ М'ЯКИХ ТКАНИН

Є.О. Баранник*, І.В. Скресанова

Харківський національний університет імені В.Н.Каразіна

** пл. Свободи, 4, м. Харків, Україна, 01001;*

+ (38) (066) 2420190; evgenij.a.barannik@univer.kharkov.ua

Анотація. Розглянуті нові методи ультразвукової діагностики пружних властивостей м'яких тканин та проведено їх порівняльний аналіз, зокрема, за точністю вимірювання переміщень. Запропоновано новий алгоритм винайдення пружності та інші нові методи, що стосуються механічних властивостей м'язових тканин та м'яких тканин при гіпертермії.

Аннотация. Рассмотрены новые методы ультразвуковой диагностики упругих свойств мягких тканей и проведен их сравнительный анализ, в частности, по точности измерения перемещений. Предложен новый алгоритм нахождения упругости и другие новые методы, относящиеся к механическим свойствам мышечных тканей и мягких тканей при гипертермии.

Abstract. New ultrasonic diagnostic methods of elastic properties of soft tissues were considered. Comparative analysis of these methods in terms of accuracy of displacement measurements was carried out. New algorithm of elasticity estimation and other methods concerning mechanical properties of soft tissues during hyperthermia and muscle tissue were proposed.

Ключові слова: еластографія, модуль зсуву, зсувні хвилі, доплерівські вимірювання, гіпертермія.

Ключевые слова: эластография, модуль сдвига, сдвиговые волны, доплеровские измерения, гипертермия.

Key words: elastography, shear modulus, shear waves, Doppler measurements, hyperthermia.

Необхідність створення нових методів діагностики пов'язана із тим, що традиційні ультразвукові (УЗ) методи обстеження внутрішніх органів людини засновані на побудові зображень у відповідності до просторового розподілу в м'яких тканинах неоднорідностей густини та об'ємної стисливості. Різниця в цих параметрах для всіх м'яких тканин, включно із патологічно зміненими, не перевищує декількох відсотків. Ця обставина об'єктивно обмежує чутливість звичайної УЗ діагностики при виявленні низки патологічних змін (пухлини, набряки, дифузійні процеси і так далі).

На цей час розроблено декілька нових медичних еластографічних методів для отримання інформації щодо пружних властивостей м'яких тканин. Спільним для усіх цих методів є вимірювання деформації тканин внаслідок створеного тим чи іншим фізичним засобом навантаження з подальшою реконструкцією пружних параметрів. У найбільш простому з них використовується статичне зовнішнє навантаження, а величина деформації визначається за допомогою УЗ зондування. Зовнішня дія може бути як статичною – це еластографія [1], так і динамічною. Зокрема, при соно- та віброеластографії [2] у досліджуваних м'яких тканинах збуджуються низькочастотні вібраційні коливання, за характеристиками яких визначаються пружні властивості – модуль зсуву μ та Юнга E .

Недоліком цих методів є невизначеність локальних напружень і деформацій, що виникають в тканинах при дії навантаження з поверхні. Тому було розроблено декілька методів, що дозволяють створювати у тканинах локальні напруження та деформації за допомогою сили радіаційного тиску сфокусованого ультразвуку. Дія радіаційного тиску у цьому випадку обмежена фокальною областю, що дозволяє казати про своєрідну віртуальну акустичну пальпацію. Застосування імпульсної віддаленої акустичної пальпації, схема якої показана на Рис.1, дозволяє збудовувати зсувні деформації і хвилі безпосередньо у тканинах. До методів, що виникли на цій основі, відносяться Shear Wave Elasticity Imaging (SWEI) [3], Acoustic Radiation Force Imaging (ARFI) [4], Super Shear Imaging (SSI) [5] та зсувнохвильова доплерівська еластографія (ЗДЕ) [6].

В межах ARFI величиною, що реєструється і аналізується, є індукований радіаційною силою зсув частинок тканини у фокальній області. Методи SWEI, SSI та ЗДЕ засновані на реєстрації переміщень у збудженій зсувній хвилі, джерелом якої є імпульсна сила радіаційного тиску в фокальній області, та визначенні на цій основі швидкості її розповсюдження C_s .

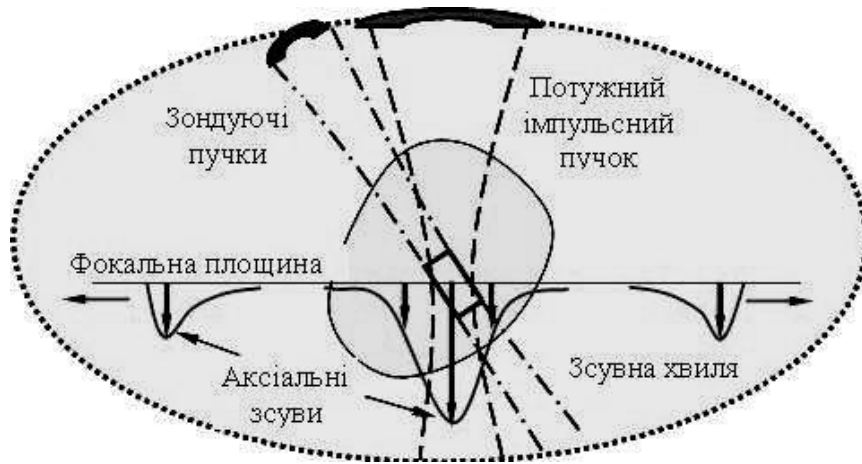


Рис.1 Схема методів, заснованих на акустичній пальпації

Реальність цього підходу була вперше продемонстрована в [6] в межах методу ЗДЕ, як і залежність величина індукованих зсувів залежить від в'язкості тканин [7,8].

Винайти модуль зсуву можна безпосередньо з хвильового рівняння зсувних хвиль, як це передбачають методи SWEI та SSI. Циліндричні зсувні хвилі розходяться від вісі Z потужного сфокусованого УЗ пучка, як це схематично показано на Рис.1, у напрямку X . Рівняння, якому задовольняє процес розповсюдження зсувних хвиль, має вигляд

$$\frac{\partial^2 u(\vec{r}, t)}{\partial t^2} - (c_t^2 + \nu \frac{\partial}{\partial t}) \Delta_{\perp} u(\vec{r}, t) = 0, \quad (1)$$

де $u(\vec{r}, t)$ - зсувне переміщення вздовж напрямку Z в момент часу t , $\nu = \eta / \rho$ - кінематична зсувна в'язкість тканин, η - динамічна в'язкість, $\Delta_{\perp}$ - оператор Лапласа в площині (x, z) , показаної на Рис.1.

Модуль зсуву μ визначає швидкість зсувних хвиль $c_t = \sqrt{\mu / \rho}$, для винайдення якої використовується часове перетворення Фур'є рівняння (1). В результаті отримуємо рівняння, яке пов'язує спектральні характеристики часових і просторових похідних переміщень:

$$\omega^2 u(\omega, \vec{r}) + (c_t^2 - i\omega\nu) \Delta_{\perp} u(\omega, \vec{r}) = 0 \quad (2)$$

де ω - частота. Нехтуючи впливом в'язкості, розв'язок рівняння (2) має вигляд

$$c_t^2 = \frac{-\omega^2 u(\vec{r}, \omega)}{\Delta_{\perp} u(\vec{r}, \omega)}, \quad (3)$$

що дає змогу оцінити швидкість зсувних хвиль і модуль зсуву.

Рівняння (1) – (7) справедливі для зсувних хвиль, які розповсюджуються у будь-якому напрямку. В той же час при застосуванні віддаленої акустичної пальпації місце знаходження джерела зсувних хвиль та напрямку їх розповсюдження X завжди відомо, що дозволяє значно спростити хвильове рівняння (2) для спектральних характеристик зсувних переміщень. В цьому випадку рівняння (2) стає більш простим:

$$\omega u(\omega, \vec{r}) + -i\sqrt{(c_t^2 - i\omega\nu)} \frac{\partial}{\partial x} u(\omega, \vec{r}) = 0. \quad (4)$$

Як і (2), це рівняння дозволяє визначати швидкість зсувних хвиль у м'яких тканинах та їхню динамічну в'язкість. Рівняння (4) лежить в основі алгоритмів ЗДЕ визначення в'язко-пружних характеристик м'яких тканин. Застосування при обрахунках перших просторових похідних замість других дозволяє зменшити похибки, обумовлені шумами та перешкодами.

В методах SWEI, ARFI та SSI для вимірювання переміщення тканин використовується алгоритм спекл-трекінгу, який передбачає обчислення крос-кореляційної функції високочастотних сигналів УЗ відгуку від суміжних імпульсів зондування і визначення часового зсуву сигналів. Це дає можливість винайти величину переміщення відбивачів

ультразвуку між послідовними зондуваннями. В методі ЗДЕ реалізований оригінальний варіант фазового методу вимірювань, при якому синтезується низькочастотний комплексний сигнал доплерівського відгуку з подальшим обчисленням його автокореляційної функції і визначенням на цій основі різниці фаз сигналів та величини переміщення відбивачів ультразвуку [9]. Його перевагою є те, що обчислювальна трудомісткість цього способу у порівнянні з кросс-кореляційним набагато менша. В процесі роботи було експериментально доведено, що при оптимальному виборі параметрів зондування фазовий доплерівський метод не поступається алгоритму спекл-трекінгу і забезпечує точність вимірювань у декілька десятків мікрону.

Для практичної реалізації фазового алгоритму вимірювань важливою задачею є визначення впливу параметрів зондування та локальності формування доплерівського відгуку на його спектр. З цією метою у рамках загальної схеми УЗ томографії розвинений теоретичний підхід до аналізу доплерівських спектрів [9-12] і отримано, зокрема, вираз для повного спектру потужності, як Фур'є образу автокореляційної функції:

$$S(\omega) = k^4 \int \frac{d^3 \vec{q}}{(2\pi)^3} C(\vec{q}, \omega) \left| \int_R e^{i(\vec{q} + 2\vec{k})\vec{r}} G'_p(\vec{r}) d^3 \vec{r} \right|^2 \equiv k^4 \int \frac{d^3 \vec{q}}{(2\pi)^3} C(\vec{q}, \omega) |G(\vec{q} + 2\vec{k})|^2, \quad (5)$$

де k - хвильове число, $C(\vec{q}, \omega)$ - просторовий та часовий Фур'є-образ корелятору флуктуацій відбивачів ультразвуку, $G'_p(\vec{r})$ - функція чутливості сканеру до УЗ поля. За фізичним змістом вираз (5) дає найбільш загальний зв'язок між повним доплерівським спектром потужності, спектральними характеристиками флуктуацій густини та стисливості, що розсіюють ультразвук, та просторовими компонентами $G(\vec{q} + 2\vec{k})$ функції чутливості.

В межах цього підходу були досліджені доплерівські спектри відгуку лінії току для неперервних нефокусованих і сфокусованих пучків УЗ хвиль, доведена інваріантність ширини спектру доплерівського відгуку. Для аксіально-симетричних потоків та при довільному співвідношенні між шириною пучків і потоку отримані і проаналізовані вирази для повного доплерівського спектру. Досліджені та промодельовані доплерівські спектри при імпульсному зондуванні нефокусованими та сфокусованими пучками хвиль та доведена незалежність від глибини зондування ширини повного спектра і його модальної доплерівської частоти [10]. Цей ефект разом із проведенням аналізом щодо оптимізації параметрів зондування [11] забезпечує стабільність спектрів і достовірність кількісних оцінок характеристик руху з використанням доплерівських сигналів в межах методу ЗДЕ. Нарешті, отримані вирази для кореляційних функцій та спектрів доплерівського відгуку біологічних об'єктів з різними фізичними властивостями і параметрами руху [12]. Досліджено, зокрема, вплив процесів дифузії, кореляції руху, його нестационарності, як це має місце при русі з прискоренням або при віброеластографії, тощо.

Акустична пальпація може мати й інші медичні застосування, зокрема, при УЗ гіпертермії злоякісних новоутворень, де однією з актуальних задач є контроль стану м'яких тканин в реальному часі. Тому слушною є ідея неінвазивного контролю гіпертермії за допомогою методу ЗДЕ незалежно від того, яким чином реалізується сама термодеструкція. Більш за те, при УЗ гіпертермії зони локального перегріву створюють за допомогою потужних сфокусованих пучків, але таке саме випромінювання застосовує і акустична пальпація. Звідси ідея використання одного й того ж пучка як для термодеструкції, так і для діагностики стану тканин. Обидві ці ідеї були апробовані експериментально і довели свою працездатність [13]. Нарешті, за допомогою розробленого прецизійного методу вимірювання переміщень було вперше досліджено спектральні характеристики локальних ізометричних скорочень скелетних м'язових тканин *in vivo* [14].

Виконані в межах розробки методу ЗДЕ роботи були проведені за допомогою експериментального доплерівського обладнання (Рис.2), розробленого спільно з фахівцями Науково-дослідного інституту радіотехнічних вимірювань (НДІРВ, Харків). Це обладнання слугувало прототипом для вітчизняних УЗ діагностичних сканерах серії ULTIMA, що



Рис. 2 Експериментальне ультразвукове доплерівське обладнання

серійно випускаються фірмою «Радмір» ДП НДІРВ (Україна) і мають режим ЗДЕ. Аналогічний режим візуалізації наявний наразі тільки в апаратах Aixplorer фірми SuperSonicVision (Франція), в яких фізичні принципи реконструкції пружності та вимірювання переміщень базуються на технологіях SWEI та SSI.

1. Ophir J, Cespedes EI, Garra B, Ponnekanti H, Huang Y, Maklad N. Elastography: Ultrasonic imaging of tissue strain and elastic modulus in vivo // Eur. J Ultrasound. – 1996. – V. 3. – P. 49 – 70.
2. L. Gao, K. J. Parker, R. M. Lerner, S. F. Levinson. Imaging of the elastic properties of tissue – a review // Ultrasound Med. Biol. – 1996. – V 22, N 8. – P. 959 – 977.
3. Sarvazyan A.P., Rudenko O.V., Swanson S.D., Fowlkes J.B., Emelianov S.Y. Shear wave elasticity imaging: a new ultrasonic technology of medical diagnostics // Ultrasound Med. Biol. – 1998. – V. 24. – P. 1419 – 1435.
4. Nightingale K., Palmeri M., Nightingale R., Trahey G. On the feasibility of remote palpation using acoustic radiation force // J. Acoust. Soc. Am. – 2001. – V. 110. – N 1. – P. 625 – 634.
5. Bercoff J, Tanter M, Muller M, Fink M. The role of viscosity in the impulse diffraction field of elastic waves induced by the acoustic radiation force // IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control – 2004. – V. 51. – N 11. – P. 1523 – 1536.
6. Barannik E.A., Girnyk S.A., Tovstiyak V.V., Marusenko A.I., Emelianov S.Y., Sarvazyan A.P. Doppler ultrasound detection of shear waves remotely induced in tissue phantoms and tissue in vitro // Ultrasonics – 2002. – V. 40. – N 1–8. – P. 849 – 852.
7. Barannik E.A., Girnyk S.A., Tovstiyak V.V., Marusenko A.I., V.A.Volokhov, Sarvazyan A.P. The influence of viscosity on the shear strain remotely induced by focused ultrasound in viscoelastic media // J. Acoust. Soc. Am. – 2004. – V.115. – N5, Pt.1. – P. 2358 – 2364.
8. Barannik E, Girnyk S, Tovstiyak V, Barannik A, Marusenko A, Volokhov V. The estimation of elasticity and viscosity of soft tissue in vitro using the data of remote acoustic palpation // Ultrasound Med Biol. – 2006. – V 32. – P. 211 – 219.
9. Eckersley RJ, Bamber JC. Methodology for imaging time-dependent phenomena. In: Hill CR, Bamber JC, ter Haar GR, eds. Physical principles of medical ultrasonics // Second ed. Chichester: John Wiley & Sons, 2004. – P. 191 – 222.
10. Barannik E.A. Pulsed Doppler flow-line spectrum for focused transducers with apodized apertures // Ultrasonics. – 2001. – V. 39. – N 2. – P. 311 – 317.
11. Barannik E.A. Optimum resolution of pulsed Doppler systems // Acoust. Phys. – 1997. – V. 43. – N 4. – P. 387 – 390.
12. Skresanova I.V., Barannik E.A. Correlation functions and power spectra of Doppler response signals in ultrasonic medical applications // Ultrasonics – 2012. – V. 52. – N 5. – P. 676 – 684.
13. Girnyk SA, Barannik AE, Tovstiyak VV, Tolstoluzhskiy DA, Barannik EA. Ultrasound Doppler monitoring of soft tissues in vitro and tissue phantoms heating and thermal destruction induced by acoustic remote palpation // Ultrasound Med. Biol. – 2009. – V. 34. – N 5. – P. 764 – 772.
14. A. A. Kulibaba, S.A. Girnyk, D.A. Tolstoluzhskiy, I.V. Skresanova, E.A. Barannik. Displacement Spectra Under Isometric Muscle Contraction: Spectral Tissue Doppler Study and Theoretical Models of Ultrasound Response and Muscle Contraction // J Ultrasound Med. – 2012. – (in press).

ВИКОРИСТАННЯ SiPM ФОТОДЕТЕКТОРІВ ДЛЯ ПОКРАЩЕННЯ ХАРАКТЕРИСТИК ПЕТ СКАНЕРІВ

О.А. Безшийко*, А.О. Нагай, Я.О. Безшийко, Д.І. Малюк

Київський національний університет імені Тараса Шевченка

** вул. Васильківська 98а м. Київ, Україна, 03022;*

+38(068)1177784, obezsh@gmail.com

Анотація. В роботі розглядається сучасний стан розвитку новітніх фотодетекторних систем на основі кремнієвих фотопомножувачів та їх використання для покращання характеристик ПЕТ сканерів.

Аннотация. В работе рассматривается современное состояние развития новейших фотодетекторных систем на основе кремниевых фотоумножителей и их использование для улучшения характеристик ПЭТ сканеров.

Abstract. New types of photodetectors on the base of silicon photomultiplier (SiPM) are considered. Their using for design of PET scanners with advanced characteristics is discussed.

Ключові слова: кремнієвий фотопомножувач, SiPM, ПЕТ

Ключевые слова: кремниевый фотоумножитель, SiPM, ПЭТ.

Key words: silicon photomultiplier, SiPM, PET.

Позитронно-емісійна томографія (ПЕТ) за останні десять-п'ятнадцять років стала одним з найважливіших діагностичних засобів при лікуванні онкологічних захворювань. Суть ПЕТ діагностики в тому, що ядра позитрон випромінюючого ізотопу накопичуються в місцях утворення злоякісних пухлин. Позитрони, які випромінюються після гальмування в тілі пацієнта анігілюють з електронами речовини. В результаті утворюються два гамма-кванти з однаковою енергією 511 кеВ кожний, які розлітаються в протилежні боки (під кутом 180^0 один відносно іншого). Навколо пацієнта по колу знаходиться матриця з сцинтиляційних детекторів, в яких реєструється енергія гамма квантів та час їх появи. При співпаданні сигналів від двох детекторів матриці визначається пряма (по двом «точкам»-детекторам), на якій знаходиться джерело випромінювання, а точки перетину кількох таких прямих дозволяють визначити місце випромінювання позитронів. Реєстрація складної події – співпадання в часі з точністю кілька наносекунд двох сигналів від різних детекторів, пряма, що проходить через них обов'язково повинна перетинати зону дослідження тіла пацієнта і енергії цих сигналів із сцинтиляційних детекторів відповідають фотопіку 511 кеВ – все це може суттєво подавити фонові сигнали і забезпечити отримання високочутливого якісного діагностичного зображення. Це ідеальний розгляд, в реальних системах із-за різних заважаючих ефектів перерозсіювання та випадкових накладань відношення сигнал-фон суттєво погіршується (див. рис. 1).

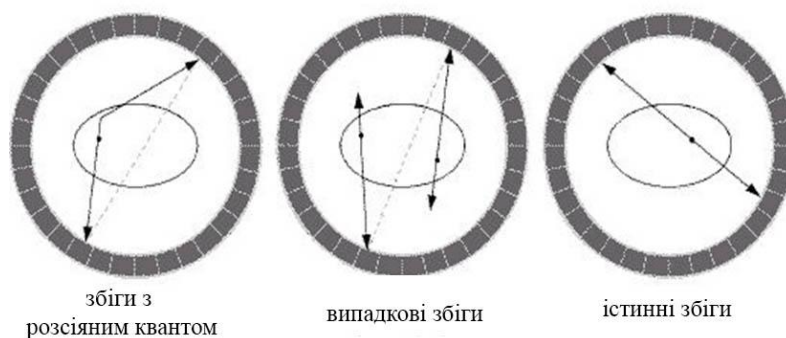


Рис. 1

Використання часопрольотного методу дозволяє суттєво зменшити фон, оскільки у випадку істинних збігів є чітко визначене співвідношення між часами руху кожного гамма-

кванта, а випадкові і розсіяні кванти, і кванти від сусідніх джерел суттєво випадають із цього співвідношення (див. рис. 2) [1]. Таке покращання методики ПЕТ діагностування може збільшити співвідношення сигнал-фон на порядок.

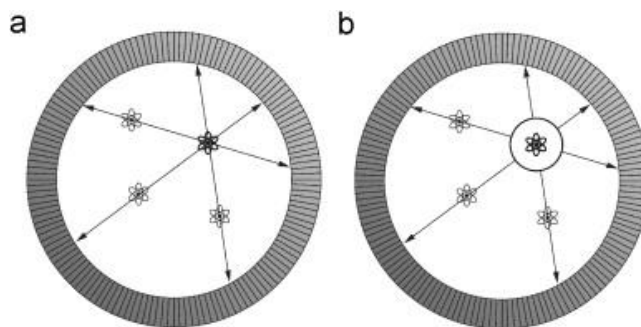


Рис.2. а) стандартний ПЕТ сканер – внесок сигналів від інших джерел; б) ПЕТ сканер з використанням часопрольотної методики, круг навколо основного джерела означає зону, якою обмежується можлива точка випромінювання анігіляційних квантів, і інші джерела в цьому випадку не збільшують фон.

Для використання часопрольотної методики необхідно використовувати швидкі сцинтилятори і фотоелектронні помножувачі. На додачу до жорстких умов по роздільній енергетичній і просторовій здатності це призводить до високої вартості системи, і не дуже високій просторовій гранулярності, оскільки в якості фотопомножувачів до останнього часу використовувалися вакуумні ФЕП, де практично неможливо отримати малий розмір пікселю зображення і є обмеження по часовій роздільній здатності із-за великих розмірів підсилюючих систем.

За останні роки бурхливо почала розвиватися область кремнієвих лавинних багатопіксельних фотодетекторів, які працюють в режимі лічильника Гейгера [2]. Такі фотодетектори показують вже зараз кращі характеристики по більшості параметрів в порівнянні з вакуумними ФЕП і складають серйозну конкуренцію ФЕП на основі мікроканальних пластин. При цьому в недалекій перспективі, виходячи із стандартних технологій виготовлення напівпровідникових елементів можна очікувати різкого зниження цін на такі системи. Також такі фотодетектори конструктивно набагато більш зручні, ніж вакуумні ФЕП. Їх розвиток виявився дуже вчасним для ефективного використання в часопрольотних ФЕП (TOF PET) [2].

Лавинні фотодетектори на основі кремнію відомі досить давно і достатньо широко використовуються, вони мають малий коефіцієнт підсилення і не придатні для реєстрації однофотонних сигналів. Ще в 60-ті роки минулого сторіччя було розроблено лавинні фотодетектори, які працювали в режимі Гейгера – вище напруги пробою (ГЛФД) [3]. Такі системи визначають тільки факт наявності попадання квантів світла, не визначаючи їх кількість. Системи мають високий шумовий фон, достатньо великий мертвий час, що разом з великим фоном блокує детектор більшу частину часу. Для зменшення фону детекторів площею, помітно більшою за мм^2 необхідно їх охолоджувати, або використовувати «активне гасіння». Вирішення всіх цих проблем виявилось достатньо простим (але не очевидним). Необхідно розділити ГЛФД на багато маленьких комірок (менше 100 мікрометрів), які з'єднані паралельно і мають кожна окремо свій резистор для гасіння розряду. Такі системи виявилися дуже ефективними і мали великий потенціал розвитку. Вперше їх запропонували російські вчені [4]. Після цього почався бурхливий період їх розвитку, вони випускаються під різними назвами (в залежності від виробника) - MRS APD, MAPD, SiPM, SSPM, SPM, G-APD, MPPC, PPD, DAPD. Далі по тексту ми будемо використовувати назву SiPM (silicon photomultiplier). Суттєві особливості таких аналогових систем – кожна комірка спрацьовує окремо при попаданні в неї фотона, при спрацюванні кількох комірок сигнал сумується, попадання кількох фотонів в одну комірку визиває тільки одне її спрацювання, розряд комірки гаситься окремими резисторами (свій для кожної комірки), після спрацювання

напруга в комірці падає до напруги пробую V_b і після цього воно відновлюється з постійною RC, де C – ємність комірки, R – резистор гасіння розряду в комірці, сигнал від однієї комірки пропорційний заряду Q , який дорівнює $Q=C*(V-V_b)$, V – напруга на комірці, ймовірність реєстрації фотона прямо пропорційна активній площі комірки і росте із збільшенням напруги V . SiPM можуть ефективно реєструвати однофотонні сигнали і добре розрізняти форму сигналів для різної кількості фотонів. Хоча кожна комірка видає стандартний по амплітуді сигнал як відгук на фотон, із-за маленького розміру комірки (десятки мікрометрів) різні кванти світла від спалаху сцинтиляції при попаданні іонізуючої частинки в сцинтилятор попадуть в різні комірки і сигнал від кожної просумується в один сигнал, заряд якого буде пропорційний кількості фотонів, а отже і енергії іонізуючої частинки. Фронти наростання SiPM менше однієї наносекунди, що дозволяє забезпечити унікальні часові характеристики для часопрольотних систем позитронно-емісійної томографії – роздільний час збігів від двох анігіляційних гамма-квантів на швидких сцинтиляторах трохи перевищує сотню пікосекунд, що обмежує просторову фонову складову кількома сантиметрами від істинного джерела. Буквально в останні кілька років SiPM фотодетектори отримали новий поштовх у розвитку – створено цифрові системи - dSiPM [5]. В таких системах замість опору для гасіння в кожній комірці ставиться активна схема управління розрядом і зняття сигналу, а також вбудовується цифрова схема ASIC для аналізу сигналів від кожної комірки з урахуванням їх часових співвідношень. Така модернізація принципово розширює можливості SiPM систем і дозволяє отримувати нові покращені властивості для приладів в різних напрямках науки і техніки [6], в тому числі для розвитку покращених систем ПЕТ діагностики [7]. Такі системи дозволяють отримувати місце реєстрації в сцинтиляторі як по площині фотодетектора (багатопіксельна структура) так і по глибині сцинтилятора (інформація depth-of-interaction (DOI)), що дозволяє суттєво спрощувати детекторні системи (зменшення кількості і збільшення розмірів сцинтиляторів) і покращувати роздільну здатність просторового визначення позитронного джерела. Сучасні dSiPM мають розміри сторін порядку 3 см (загальна площа розбивається на піксели, з розмірами сторін в кілька мм), розміри комірок порядку 20 – 60 мікрометрів і кількість комірок на піксел кілька тисяч, ефективність детектування фотонів досягає 30 - 40% з потенціалом досягти в найближчому майбутньому 60 -70 %, внутрішня часова роздільна здатність (з тригеруванням від лазерного імпульсу) – порядку кількох десятків пікосекунд. Досліджуються ще питання температурної і довготривалої стабільності, ще є теми для розвитку в напрямку зменшення інтенсивності шумових сигналів, але вже зараз переваги і перспективність фотодетекторних систем з використанням SiPM (dSiPM) очевидні.

1. William W. Moses. Recent advances and future advances in time-of-flight PET // Nucl. Inst. Meth. Res. A. – 2007. – V.580. – P. 919 – 924.
2. Режим доступу: <http://photodet2012.lal.in2p3.fr/>
3. Режим доступу: http://scintillators.ru/booc/musienko_ismart_2010.pdf
4. V.Golovin, S.Sadygov. Russian patent #1702881 from 10/11/1989.
5. Режим доступу: <http://www.research.philips.com/initiatives/digitalphotoncounting/>
6. Режим доступу: <https://indico.cern.ch/getFile.py/access?contribId=11&resId=0&materialId=slides&confId=164917>
7. Режим доступу: <https://indico.cern.ch/contributionDisplay.py?contribId=21&sessionId=1&confId=164917>

^{18}F PRODUCTION FOR PET IMAGING

B.M. Bondar*, M.V. Kostianyj, I.B. Mikhnytsky, Ya.V. Kmetyuk

Ukrainian Center for Radiosurgery of the Clinical Hospital "Feofania"

**Kyiv, Ukraine; miarex@ukr.net*

Abstract. The paper considers fluorine-18 production for PET imaging. The dependence of ^{18}F produced activity on irradiation time was studied by using Siemens medical cyclotron Eclipse RD. The results of calculated saturation activity and yield are presented. Gamma spectrum of produced ^{18}F is obtained with the help of NaI(Tl) scintillator.

Key words: PET, fluorine production, cyclotron, saturation activity, gamma spectrum of ^{18}F .

Introduction. PET (positron-emission tomography) is one of the most accurate methods of cancer diagnostics, that is based on annihilation gamma rays detection. The spots of positron-electron annihilation events determine the distribution of radioactive tracer (injected to the patient) and that emits positrons. Thus, administrating β^+ -radioactive source and ensuring its accumulation in a tumour provide information about the location of a neoplasm. For PET performance special medical cyclotrons, that produce short-lived radionuclides, such as ^{15}O , ^{13}N , ^{11}C , ^{18}F are used.

All-Ukrainian Center for Radiosurgery of the Clinical Hospital "Feofania" includes a radiopharmaceutical production department, where a Siemens medical cyclotron Eclipse RD for ^{18}F production via $^{18}\text{O}(\text{p},\text{n})^{18}\text{F}$ nuclear reaction with the proton energy 11 MeV is installed. Fluorine-18 is commonly used isotope in PET diagnostics due to its optimal parameters (in Fig.1 the ^{18}F decay scheme is presented). Firstly, the mean energy of positrons is relatively low and equals 250 keV. The low positron energy ensures higher resolution and lower radiation dose to the

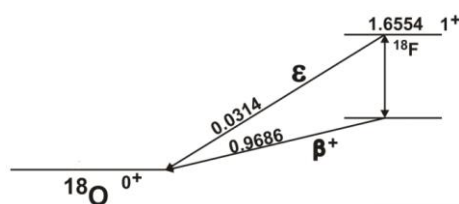


Fig.1. ^{18}F decay scheme

patient. Secondly, the half-life of ^{18}F is 109.7 m, which is enough for patient scanning and for tracer transportation to hospitals, equipped with PET scanners. On the other hand, it is sufficiently short period and after 24-hours the activity decreases almost 10.000 times.

Medical cyclotron Eclipse RD. Radiopharmaceutical production department performs preparation of fluorodeoxyglucose (FDG), that contains ^{18}F . For fluorine-18 production a Siemens medical cyclotron Eclipse RD is used. The tracer production is based on the following principles: the negative ions of hydrogen accelerate in a cyclotron tank along the spiral orbits. At the end of their trajectory special carbon extractor (7 micron thickness) is located, which removes two electrons. Thus, the proton beam is obtained behind the carbon extractor instead of the hydrogen ions. At the place of beam extraction a target is installed, that has 8 positions: one of them is Faraday cup and others are used for isotope production (Fig.2). A target turning allows to install the required position under the beam. For ^{18}F production the enriched water with ^{18}O 98% enrichment and 1.2 ml volume is loaded to a target. Then irradiation of enriched water by protons is carried out. Due to $^{18}\text{O}(\text{p},\text{n})^{18}\text{F}$ nuclear reaction isotope ^{18}F is produced. For radiation safety a cyclotron has a self-shielding, consisting of concrete, borated polyethylene and lead.



Fig.2. A cyclotron target with 8 positions.

One of the most important parameters of a cyclotron is the proton beam current. The maximum value of the proton beam current on a target window is $40 \mu\text{A}$ and it can be changed by extractor position according to the incident ion current. The relation between proton beam current on a target window and ion current on an extractor varies from 0.73 to 0.85. For heat removal from a target the helium cooling system is applied. A tank of cyclotron is provided with high vacuum, which is obtained by using one mechanical and three diffusion pumps, and it reaches the value $1.5 \cdot 10^{-7}$ torr. When the beam is running, the vacuum decreases to the value $5 \cdot 10^{-6}$ torr.

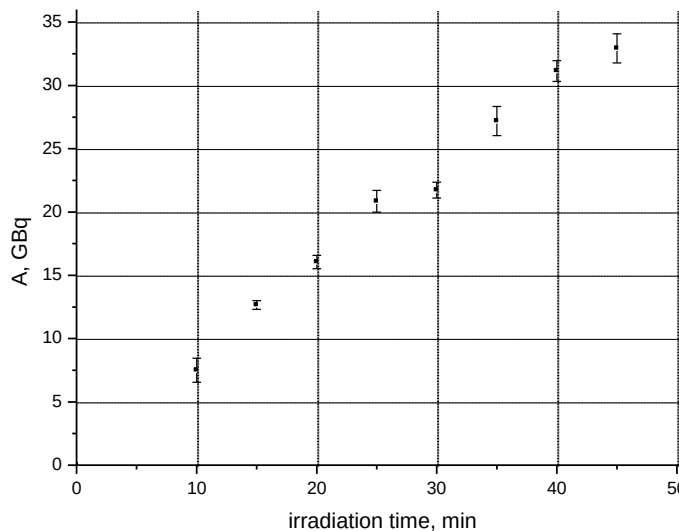
Fluorine production. The fluorine-18 activity during production can be described by the expression:

$$A = N_{18} I_p \sigma_{(p,n)} (1 - e^{-\lambda t}), \quad (1)$$

where N_{18} and I_p are the amount of ^{18}O nuclei and the proton flux density respectively; $\sigma_{(p,n)}$ – cross section of $^{18}\text{O}(p,n)^{18}\text{F}$ nuclear reaction; $(1 - e^{-\lambda t})$ – factor, that describes ^{18}F decay. While the irradiation time does not exceed two half-life of ^{18}F , the produced activity increases nearly linearly. In this period production is most efficient. When the irradiation time reaches the 4 half-life, saturation arises: the amount of ^{18}F nuclei, that are produced equal to the amount of nuclei, which decay. In these conditions the activity is the highest one, that can be produced with specified parameters. The ratio of saturation activity SA to the proton beam current I determines the saturation yield SY :

$$SY = \frac{SA}{I}, \quad SA = \frac{A}{1 - e^{-\lambda t}}. \quad (2)$$

In Fig.3 dependence between ^{18}F produced activity and irradiation time is shown. The proton beam current was $40 \mu\text{A}$ and the activity was measured by radiation detector subsystem in Explora FDG 4 module, installed in a lab for fluorine synthesis with glucose. The modules of synthesis are enclosed in the lead sells 7.5 cm thick. The tracer delivery from a cyclotron target to the modules of synthesis is performed through the special capillar with the help of gas argon. The time of tracer delivery



(4 min) from a cyclotron target to the modules of synthesis was taken into account during ^{18}F activity measurements.

Fig.3. Dependence between ^{18}F produced activity and irradiation time

On the graph linear dependence is observed due to the studied irradiation time period, which ranged from 10 to 45 min. The saturation activity and yield were calculated from experimental data using equations (2). The results are shown in table 1:

Table 1. Saturation activity (SA) and yield (SY)

SA, Ci	SY, mCi/ μA
3.705 ± 0.069	92.625 ± 1.725

After synthesis of fluorine with glucose the sample of synthesized FDG goes to a quality control lab for radionuclide purity testing. A bottle with FDG is placed in a hole of scintillator NaI (TI) having the size of 117 mm X Ø 62 mm, surrounded by 20 mm lead shielding. The energy resolution for 622 keV gamma line of ^{137}Cs is 7 %. On the measured spectrum (Fig.4), apart from photoabsorption peak with the energy 511 keV, another two peaks can be observed: one of them is backscattering peak and the other is caused by the detection of two annihilation gamma-rays (1022 keV).

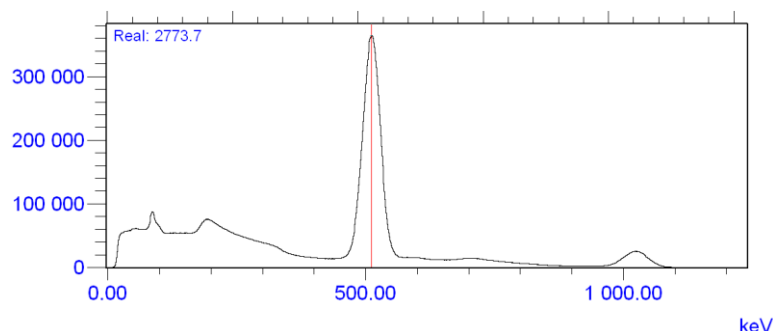


Fig.4. Gamma spectrum of ^{18}F .

After all quality control stages, that include both radionuclide and chemical quality testing, the tracer goes to the PET-CT (combined positron-emission tomography/computed tomography) department for diagnostics performance. The tracer activity, to be injected to the patient depends on a weight of body and varies from 230 to 540 MBq. Taking into account ^{18}F yield after synthesis ($\approx 50\%$) and its own decay when the quality control is carried out (1.5 hour), required irradiation time for 7-10 patients is about 45 min, during which produced activity can reach the value 31-33 GBq.

Conclusions. The fluorine-18 production technology was implemented, using a Siemens cyclotron Eclipse RD. Dependence between ^{18}F produced activity and irradiation time was obtained in the range from 10 to 45 min. (with step in 5 min), where nearly linear activity increase is observed. The irradiation time period, on which the study was performed, is determined by the number of patients (maximum 10 patients per day). The saturation activity and yield were calculated from experimental data. Radionuclide purity of fluorodeoxyglucose was controlled with the help of scintillator NaI(Tl). The increase of patient capacity is expected, which will lead to the longest irradiation time.

Acknowledgments. Special thanks from B.Bondar to B.Leshchenko for valued advice and recommendations.

1. T.J.Ruth and A.P. Wolf, "Absolute cross section for the production of ^{18}F via the $^{18}\text{O}(p,n)^{18}\text{F}$ reaction", Radiochim. Acta, 18:21 (1981).
2. A.Zyuzin et al, "O-18 Water Target for High Current TR-PET Cyclotrons", WTTC10, Madison, WI, 2006.

3. Steven A. Toorongian, G. Keith Mulholland, Douglas M. Jewett, "Routine production of 2-Deoxy-2-[¹⁸F]fluoro-D-glucose by direct nucleophilic exchange on a quaternary 4-aminopyridium resin", Nucl. Med. Biol., vol. 17, No 3, pp. 273-279, 1990.
4. Al. Rayyes AH (2010) Enriched water-H₂¹⁸O purification to be used in routine ¹⁸FDG production. Nukleonika 55:401-405.

ФІЗИЧНІ АСПЕКТИ ЕЛЕКТРОЗВАРЮВАННЯ ЖИВИХ ТКАНИН

Л.А.Булавін, Ю.Ф.Забашта*

Київський національний університет імені Тараса Шевченка

** пр. Глушкова 2, м. Київ, Україна, 03680;*

+38(044) 526-86-77, zabashta@univ.kiev.ua

Аннотация. Предлагается молекулярный механизм электросварки живых тканей. Показано, что свариваемые ткани соединяются благодаря образованию коллагеновой сетки. Образование сетки является фазовым переходом. Построена фазовая диаграмма, описывающая этот переход.

Abstract. The molecular mechanism of the electric welding of the alive tissues is proposed. It is shown the welding tissues are joined due to forming the collagen net. The forming of the net is the phase diagram describing this transition is constructed.

Ключевые слова: Живая ткань, электросварка, молекулярный механизм, коллагеновая сетка, фазовый переход.

Key words: Alive tissue, electric welding, molecular mechanism, collagen net, phase transition.

Метод електрозварювання м'яких біологічних тканин, розроблений в Інституті електрозварювання НАН України ім.Є.О.Патона, широко поширений в хірургічній практиці. Особливість цього методу полягає в тому, що з'єднання м'яких біологічних тканин досягається шляхом пропускання струму через притиснені одна до одної ділянки з'єднуваних тканин.

На цей час актуальним є питання про режими електрозварювання даного виду тканин. Досі ці режими визначались емпіричним шляхом. Очевидна необхідність розробки згаданих режимів на основі молекулярної моделі.

Проблема дії електричного поля на біологічні тканини не є новою. Досліджувався вплив цього поля на клітинні структури. Було встановлено, що при дії електричного поля, відбувається руйнування цих структур. Спричиняють таке руйнування омичний нагрів та механічні напруження. Розглядалися різні можливі механізми руйнування клітинної структури: руйнування мембран внаслідок утворення пор та їх електродеформаційного стиску, руйнування клітин завдяки деформаціям, що викликані електричним полем та ін.

Однак, як відомо авторам, молекулярний механізм електрозварювання тканин в літературі досі не розглядався.

Наша задача, як це задекларовано в заголовку статті, полягає в побудові моделі, яка б описала молекулярні процеси, обумовлені електрозварюванням. Однак структура біологічної тканини надто вже складна, щоб у межах однієї статті запропонувати модель, яка б відображала усі без винятку зміни структури тканин при їх електрозварюванні. Мова, звичайно, може йти лише про деяку спрощену модель.

Разом з тим нам потрібна досить загальна модель, яка б дозволяла зрозуміти фізичні принципи, згідно з якими слід розраховувати режими електрозварювання.

Який же із фізичних аспектів електрозварювання біологічних тканин вважати найбільш суттєвим? Відповідь на це запитання носить, в значній мірі, суб'єктивний характер і, в принципі, може бути різною. На нашу думку, перш за все, слід зрозуміти, чому в момент виключення електричного поля зварювані тканини не роз'єднуються, а залишаються

зчепленими, «прилипають» одна до одної. Іншими словами, в першу чергу, необхідно знайти відповідь на питання, які структурні зміни забезпечують згадане зчеплення. На нашу думку, це питання є ключовим в усьому молекулярному механізмі електрозварювання тканин.

Як відомо, біологічна тканина є сукупністю різноманітних клітин, оточених міжклітинною речовиною. Остання складається із так званої основної аморфної речовини та волокон : колагенових та еластинових. Колагенові волокна утворюють сітку. Міцність тканини визначається, в основному, міцністю такої сітки.

Очевидно, що і міцність зварного шва також будуть забезпечувати колагенові волокна. Це дозволяє стверджувати, що саме колаген відіграє головну роль в утворенні зварного з'єднання.

Виходячи із останньої тези, введемо у розгляд спрощену модель тканини, що складається з двох компонент : колагену та матриці, в склад якої входять клітини, основна аморфна речовина та еластинові волокна. Цю наближену модель біологічної тканини логічно назвати двохкомпонентною.

Перший крок до розуміння механізму електрозварювання тканин, як відомо авторам, було зроблено в статті [1], де використовувалась згадана двохкомпонентна модель. Було показано, що зміна структури колагенових компонент при електрозварюванні відбувається в два етапи : спочатку руйнуються колагенові сітки обох з'єднаних тканин, а потім утворюється нова сітка колагенових ланцюгів – спільна для обох тканин, яка з'єднує їх і закладає основу для поступового відродження тканини в області зварного шва. Таким чином, в статті [1] відповідь на поставлене вище ключове питання звучить так : після виключення електричного поля відбуваються процеси відновлення структури, як колагенової (утворення спільної для обох тканин сітки) так і матричної компоненти; швидкість утворення спільної сітки набагато перевищує швидкість відродження структури матриці; ця сітка і забезпечує «прилипання» обох з'єднаних тканин практично в момент виключення поля.

Очевидна відмінність статті [1] від попередніх вище згаданих робіт, де вивчалась дія електричного поля на біологічні тканини : в попередніх роботах визначались зміни в структурі клітин, в роботі ж [1] всю увагу зосереджено на поведінці колагенової компоненти.

Дана стаття в ідейному плані є продовженням роботи [1].

Як відомо, полімерна сітка є сукупністю ланцюгів (в нашому випадку колагенових), з'єднаних між собою в точках контакту, що називаються вузлами, причому відстань між вузлами значно перевищує розмір полімерної ланки. При розриві вузлів сітка перетворюється на сукупність окремих, не з'єднаних між собою ланцюгів.

З точки зору використовуваної двохкомпонентної моделі в біологічній тканині можливе існування трьох типів структури :

- 1) колагенова сітка плюс незруйнована матрична компонента ; цей тип структури реалізується в тканині до зварювання ; позначатимемо його літерою А;
- 2) окремі колагенові ланцюги в оточенні елементів зруйнованої матричної компоненти ; цей тип структури виникає при дії електричного поля ; позначатимемо його літерою В ;
- 3) колагенова сітка плюс зруйнована матрична компонента ; цей тип структури реалізується в тканині в перший момент після виключення поля, коли ще не встигла відновити свою вихідну структуру матрична компонента; позначатимемо цей тип літерою С.

Очевидно, що структура С є метастабільною, бо вона самовільно через певний час перетворюється в структуру А. Стабільними в приведеному переліку є структури А і В. Різка якісна відмінність останніх дозволяє розглядати їх як різні термодинамічні фази. Іншими словами, в біологічній тканині можуть існувати дві фази : А і В.

Загальний вигляд фазової діаграми для системи, де можуть існувати дві фази (безвідносно від того, йдеться про біологічну систему чи іншу), зображено на рис.1, де через p позначено тиск, а через T – температуру. Точка на площині p - T відповідає певному рівноважному стану системи. Лінія CD – це лінія фазової рівноваги. Фаза В за своїм

змістом є високотемпературною фазою, то ж їй відповідають точки, що лежать нижче від лінії фазової рівноваги. Точки вище від згаданої лінії відповідають фазі А. Суттєво, що лінія CD утворює гострий кут із віссю Т : збільшення тиску призводить до збільшення температури, при якій обидві фази знаходяться в рівновазі.

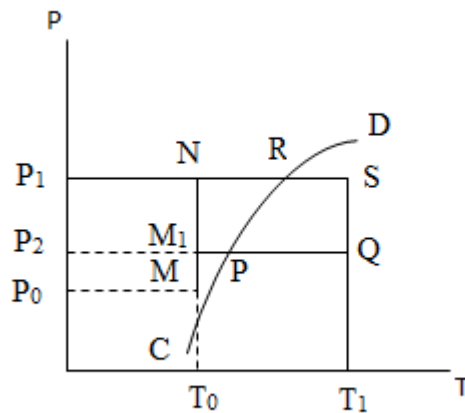


Рис. 1. Аналіз можливих режимів електрозварювання за допомогою фазової діаграми.

Згідно із рис.1 процеси, що протікають в тканинах при їх з'єднанні за допомогою електрозварювання, зводяться до фазових переходів : прямого $A \rightarrow B$ та оберненого $B \rightarrow A$.

Протікання процесу виділення тепла, що супроводжує проходження струму, та процесу теплопровідності призводить до виникнення температурного поля в тканині. Спрощуючи ситуацію, будемо характеризувати згадане поле деякою середньою температурою T .

Окрім температури, при електрозварюванні на тканини ще діє стала сила – адже з'єднувані тканини притискаються одна до одної. Це стан простого стиску. Напруження σ направлені перпендикулярно поверхні тканин. Гідростатичний тиск, що виникає при цьому, $p = \sigma / 3$.

Отже, маємо два параметра : p і T , які при електрозварюванні визначають дію зовнішніх факторів на тканини. Зваживши на цей факт, можна дати таке визначення терміну «режим електрозварювання» (який , на нашу думку, залишається дещо невизначеним) : задати режим електрозварювання означає задати вигляд залежностей $p(t)$ і $T(t)$ від часу t .

Параметри p і T – це якраз ті координати, в яких побудована фазова діаграма (див. рис.1). Отже, фазова діаграма напряму пов'язана з параметрами, що визначають режими електрозварювання.

Зрозуміло, що вигляд обох функцій $p(t)$ і $T(t)$ ми можемо знайти, базуючись, як уже згадувалось, виключно на нашому знанні молекулярних процесів. Вихідним пунктом при розв'язку цієї задачі є знання фазової діаграми. Конкретного вигляду згаданих функцій, аналізуючи цю діаграму звичайно, ми не одержимо – це потребуватиме подальшої кропіткої роботи. Разом з тим деякі принципові питання – щодо співвідношення між згаданими функціями, їхнього загального характеру – маючи в своєму розпорядженні фазову діаграму, можна вияснити.

Спробуємо, наприклад, знайти відповідь на запитання , як прикладати температурне та механічне поля (подавати електричну напругу та притискати тканини)– одночасно чи послідовно.

Позначимо через p_0 та T_0 тиск і температуру тканин до зварювання (точка М на рис.1).

При одночасному включенні обох полів зміна обох параметрів описується лінією MNRS . Точка S з координатами p_1 та T_1 відповідає кінцевому станові системи – станові, при якому відбувається остаточне руйнування сітки. При охолодженні (знятті електричної напруги) і збереженні притиску тканин система повертається у стан, що характеризується

спільною для обох тканин колагеновою сіткою (точка М), по лінії SRNM – по тій же лінії MNRS, але у зворотному напрямку.

Розглянемо другий із згаданих варіантів. Нехай нагрівання відбувається при незначному притискові тканин, якому відповідає тиск $p_2 \ll p_1$, необхідний лише для фіксації взаємного положення обох тканин. Значення ж p_1 прикладається, коли температура досягає значення T_1 . Для цього варіанта нагріву відповідає лінія MM₁PQS, а охолодженню – лінія SRNM₁M.

Порівняємо обидва варіанти, скориставшись теорією фазових перетворень (див., напр., [8] та ін.). Згідно з цією теорією швидкість фазового переходу J визначається формулою

$$J = \text{const} \cdot \exp\left(-\frac{1}{kT_1} \left\{ \Delta U + \frac{4\pi\alpha}{3} \left[\frac{2V\alpha T_1}{\lambda(T_m - T_1)} \right]^2 \right\}\right), \quad (1)$$

де k – стала Больцмана, T_1 – температура, при якій відбувається перехід, ΔU – енергетичний бар'єр, що долається частинкою при елементарному переміщенні, v – об'єм частинки, α – коефіцієнт поверхневого натягу на поверхні розділу обох фаз, λ – схована теплота фазового переходу, віднесена до однієї частинки, T_m – температура, при якій обидві фази знаходяться в рівновазі.

Згідно з рис.1 для першого із розглянутих варіантів $T_m = T_R$, а для другого $T_m = T_P$, причому справедлива нерівність

$$T_R > T_P. \quad (2)$$

Позначимо через J_R та J_P швидкості фазового переходу $A \rightarrow B$ для першого і другого варіантів відповідно. Враховуючи нерівність (2), із формули (1) отримуємо

$$J_R < J_P. \quad (3)$$

Останній вираз означає, що при застосуванні другого варіанта руйнування колагенової сітки відбувається швидше, і система при електрозварюванні перебуває під напругою менший час. Це зменшує загальний час хірургічної операції. Тому перевагу слід віддати другому варіанту.

1. Патон Б.Є., Булавін Л.А., Актан О.Ю., Забашта Ю.Ф. та ін., Структурні перетворення колагену при електрозварюванні м'яких біологічних тканин // Доповіді НАН України, 2010, №2, 94.

ФІЗИЧНІ ПОШКОДЖЕННЯ ЕЛЕКТРОТРАНСПОРТНОГО ЛАНЦЮГА МІТОХОНДРІЙ КЛІТИН ЕЛЕКТРОМАГНІТНИМ ВИПРОМІНЮВАННЯМ НАДВИСОКОЧАСТОТНОГО ДІАПАЗОНУ

А.П. Бурлака¹, І.С. Стадник^{2,*}

1) Інститут експериментальної патології, онкології і радіобіології ім.Р.Є.Кавецького
НАН України, м. Київ

2) Київський національний університет імені Тараса Шевченка, фізичний факультет,
кафедра фізики функціональних матеріалів

* Київський національний університет імені Тараса Шевченка, фізичний факультет,
кафедра фізики функціональних матеріалів, просп. Глушкова 4, м. Київ, Україна;
+(38) (044) 526-45-37; zctm@ukr.net

Анотація. Дослідження проводилось на щурах, які зазнали НВЧ опромінення нетеплового діапазону з імпульсною та безперервною модуляцією. Результати вказують на пошкоджуючий вплив ЕМВ НВЧ на електротransпортну систему мітохондрій, збільшення швидкості генерування супероксидних радикалів.

Аннотация. Исследования проводились на крысах, которые были облучены ЭМИ СВЧ нетеплового диапазона с импульсным и непрерывным влиянием. Результаты указывают на нарушения в связи с влиянием ЭМИ СВЧ на электронтранспортную систему митохондрий и увеличение скорости генерации супероксидных радикалов.

Abstract. Researches were spent on rats who have been irradiated EMR SHF not thermal range with pulse and continuous influence. Results specify in infringements in connection with influence EMR SHF on electron transport system mitochondrions and increase in speed of generation superoxide radicals.

Ключові слова: електромагнітне випромінювання надвисокочастотного діапазону, електронний парамагнітний резонанс (ЕПР), електронтранспортний ланцюг (ЕТЛ) мітохондрій клітин, печінка, серце, аорта.

Ключевые слова: электромагнитное излучение сверхвысокой частоты (ЭМИ СВЧ), электронный парамагнитный резонанс (ЭПР), электронтранспортная цепь (ЭТЦ) митохондрий клеток, печень, сердце, аорта.

Key words: electromagnetic radiation of superhigh frequency (EMR SHF), electronic paramagnetic resonance (EPR), electron transport chain (ETC) mitochondrions cages, liver, heart, aorta.

Відомо, що багато патологічних процесів формується на тлі порушення клітинного енергообміну, яке призводить до розвитку мітохондріальної недостатності (МН). Це зумовлено тим, що мітохондрії присутні у всіх клітинах, за виключенням еритроцитів, і тому хвороби окисного фосфорилювання можуть викликати симптоми в будь-якому органі або тканині, зокрема в серцево-судинній системі.

Метою дослідження було вивчити наслідки впливу електромагнітного випромінювання надвисокочастотного діапазону (ЕМВ НВЧ) на систему електронтранспортного ланцюга (ЕТЛ) мітохондрій клітин. Дослідження проводилось на 80 статевозрілих щурах-самцях породи Wistar, які знаходились на звичайному раціоні віварію, середня маса тварин складала $0,20 \pm 0,02$ кг. Тварини були поділені на 3 групи. Тварини I та II групи (по 40 щурів) зазнали тотального НВЧ опромінення нетеплового діапазону. При цьому тварини I групи були опромінені експериментальним генератором «Волна» з імпульсною модуляцією: тривалість імпульсу - 2 мс, міжімпульсний інтервал - 10 мс; несуча частота - 0,465 ГГц; тривалість сеансу впливу - 17,5 хв, щільність потоку енергії - $6 \pm 2,4$ мВт/см². Тварини II групи були опромінені експериментальним генератором «Луч-11» з несучою частотою 2,45 ГГц, тривалістю 15 хв, щільність потоку енергії - $6 \pm 2,4$ мВт/см². Отже, опромінення щурів передбачало рівноенергетичність впливу ЕМВ з різними несучими частотами. Третю групу склали 10 інтактних тварин (група контролю). Стан компонентів електронтранспортного ланцюга мітохондрій у печінці, серці та аорті оцінювали через 1, 7 та 28 діб з моменту опромінювання ЕМВ НВЧ за наступними парамагнітними центрами: із g-факторами 1,94 - інтенсивність сигналу ЕПР, який характеризує стан FeS-білка N2 ЕТЛ мітохондрій; 2,00 - рівень вмісту убісеміхінону (УСХ) в ЕТЛ мітохондрій; 2,03 - вміст комплексів негемових NO-FeS-білків в ЕТЛ мітохондрій; 2,07 - зміни структури ЕТЛ мітохондрій[1].

Встановлено, що в експериментальній групі тварин, які зазнали імпульсного модульованого електромагнітного опромінення НВЧ має місце істотне зниження сигналів ЕПР з g-факторами 1,94; 2,00 та 2,03 ЕТЛ мітохондрій клітин печінки.

З першої доби спостереження інтенсивність сигналу ЕПР FeS-білка N2 ЕТЛ мітохондрій клітин печінки поступово зменшувався та на двадцять восьму добу був вдвічі менший за показник контролю (відповідно $1,43 \pm 0,02$ в.о. в першу добу, $1,27 \pm 0,07$ в.о. - на сьому та $0,86 \pm 0,13$ в.о. на двадцять восьму добу проти $1,73 \pm 0,01$ в.о. контролю; $P < 0,005$).

Рівень вмісту УСХ клітин печінки також знизився в першу добу після опромінення ($1,34 \pm 0,01$ в.о.), на сьому добу становив $1,21 \pm 0,28$ в.о, на двадцять восьму - $0,52 \pm 0,02$ в.о., що майже втричі нижче за контрольний рівень ($1,52 \pm 0,06$ в.о.); $P < 0,05$.

При аналізі результатів, отриманих при дослідженні вмісту комплексів негемових NO-FeS-білків в ЕТЛ мітохондрій звертає на себе увагу різке збільшення інтенсивності сигналу ЕПР в першу добу ($0,79 \pm 0,12$ в.о. проти $0,41 \pm 0,01$ в.о. контролю) з наступним зниженням

інтенсивності сигналу в сьому та двадцять восьму добу спостереження (відповідно $0,54 \pm 0,04$ в.о. та $0,52 \pm 0,01$ в.о.).

Аналізуючи дані результатів спектрів ЕПР тканини печінки, виявлено появу сигналу з $g=2,07$, що характеризує виникнення структурної перебудови електротранспортного ланцюга мітохондрій гепатоцитів.

Це дозволяє нам зробити висновок про те, що вплив імпульсного модульованого випромінювання надвисокої частоти викликав порушення, залежно від часу, в механізмі електронного транспорту електронів в дихальному ланцюжку мітохондрій клітин печінки.

В першу добу спостереження інтенсивність сигналу ЕПР FeS-білка N2 ЕТЛ мітохондрій клітин серця після опромінення імпульсним електромагнітним випромінюванням надвисокочастотного діапазону збільшилась та вже на сьому добу спостереження відповідала вихідному рівню. На двадцять восьму добу дані не відрізнялись від контролю (відповідно $2,14 \pm 0,31$ в.о., $1,81 \pm 0,08$ в.о. та $1,77 \pm 0,04$ в.о. проти $1,78 \pm 0,01$ в.о. контролю; $P < 0,005$).

Рівень вмісту УСХ клітин серця незначно підвищився в першу добу після опромінення ($1,58 \pm 0,01$ в.о.), на сьому добу становив $1,49 \pm 0,04$ в.о, на двадцять восьму – $1,57 \pm 0,03$ в.о., що практично відповідає вихідному рівню ($1,56 \pm 0,02$ в.о.); $P < 0,05$.

Аналізуючи результати вмісту комплексів негемових NO-FeS-білків в ЕТЛ мітохондрій звертає на себе увагу збільшення інтенсивності сигналу ЕПР в першу добу ($0,72 \pm 0,11$ в.о. проти $0,67 \pm 0,01$ в.о. контролю) з наступним зниженням інтенсивності сигналу на сьому та двадцять восьму добу спостереження нижче вихідного рівню (відповідно $0,59 \pm 0,08$ в.о. та $0,60 \pm 0,02$ в.о.; $P < 0,05$).

Виражені зміни інтенсивності сигналів спектрів ЕПР виявлені при дослідженні тканини аорти щурів I групи.

Встановлено, що у тварин, які зазнали імпульсного модульованого електромагнітного опромінення НВЧ має місце істотне зниження сигналів ЕПР з g-факторами 1,94 ЕТЛ мітохондрій клітин аорти.

З першої доби спостереження інтенсивність сигналу ЕПР FeS-білка N2 ЕТЛ мітохондрій клітин аорти поступово зменшувався та на двадцять восьму добу був в п'ять разів нижчий за показник контролю (відповідно $0,44 \pm 0,04$ в.о. в першу добу, $0,43 \pm 0,03$ в.о. – на сьому та $0,23 \pm 0,03$ в.о. на двадцять восьму добу проти $1,43 \pm 0,01$ в.о. контролю; $P < 0,005$).

Рівень вмісту УСХ клітин аорти збільшився в першу добу після опромінення ($0,31 \pm 0,02$ в.о.), на сьому добу становив $0,52 \pm 0,03$ в.о, на двадцять восьму – $0,30 \pm 0,02$ в.о., при вихідному значенні $0,28 \pm 0,01$ в.о.; $P < 0,05$.

При аналізі результатів, отриманих при дослідженні вмісту комплексів негемових NO-FeS-білків в ЕТЛ мітохондрій аорти звертає на себе увагу різке збільшення інтенсивності сигналу ЕПР на сьому добу спостереження ($0,77 \pm 0,08$ в.о. проти $0,28 \pm 0,01$ в.о. контролю) з наступним зниженням інтенсивності сигналу до двадцять восьмої доби (відповідно $0,31 \pm 0,03$ в.о. $P < 0,05$).

Аналізуючи дані результатів спектрів ЕПР тканини аорти, виявлено виникнення структурної перебудови електротранспортного ланцюга мітохондрій аорти (поява сигналу $g=2,07$).

На спектрах ЕПР тканини печінки щурів після безперервного опромінення ЕМВ НВЧ. виявлено прогресуюче зниження інтенсивності сигналу $g=1,94$ у порівнянні із тканиною інтактної тварини (відповідно $1,52 \pm 0,02$ в.о., $1,48 \pm 0,01$ в.о. та $1,43 \pm 0,02$ в.о. проти $1,73 \pm 0,01$ в.о. контролю; $P < 0,005$).

Рівень вмісту УСХ в ЕТЛ мітохондрій печінки тварин II групи також поступово зменшувався (відповідно $1,34 \pm 0,03$ в.о., $1,31 \pm 0,01$ в.о. та $0,58 \pm 0,02$ в.о. проти $1,50 \pm 0,01$ в.о. контролю; $P < 0,05$).

Амплітуда сигналу ЕПР спектру з g-фактором 2,03 у досліджуваних тканинах печінки II групи збільшилась в першу добу спостереження та до двадцять восьмої доби відновилась

до вихідного рівню (відповідно $0,63 \pm 0,02$ в.о., $0,54 \pm 0,02$ в.о. та $0,41 \pm 0,02$ в.о. проти $0,41 \pm 0,01$ контролю; $P < 0,05$). З'явився сигнал $g=2,07$.

В тканині серця після опромінення безперервним електромагнітним випромінюванням надвисокочастотного діапазону тварин II групи амплітуда сигналу g -фактора $1,94$ збільшилась з першої до сьомої доби ($1,81 \pm 0,02$ в.о. та $1,88 \pm 0,01$ в.о. проти $1,78$ в.о. контролю) та на двадцять восьму добу зареєстровано зниження показника до $1,71 \pm 0,02$ в.о. .

Амплітуда сигналу $g=2,00$ в серці тварин II групи збільшилась в першу добу спостереження з наступним зниженням до двадцять восьмої доби, але вихідного рівню не досягла (відповідно $2,34 \pm 0,03$ в.о., $2,28 \pm 0,02$ в.о. та $1,97 \pm 0,02$ в.о. проти $1,56 \pm 0,02$ в.о. контролю; $P < 0,05$).

При аналізі результатів, сигнал g -фактору $2,03$ ЕПР спектру серця щурів II групи дещо збільшився на сьому добу спостереження та до кінця спостереження відповідав контрольним значенням (відповідно $0,63 \pm 0,02$ в.о., $0,77 \pm 0,02$ в.о. та $0,69 \pm 0,02$ проти $0,67 \pm 0,01$ в.о. контролю; $P < 0,05$).

Інтенсивність сигналу ЕПР з $g=2,03$ аорти при опроміненні безперервним ЕМВ НВЧ діапазону тварин II групи в першу добу після опромінення знизилась майже в чотири рази ($0,36 \pm 0,13$ в.о. проти $1,43 \pm 0,01$ контролю), до сьомої доби зниження амплітуди сигналу досягло $0,24 \pm 0,07$ в.о., наступний період спостереження спостерігалось деяке підвищення значення ($0,29 \pm 0,04$ в.о.; $P < 0,005$).

Рівень УСХ в даних зразках також суттєво зменшився протягом періоду спостереження та не відновився до двадцять восьмої доби (відповідно $0,12 \pm 0,04$ в.о., $0,09 \pm 0,02$ в.о. та $0,19 \pm 0,02$ в.о. проти $0,28 \pm 0,01$ в.о. контролю; $P < 0,05-0,005$).

Вміст комплексів негемових NO-FeS-білків в ЕТЛ мітохондрій аорти зменшився з першої доби ($0,21 \pm 0,02$ в.о.) та на сьому добу становила $0,05 \pm 0,03$ в.о., на двадцять восьму добу дослідження амплітуда сигналу склав $0,17 \pm 0,02$ в.о. проти $0,28 \pm 0,01$ в.о. контролю; $P < 0,005$.

У тварин виявлено порушення утворення комплексів з гемовими та негемовими залізовмісними білками тканин печінки, серця та аорти, змінилась амплітуда сигналів ЕПР комплексів FeS-білка N2, УСХ та комплексів негемових NO-FeS-білків в ЕТЛ мітохондрій, реєструвалась деформація сигналів ЕПР з $g=2,07$. Зміни не відновились за період спостереження. Результати дослідження вказують на пошкоджуючий вплив ЕМВ НВЧ на електронтранспортну систему мітохондрій та збільшення швидкості генерування супероксидних радикалів.

1. Бурлака А.П. Радикальні форми кисню та оксиду азоту при пухлинному процесі // А.П. Бурлака, Є.П. Сидорик. – Наук. Думка. – 2006. – С. 228.
2. Морфофункциональные изменения печени и ее регионарных лимфатических узлов под воздействием магнитного поля промышленной частоты // С.В. Мичурина, А.В. Ефремов, А.В. Шурлыгина, А.Д. Белкин, Г.М. Вакулин, Л.В. Вербицкая, П.М. Ларионов / Морфология. – 2005. – 128, №4. – С.69-72.
3. Сидорик Є.П. Радикальні форми кисню – критичний фактор у пусковому механізмі радіаційного канцерогенезу в умовах тривала лої дії малих доз радіації в зоні аварії на ЧАЕС // Є.П. Сидорик, А.П. Бурлака, М.Щ. Дружина / Укр. радіологічний журнал. – 1996. – №4. – С. 77-78.
4. Шандала М.Г. Опыт гигиенической разработки проблемы физических факторов окружающей среды // М.Г. Шандала / Гигиена и санитария. – 1999. – № 4. – С.3-9.
5. Kesari, K.K. Pathophysiology of Microwave Radiation: Effect on Rat Brain // K.K. Kesari, S. Kumar, J. Behari / Appl Biochem Biotechnol. – 2011. – Nov 29. – P. 546-559.
6. Ukena K. // Cytochrome P450 side-chain cleavage enzyme in the cerebellar Purkinje neuron and its neonatal change in rats / K. Ukena, M. Usui, C. Kohchi, K. Tsutsui. – Endocrinology. – 1998. – №139(1). – P.137-47.

INVESTIGATION OF THE KINETICS OF PHOTOINDUCED ELECTRONIC TRANSITIONS IN NANOSTRUCTURES OF BACTERIAL REACTION CENTERS

M.A.Drapikovskiy*, M.A. Zabolotny, Y.M. Barabash, M.P. Kulish, O.P. Dmytrenko

National Taras Shevchenko University of Kyiv

**64 Volodymyrska st., Kyiv, Ukraine, 01033; drapikovskiy.maksym@gmail.com*

Анотація. Стан сучасної медицини потребує постійного розвитку біомедичного наноелектронного устаткування. Саме тому вивчення фотопроцесів у біологічних системах є актуальним на сьогодні. Висока ефективність реакцій фотостимульованого перенесення електрона (ПЕ) у біологічних системах, у тому числі в структурі реакційних центрів, привертає увагу багатьох дослідників. Аналіз основних чинників, що визначає швидкість таких реакцій, важливий як у фундаментальному плані, так і з точки зору створення штучних систем накопичення і перетворення енергії.

Аннотация. Состояние современной медицины нуждается постоянного развития биомедицинского нанoeлектронного оборудования. Именно поэтому изучение фотопроцессов в биологических системах является актуальным на сегодня. Высокая эффективность реакций фотостимулируемого переноса электрона (ПЕ) в биологических системах, в том числе в структуре реакционных центров, привлекает внимание многих исследователей. Анализ основных факторов, определяющий скорость таких реакций, важен как в фундаментальном плане, так и с точки зрения создания искусственных систем накопления и превращения энергии.

Abstract. The high efficiency of electron transfer reactions of Photo-stimulated (ET) in biological systems, including the structure of reaction centers attracted attention of many researchers. Analysis of the main factors determining the speed of such reactions is important both in fundamental terms, and in terms of creating artificial systems, storage and energy conversion. Found that ET in biological systems occurs as series of ET in the structure of proteins between the metal centers or organic donor-acceptor groups at a distance of 5-25 Å. In this regard, series of experiments related to TE in the structure of proteins.

Ключові слова: реакційний центр, електронний транспорт, вейвлет-перетворення.

Ключевые слова: реакционный центр, электронный транспорт, вейвлет-превращение.

Key words: reaction center, electron transport, the wavelet-transform.

The state of modern medicine requires constant development of nanoelectronic biomedical equipment. That's why the study of photo processes in biological systems is important nowadays.

The aim of the work was to study and analyze the structural changes that accompanied the kinetics of electron transport in complex systems photo excitation chlorophyll membrane proteins of photosynthetic reaction centers of *Rhodobacter sphaeroides* (RS).[1] The task is to study the kinetics of the slow response of isolated RS complexes that occurs under the influence of light.

High Efficiency of Photo-stimulated electron transfer reactions (TE) in biological systems, including also the structure reactive centers attracts many researchers. Analysis of key factors, determining the speed of reactions, is important in fundamental terms, and in terms of creating artificial systems of accumulation and transformation of energy. Found that TE in biological systems occurs in the form of consistent TE in the structure of proteins between the metal centers or organic donor-acceptor groups at a distance of 5-25 Å.[2] The study of reactions of TE in the structure of proteins, especially created by nature in evolution to implement this function may be more informative than the study of any other molecular or nano systems, as in proteins relative position of donor-acceptor centers and their molecular surroundings is completely identical, it is difficult to ensure in the case of artificial molecular systems. Rapid molecular development of biochemical and genetic techniques allows purposeful modification of proteins change the chemical structure of donor-acceptor transitions and their oxidizable-recovery potential, in order to accomplish a modification of amino acid residues in the way of transfer or surrounded by donor-acceptor centers, which affects most physical factors that determine the Speed TE.[4]

We know many photosynthetic organisms. However, bacteria are of particular interest, they have a relatively simple photosynthetic apparatus. Purple bacteria are not the only living organisms except plants that can absorb light energy and transform it into other forms, store and transmit it at

very large distances practically without loss. Purple bacteria has been studying over 40 years.[10] They define the processes of photosynthesis in all Biostructures. They also allows separation of photogenerated charge carriers pairs with a probability close to 1. Therefore, they are used in solar and nanoelectronics. Determining cascade in bacterial photosynthetic processes is the primary processes: absorption of a photon, energy migration in light collapsible complex charge separation in photo reactionary center, electron transport, conjugate with it suffered protons and other ions across the membrane.

The system of primary processes is a crucial feature that distinguishes it from other biological systems. The "include" light, can be tested using the delta-like (laser flash) or rectangular (including constant light) pulses. Important is the fact that the chromatophore cell of photosynthetic bacteria can be identified by biochemical methods separate part - bacterial reaction centers (RS), and the selected part of photo system retains the ability to light absorption and charge light-induced separation. Emerson and Arnold said about such a complex in 1932 for the first time. Dyuyzens in 1952 gave spectral evidence of its presence in bacteria.

Clayton formulated the idea that the primary electron donor is a part of the special pigment-protein complex (PPC) called the "reaction center" of photosynthesis and provides the primary process of photosynthesis. What has been confirmed by experiments Reed and Clayton using biochemical selection PPC RSs from cells of photosynthetic bacteria. In the late 80's to early. 90th crystals were obtained from a number of RS photosynthetic bacteria, and X-ray analysis showed that the protein RS determines the spatial arrangement of pigment molecules and electron acceptors that is necessary for the efficient separation and charge stabilization of RS.[9]

At present we know several types of RS differing nature and spectral properties of the primary electron donor and the nature of the secondary electron donor and acceptor. The first such complex was isolated in the early 70's with the purple photosynthetic bacteria species *Rhodobacter sphaeroides*. The enhanced study of the structure, the nature of the reaction centers using biochemical and biophysical techniques used to obtain information on the operation of centers and their structural and dynamic properties. The first protein membrane structure which was determined with a resolution of 2.9 Å, and later with a resolution of 2.3 Å, was a reaction center *Rhodobacter viridis*, for which J.Deisenhofer, R.Huber, H.Michel in 1988 received the Nobel Prize in Chemistry [6]. Later studied crystal reaction center of *Rhodobacter sphaeroides* resolution of 2.8 Å.

There have been a number of studies in which RS were overexposed then watched state recovery. Sequence of direct electron transfer reactions between components RC was established by spectral effects, because its the reverse light absorption spectrum changes that characterize the oxidized state of pigment and restore states cofactors. The obtained relaxation curves were checked using wavelet analysis[20]

Following conclusions from the research:

1. Kinetics micro speed electron of the transfer from the donor to the acceptor and donor acceptor solutions at RS *Rhodobacter sphaeroides*, depends on the time and intensity of light. With increasing time or intensity reduction processes are slower, which may indicate the influence of polarization effects on the processes of intramolecular electron transport.

2. The received subordinations of optical absorption and quantitative parameters of the kinetics of the oxidation reaction centers at different modes of photo excitation allowed to divide the kinetics of optical absorption into two parts: slow and fast. Fast kinetics characterizes electron transport and slow one - electron transport and slow conformational change RSs.

3. Wavelet analysis learn features of experimental curves of relokations, depending on the intensity and exposure time. It shows that the restoration and acquisition solutions RS is non-stationary of time process. That is, we make the assumption that the exponent in the relaxation curves do not act simultaneously and are included in sequence.[17]

4. With the exclusion of light exiting the optical absorption of the solution returned in original condition, which proves that the photo induced changes in the molecular complex RS are reversible. Measurement of the refractive index of the solution by holographic interferometry shows that the change in volume of the molecular complex RS, with its light, is 0.1% -1%. This change in volume

of the RS can be caused by a change in the angle between the bonds M, L, H RC globules that are most labile.

5. Qualitative coincidence of oxidation kinetics of recovery with phytospectrums RS in their light, confirming the relationship between electron transport and conformational changes in EC.

Thus high efficiency reaction Photo-stimulated electron transfer in biological systems, including the structure of the reaction centers enables you to understand and learn to use Photo processes.

Analysis of the main factors that determine the rate of such reactions is important as a fundamental and from the point of view of creating artificial systems of conservation and transformation of energy, enabling the improvement and creation of new medical nanoelectronics.

1. *Shaitan K. V.* Conformational flexibility of the protein in terms of physics // *Soros Educational Journal* - 1999. - № 5. - S. 8 - 13.
2. *Rubin A. B.* Biophysics // Moscow, higher. School-1997.-V.1. - 320S.; T.2.-303S.
3. *Alden R.G., Parson W.W., Chu Z.T., Warshel A.W.* The reaction center of photosynthetic bacteria: structure and dynamics // *M.-E. Michel-Beyerle* – 2005. - P. 105—115.
4. *Shaitan K. V.* MOLECULAR BIOLOGY // Moscow-2002.-T. 26 - S. 264-284, 2004. - T. 28-S. 670-678.
5. *Petrov E. G.* Physics carrying charges in biosystems // Kyiv, Naukova Dumka - 2004. - 245 S.
6. *Deisenhofer J., Epp O., Miki K., Huber R.* Structure of the protein subunits in the photosynthetic reaction center of *Rhodospseudomonas viridis* at 3 Å resolution // *Nature* – 2005. – Vol.318 - P. 618–624.
7. *Gousha.A., Kpoustina M., Kharkyanen. V.* Dynmics Process of Photosynthetic Reaction Centers // *J. Phys. Chem.* – 2007.- № 38 – P.7612 – 7619.
8. *Olson J.M., Trornber J.P.* Membrane Proteins in Energy Transduction // New York: Marcel Dekker. - 1999. - P. 279-340.
9. *Shaitan K.V.* How the electron moves in a protein // *Soros Educational Journal* - 1999 - № 3 - S. 55 - 62.
10. *Barabash, Y.M., Zabolotny M. A., Sokolov N. I., Kharkyanen V. N.* The study of photoinduced changes in the protein reaction centers of bacteria strain RB Sphaeroides-26 holographic interferometry method // *Karachi: Suchasni informatsiyni that energozberigayuchi tehnologii, SIET9-OS* - 2001. - Vip.9. - S. 388-391.
11. *W.Schuman, M.Dubas* Holographic Interferometry // Springer-Verlag Berlin Heidelberg Nev York – 1999. - 189 P.
12. *Gousha A. O., Kharkyanen V. N., Scott G. N., Alfred R., Holzwarth A. R.* Self- regulation phenomena in bacterial reaction centers // *Biophysical Journal.* - 2000. - P.1237-1252.
13. *Kratschmer W., Fostiropoulos K., Huffman D.* Dusty Objects in the Universe // *Phys. Rev. Letters* - 2002. - P. 89.
14. *Demchenko A.P.* A Model for Unidirectional Photoinduced Charge Separation // *Physics of the Alive* – 2006. - Vol.4 ,№1 – P.73 – 82.
15. *Coxd.M. et al .* Fullerenes // Washington: Am. Chem. Soc. Publ., - 2002.- Vol.481 - P. 117.
16. *Ajie H. et al.* Trapping conformational intermediate states in the reaction center protein from photosynthetic bacteria // *J. Phys. Chem. V. 94.* P. 8630
17. *Astafieva N.M.* Wavelet analysis: basic theory and some applications // *Successes of physical sciences.* - 1996. - T.166, № 11. -C. 1145-1170
18. *Chui K.* Introduction to Wavelets. - Academic Press, 2001
19. *Dyakonov V.P.* Wavelets. From theory to practice - Ed. 2nd rev. and add. - Moscow: SOLON-Press, 2004. - 400 p.
20. *Barabash Y.M., Zabolotny M. A. Serdenko T.V., Kshnyakina S.I.* Zastosuvannya wavelet peretvoren to vivchennya kinetiei Electron Transport in bakterialnih reaktsiynih centers // *News Kiiiskogo universitetu, seriya: junction of two physical-science matematichni UDC 577.32-2009.* - Vip.9. - S. 388-391.

MAGNETIC ISOTOPE EFFECTS IN LIVING NATURE: PREMISES AND PROMISES

V.K. Koltover

Institute of Problems of Chemical Physics, Russian Academy of Sciences

Chernogolovka, Moscow Region, Russian Federation, 142432

Fax: +7(496) 522-35-07; koltover@icp.ac.ru

Abstract. There is a great variety of chemical elements which have both kinds of stable isotopes, nonmagnetic and magnetic. The question arises of whether the living cell can perceive the difference between the magnetic and non-magnetic nuclei? In this regard, magnesium is of particular interest as Mg^{2+} ions serve obligatory cofactors of many enzyme processes, the most important of which is synthesis of adenosine triphosphate (ATP). Among three stable isotopes, ^{24}Mg , ^{25}Mg and ^{26}Mg with natural abundance approximately 79, 10 and 11 %, only ^{25}Mg has nuclear spin ($I = 5/2$) and, hence after, the nuclear magnetic moment. Two other nuclei, ^{24}Mg , and ^{26}Mg , have no spin ($I=0$) and, hence after, no magnetic moment. In experiments with *Escherichia coli*, we have revealed that the adaptation period of the cells to the liquid media supplied with magnetic ^{25}Mg was found to be shorter than the adaptation period to the media supplied with nonmagnetic ^{24}Mg or ^{26}Mg . In experiments with *Saccharomyces cerevisiae*, we have revealed that the magnetic ^{25}Mg , by comparison to the nonmagnetic ^{24}Mg , more effectively stimulates recovery processes in the yeast cells after UV irradiation. The rate constant of the post-radiation recovery was twice higher for the cells enriched with the magnetic isotope of magnesium than for the cells enriched with the nonmagnetic isotope of magnesium. Besides, there is the evidence that the nuclear spin of ^{25}Mg exerts the preventive antioxidant effect, prophylaxis, against production of active free radicals in the living cells. Thus, we have every reason to believe that, with the magnetic isotope, the biopolymer nanoreactors operate not only more effective but more reliable too, in comparison with their operation on the nonmagnetic isotopes. These findings open up the way to the development of new preventive radiation medicine, based on the stable magnetic isotopes, including novel radiation protectors.

Key words: stable isotopes, magnetic isotope effect, radiation medicine.

Apart from the energy control (the law of conservation of energy), any processes in Nature are governed by the law of conservation of angular momentum. In the case of chemical or biochemical reactions, the total spin of reaction products must be identical to the total spin of reactants. To lift the ban, the spin state of the reactants must be changed. Magnetic fields are the only means which are able to change the spin states, be it external magnetic fields or magnetic fields of the magnetic nuclei. The last case is known as the "magnetic-isotope effect" (MIE): the reaction shows different reaction rates and different yields of products according to whether the reagents contain magnetic or nonmagnetic isotopes [1]. The question arises of whether living cells can perceive the difference between magnetic and non-magnetic nuclei of the same element?

In this regard, magnesium is of particular interest. There are three stable isotopes of magnesium, ^{24}Mg , ^{25}Mg and ^{26}Mg with natural abundance about 79, 10 and 11 %. Among them, only ^{25}Mg has the nuclear spin ($I=5/2$) that produces the magnetic field. Two other isotopes are spinless ($I=0$) and, hence, produce no magnetic fields [2]. As the most abundant intracellular divalent cation, Mg^{2+} is essential to regulate numerous cellular functions and enzymes. Ions of Mg^{2+} serve as obligatory cofactors in catalytic centers of many enzymes including ATP-synthase as the primary producer of ATP in mitochondria, chloroplasts, bacteria and archaea [3]. Besides, the difference in masses between the isotopes of magnesium is much less than that for the isotopes of carbon, for example, thereby minimizing the classical mass-isotope effect.

In searching any isotope effects, including possible distinctions between the effects of magnetic and nonmagnetic isotopes, the very first step should be preparation of the isotope-enriched cells. With this aim, we used the commonly accepted cell models, *E. coli* and *S. cerevisiae*, and growth media of the same identical chemical composition but supplemented with different isotopes of magnesium, namely, magnetic or nonmagnetic, as $^{25}\text{MgSO}_4$, $^{24}\text{MgSO}_4$ or $^{26}\text{MgSO}_4$ [4-6].

The pioneering studies have been done in Institute of Problems of Chemical Physics, RAS, with bacteria *E. coli*, strain BB. The striking effect of the magnetic isotope, ^{25}Mg , has been detected when tallying up the colony forming units (CFU). The amount of CFU formed by the bacteria, which were previously grown on magnetic ^{25}Mg , has turned out to be about 40 percent higher in comparison with the bacteria, which were previously grown on nonmagnetic ^{24}Mg [4]. Thus, the cells which have been previously enriched with the magnetic isotope of magnesium demonstrate the essentially higher viability in comparison to the cells enriched with the nonmagnetic isotope. Another striking effect of the magnetic isotope of magnesium has been detected when measuring activity of superoxide dismutase (SOD), the main antioxidant enzyme of the cells. The cells enriched with ^{25}Mg demonstrate the reduced activity of SOD, about 40 percent, when compared to the cells enriched with ^{24}Mg [4]. It is commonly known that SOD catalyzes the reaction of dismutation of superoxide radicals, $\text{O}_2^{\bullet-}$, into hydrogen peroxide (H_2O_2) and oxygen, thus protecting cell structures from $\text{O}_2^{\bullet-}$ and its toxic chemical products [3]. The level of the SOD activity is adjusted to the intracellular level of $\text{O}_2^{\bullet-}$. If SOD activity decreases or increases, it normally reflects the relevant decrease or increase in the production of $\text{O}_2^{\bullet-}$ as faulty by-products of the electron-transport nanoreactors of oxidative phosphorylation [3, 7]. Hence, the lower level of SOD activity testifies the lower production of $\text{O}_2^{\bullet-}$. Thus, downgrading production of $\text{O}_2^{\bullet-}$, the magnetic isotope produces, actually, a preventive antioxidant effect.

Thereafter, in cooperation with the microbiologists of Orenburg State University, using another strain of *E. coli*, K12TG1, the amount of CFU formed by the bacteria previously grown on magnetic ^{25}Mg , was found to be almost twice higher in comparison with the bacteria which were previously grown on nonmagnetic ^{24}Mg and ^{26}Mg [5]. No significant difference between nonmagnetic ^{24}Mg and ^{26}Mg in their effects on CFU was found. It gives evidence that there is the magnetic isotope effect of ^{25}Mg rather than a classical mass-dependent isotope effect of the magnesium isotopes. In addition, kinetics of the cell growth was hourly monitored in the cited experiments. The kinetic curves of cell biomass growth were typical for the bacterial growth involving slow adaptation period (“lag-phase”) followed by exponential growth (“log-phase”) when the cell mass quickly doubled and the stationary phase when the cell growth completed because of lack of the substrates (primarily, glucose). The striking observation of these experiments was that length of the lag-phase has turned out to be essentially shorter in the case when the cells were transferred on the media with magnetic isotope of ^{25}Mg in comparison with nonmagnetic ^{24}Mg and ^{26}Mg , while the nonmagnetic isotopes, ^{24}Mg and ^{26}Mg , were not differentiated by their effects on the lag-phase length. No isotope effect has been detected in the exponential phase of the cell growth: the rate constants for all three isotopes of magnesium have turned out to be approximately the same [5]. The cited experimental results indicate that the adaptation of cells to the new growth media is limited by some enzymatic processes, efficiency of which is increased by magnetic nuclei of ^{25}Mg , unlike the exponential phase of growth.

Of special interest are searches for magnetic-isotope effects in the processes of recovery of cells from radiation injuries. The reason is that any factor, capable to influence on efficiency and reliability of cell nanoreactors, shows up itself most vividly under drastic conditions of post-radiation recovery [8]. We undertook the investigation of effects of magnetic and nonmagnetic isotopes of magnesium on post-radiation recovery of *S. cerevisiae*, diploid strain, cultivated on the standard nutrient liquid media M3 supplemented with $^{24}\text{MgSO}_4$ or $^{25}\text{MgSO}_4$ [6]. After three days of the cultivation under aerobic conditions at 30 °C, the cells were washed from the nutrient liquid and suspended in nutrient-free (“fasting”) media, i.e., sterile phosphate buffer. Then, the cells were irradiated by the short-wave ultraviolet light, whereupon they were left in the nutrient-free water at 30 °C (with shaking) to study kinetics of the post-radiation recovery of the cells. For this kinetics study, the aliquots of the cells were periodically seeded on the standard nutrient and the cell survival was monitored by the standard CFU technique. The survival of cells transferred to agar immediately after irradiation was not more than a few percent (Fig. 1). In this case the injured genetic structures in most of the cells could not be repaired before the onset of mitosis, and nonviable daughter cells were produced. Incubation in nutrient-free water, in which the cells do not

divide, provides sufficient time for repair processes and leads to a corresponding increase in survival. From the kinetics curves represented on this figure we notice that the cells enriched with magnetic isotope of magnesium, ^{25}Mg , are recovered essentially more effectively than the cell enriched with the nonmagnetic ^{24}Mg . From these experiments it was calculated that the value of the rate constant β of the post-radiation recovery was twice higher for the cells enriched with ^{25}Mg than for the cells enriched with ^{24}Mg . This is the decisive evidence that the magnetic isotope of magnesium essentially more effectively promotes the recovery of cells from radiation damages [6].

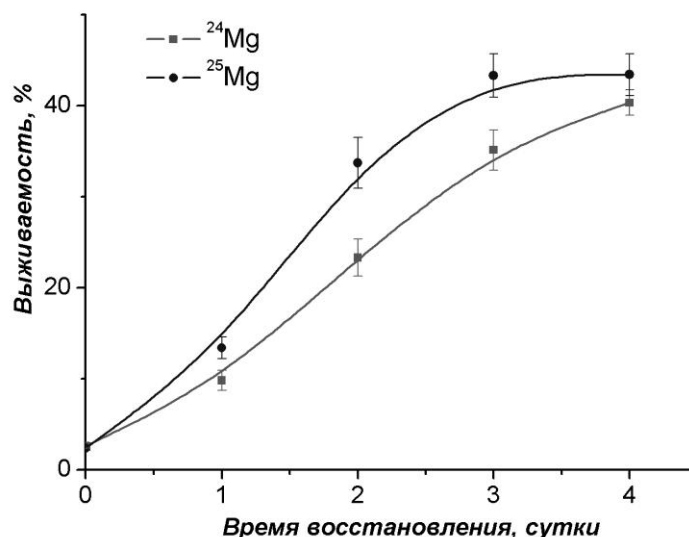


Figure 1. The difference in effects of magnetic and non magnetic isotopes of magnesium on post-radiation recovery of *S. cerevisiae*, diploid yeast cells. The cells enriched with magnetic ^{25}Mg or nonmagnetic ^{24}Mg were irradiated by the short-wave UV light ($\lambda = 240\text{-}260$). Survival of cells was estimated as their ability to form colonies on the nutrition agar: 1 - recovery of the cells enriched with ^{25}Mg ; 2 – recovery of the cells enriched with ^{24}Mg [6].

Thus, our data have documented, for the first time, the magnetic-isotope effect of magnesium-25 *in vivo*. Factual evidence of MIE, on its own, indicates that there is a spin-selective “bottle-neck” of the process under investigation. Ions of Mg^{2+} perform not only the cofactor functions in synthesis and hydrolysis of ATP. In addition, they have the impact on the structure-functional properties of RNA, RNA-polymerase, ribonuclease, on the specialized proteins which regulate homeostasis and transport of Mg^{2+} in living cells, and so on [9]. Up to date, however, there are strong grounds for believing that magnetic isotope, ^{25}Mg , more effectively performs the Mg^{2+} cofactor functions for oxidative phosphorylation in comparison to ^{24}Mg or ^{26}Mg [10-11]. Indeed, adaptation of cells to novel growth conditions requires a large variety of stress proteins to be synthesized and ATP, as the main source of energy in microbial cells, is most likely to be the limiting substrate for the adaptation metabolic processes. Similarly, a large variety of biosynthesis is required for recovery of cells from radiation injuries. It is reasonable to suggest that the kinetics of post-radiation recovery is also limited by spin-selective synthesis of ATP as the “bottleneck”.

A.L. Buchachenko and his co-workers have suggested that a reversible transfer of electron density in the active center of ATP-synthase from the terminal anion phosphate group of ADP to Mg^{2+} -cation produces a virtual ion-radical pair, Mg^+ -adenosine phosphate radical in the singlet spin state [10]. Due to the hyperfine interaction of the unpaired electron with the nuclear spin of ^{25}Mg , the state of this virtual pair is converted from the short-lived singlet (total electron spin of the pair, $S = 0$) into the long-lived triplet ($S = 1$) in which the yield of the reaction of the ATP synthesis correspondingly increases [10]. It should be mentioned that the hypothesis about a possible key-role of such virtual ion-radical pairs in oxidative phosphorylation and energy transformation processes

has long been stated [12]. Within the context of modern bioenergetics, it is reasonable to suggest that the proton electrochemical gradient poses conformational pressure in the catalytic center of ATP-synthase, generating electronic-conformational excitation in the ADP-Mg²⁺ complex. This would essentially increase reactivity of the adenine base of ADP to phosphate. The nuclear spin of ²⁵Mg provokes the transition of the excited ADP-Mg²⁺ complex from the singlet state to the triplet state the lifespan of which is longer, thereby providing more time for the reaction of the ATP synthesis from ADP and P_i [11].

Our experimental data have documented, for the first time, the beneficial magnetic-isotope effects of ²⁵Mg *in vivo*. Although the detailed mechanisms of the ability of the living cell to perceive magnetic properties of the atomic nuclei require further investigations, the “nuclear spin catalysis”, as such, always and unambiguously indicates that the reaction under study is a spin-selective process with participation of paramagnetic intermediates, such as free radical pair, ion-radical pair or triplet state that undergo the spin conversion. Along this line the general principles of spin chemistry, amongst them – control of biochemical reactivity in living cells by the selective modification with stable magnetic isotopes, hold considerable promise. In part, the discovery of the magnetic-isotope effect of ²⁵Mg in radiation biology opens the ways toward the novel anti-stress and anti-radiation protectors enriched with the magnetic-isotope.

In living Nature, besides ²⁵Mg, there is a great variety of other chemical elements which have stable magnetic isotopes, among them – ¹H and ²D, ¹³C, ¹⁵N, ¹⁷O, ²³Na, ³¹P, ³⁹K and ⁴¹K, ⁴³Ca, etc. Since the nuclear magnetic resonances can be observed for each of them, it makes possible the technological innovations, based on the magnetic isotopy, to exert control over efficiency and reliability of biomolecular nanoreactors with the help of relevant radiofrequencies at the external magnetic fields.

Financial support from Russian Foundation for Fundamental Investigations, project no. 10-03-01203a, is greatly acknowledged.

1. Buchachenko A.L. Magnetic Isotope Effect in Chemistry and Biochemistry. – New York: Nova Science Publishing, 2009.
2. Grant D.M., Harris R.K. Encyclopedia of Nuclear Magnetic Resonance. – Chichester: Wiley, 1996.
3. Nelson D.L., Cox M.M. Lehninger Principles of Biochemistry. – New York: Freeman, 2008.
4. Bogatyrenko T.N., Kudryashova E.A., Tumanova L.V., Koltover V.K. Influence of different isotopes of magnesium on SOD activity level in the study of kinetics of growth of *E. coli* // Proc. of the V International congress on Low and Superlow Fields and Radiations in Biology and Medicine. – St. Petersburg, 2009. – P. 92.
5. Koltover V.K., Shevchenko U.G., Avdeeva L.V., Royba E.A., Berdinsky V.L., Kudryashova E.A. Magnetic isotope effect of magnesium in the living cell // Doklady Biochemistry and Biophysics – 2012. – V. 442. – No. 1-2. – P. 12-14.
6. Grodzinsky D.M., Evstyukhina T.A., Koltover V.K., Korolev V.G., Kutlakhmedov Y.A. Effect of the magnetic isotope of magnesium, ²⁵Mg, on post-radiation recovery of *Saccharomyces cerevisiae* // Reports Nat. Acad. Sci. Ukraine – 2011. – No. 12. – P. 153–157 (Russ).
7. Koltover V.K. Antioxidant biomedicine: from free radical chemistry to systems biology mechanisms // Russian Chemical Bulletin. – 2010. – V. 59. – No. 1. – P. 37–42.
8. Grodzinsky D.M., Vojtenko V.P., Kutlakhmedov Y.A., Koltover V.K. Reliability and Aging of Biological Systems. – Kiev: Naukova Dumka, 1987. – 172 P.
9. Romani A.M.P. Cellular magnesium homeostasis // Arch. Biochem. Biophys. – 2011. – V. 512. – P. 1–23.
10. Buchachenko A.L., Kuznetsov D.A., Breslavskaya N.N. Chemistry of enzymatic ATP synthesis: an insight through the isotope window // Chem. Rev. – 2012. – V. 112. – P. 2042–2058.
11. Koltover V.K. Stable magnetic isotopes as a new trend in biomedicine // Biomedicine (Ed. C. Lin). – Rijeka: InTech-Europe, 2012. – P. 105–122 (access: www.intechopen.com).
12. Blumenfeld L.A., Koltover V.K. Energy transformation and conformational transitions in mitochondrial membranes as relaxation processes. // Mol. Biol. (Moscow). – 1972. – V. 6. – P. 161–166.

МОДИФІКАЦІЯ ВЛАСТИВОСТЕЙ ОКСИРЕЗВЕРАТРОЛУ У ВОДНОМУ РОЗЧИНІ З ФУЛЕРЕНАМИ

М.О. Кузьменко^{1,*}, М.А. Заболотный¹, А.И. Момот¹, Г.І. Довбешко², Е.П. Гнатюк²,
Г.І. Соляник³, Л.Н. Киркилевская⁴, О.П. Дмитренко¹, Н.П. Кулиш¹, Д.В. Совгуть¹

1) Національний університет імені Тараса Шевченка

2) Інститут фізики НАНУ

3) Інститут експериментальної патології, онкології і радіобіології ім. Кавецького

4) Київський університет УАНМ

*бул. Володимирська 64/13, м. Київ, Україна, 01033;

+38(098) 826-31-72; kuzjamaryna@gmail.com

Анотація. Побудовані та оптимізовані моделі молекули стильбенів методом Хартрі-Фока за допомогою програмного пакетом Gaussian 03. Розраховані енергії основного стану та дипольний момент методом функціонала густини (B3LYP). Для молекули оксирезвератролу визначено УФ-спектр та спектр ІЧ-поглинання. Показана можливість утворення комплексу оксирезвератрола з фуллереном C₆₀.

Аннотация. Построены и оптимизированные модели молекулы стильбена методом Хартри-Фока с помощью программного пакета Gaussian 03. Рассчитаны энергии основного состояния и дипольный момент методом функционала плотности (B3LYP). Для молекулы оксирезвератрола определены УФ-спектр и спектр ИК-поглощения. Показана возможность образования комплекса оксирезвератрола с фуллереном C₆₀.

Abstract. Model molecules stilbenes using Hartree-Fock method in software package Gaussian 03 are built and optimized. Ground state energies and dipole are calculated using density functional method (B3LYP). For molecules of oxyresveratrol UV spectrum and infrared absorption spectrum are defined. The possibility of formation complex of oxyresverastrol with fullerenes C₆₀ is shown.

Ключові слова: стильбени, оксирезвератрол, комплекс, фулерен C₆₀.

Ключевые слова: стильбены, оксирезвератрол, комплекс, фулерен C₆₀.

Key words: stilbens, oxyresveratrol, fullerene, complex.

Низька специфічність фармакологічної дії протипухлинних препаратів та висока їх токсичність по відношенню до нормальних органів та тканин організму гостро ставить питання щодо розробки нових ефективних протипухлинних засобів, спрямованих, в першу чергу, на пригнічення метастазування, як основної причини загибелі онкологічних хворих.

Рослини є традиційним джерелом активних агентів, які проявляють протипухлинну активність. Серед них велику увагу в останній час привертають стилбени, які відносяться до поліфенольних сполук. До одних з найбільш відомих у фармакології стильбенів відносяться резвератрол та оксирезвератрол. Оксирезвератрол характеризується високою розчинністю у воді, високою біодоступністю та низькою цитотоксичністю по відношенню до нормальних тканин, що надає йому ряд суттєвих переваг перед резвератролом.

Така специфіка біологічної активності оксирезвератролу може суттєво впливати на ефективність протипухлинної терапії, її залежність від дози і ставить питання щодо модифікації біологічних властивостей оксирезвератролу, спрямованої на стабілізацію чи то прооксидантних, чи то антиоксидантних його властивостей. При цьому стабілізація прооксидантних властивостей оксирезвератролу може забезпечити його здатність інгібувати пухлинний процес за рахунок (прямого чи опосередкованого через регуляцію функціональної активності макрофагів) потенціювання метаболічного стресу в пухлинних клітинах. В цьому випадку оксирезвератрол буде проявляти себе як протипухлинний агент. При стабілізації антиоксидантних властивостей оксирезвератролу він може розглядатись як препарат супроводу для подовження тривалості та поліпшення якості життя онкологічних хворих.

В основі лежить гіпотеза, що в пухлинних клітинах, в силу їх низької здатності ефективно адаптуватись до метаболічного стресу, можливо індукувати їх загибель шляхом створення метаболічної катастрофи, при якій висока енергетична потреба пухлинних клітин не відповідає рівню продукції АТФ. [1-3] розраховуючи критичну роль окисно-відновлювального потенціалу мітохондрій в енергетичному гомеостазі пухлин, можна припустити, що стабілізація прооксидантних властивостей оксирезвератролу може забезпечити його здатність інгібувати пухлинний процес за рахунок (прямого чи опосередкованого через регуляцію функціональної активності макрофагів) потенціювання метаболічного стресу в пухлинних клітинах. Одним з шляхів модифікації протипухлинної дії оксирезвератролу є вуглецеві наночастинки.

Мета роботи. Визначення конформаційних станів, оптичних характеристик, електронних властивостей оксирезвератролу та його модифікацій за допомогою фулерену C_{60} і їх біологічної активності.

Використання ультрадисперсних частинок як носіїв біоактивних препаратів відкриває нові можливості для підвищення ефективності їхньої дії на біологічні об'єкти. Це відбувається передусім унаслідок прецизійної доставки ліків до окремих органів і тканин живого організму, а також як результат покращення розчинності препаратів у воді та їхньої біосумісності, підвищення рівня організації процесу дозованого й пролонгованого вивільнення лікарських препаратів із поверхні носія, а отже зменшення їхньої токсичності шляхом зниження дози.

Механізми і процеси стадії селективної агрегації інтактної клітини з частинкою відбуваються на основі відомої [4,5] моделі подвійного електричного шару живої клітини, яка побудована на розгляді двох його головних параметрів: рівноважного електричного потенціалу Ψ , який виникає в результаті дисоціації функціональних груп на поверхні клітини, і нерівноважного потенціалу ϕ , що виникає внаслідок активного транспортування протонів.

Оптичні вимірювання та теоретичний аналіз. При приготуванні зразків використовували оксирезвератрол 95% чистоти, який змішували з дистильованою водою при $T=60^{\circ}\text{C}$ у пропорціях 1мкг оксирезвератролу до 0.1 мл води. Даний розчин наносили на золоту та кальцій-фторову підкладку і витримували під світлом до висихання. ІЧ спектри поглинання були зареєстровані за допомогою ІЧ-спектрометра Bruker IFS (66) (Германія) в геометрії на пропускання. Реєстрація і обробка спектрів проводилась за допомогою програми OPUS 5.5. УФ - спектри поглинання були зареєстровані за допомогою УФ- спектрометра Shimadzu UV-260.

Теоретичні обчислення були здійснені за допомогою програми Gaussian 03. При аналізі використовувалася оптимізація молекул методом Хартрі-Фока з набором базису 3-21G. Обрахована величина енергії основного стану методом Хартрі-Фока та функціонала густини з гібридним функціоналом B3LYP та базисом 6-311G(2d,p). Для побудови ІЧ спектру рахувалися частоти на оптимізованій структурі рахувалися частоти тим ж самим базисом, що використовувався при оптимізації. Для побудови УФ-спектру використовувався метод однократних збуджених конфігурацій (CIS) у якому враховувалися переходи електрона з занятої орбіталі на віртуальну. Для моделювання сольватації, енергетичних характеристик та ІЧ спектру оксирезвератрола у воді використовувався метод самоузгодженого реакційного поля (Self-Consistent Reaction Field) та модель IPCM (Isodensity Polarized Continuum model).

Проведені нами розрахунки дипольних моментів та енергій основних станів молекул стильбенів показали, що найбільший дипольний момент має молекула оксирезвератролу, що вказувало на значну ймовірність утворення аддуктів за участю цих молекул за рахунок сил Ван дер Ваальса. За такого механізму утворення комплексів за рахунок слабких міжмолекулярних взаємодій можуть залишатися практично не змінні фізичні властивості молекул при одночасній модифікації їх як біологічної активності за рахунок зміни конформаційного стану так і транспортних властивостей. Більш значні зміни властивостей стильбенів можливі при встановленні більш сильних зв'язків з модифікаційними домішками.

Оцінити можливість такого процесу можна при використанні енергетичних характеристик молекул стильбенів, представленні у Табл. 1

Таблиця 1. Енергія основного стану та дипольний момент стильбенів.

Назва стильбену	Енергія основного стану, (Хартрі)	Дипольний момент, (Дебай)
3,5-Дигідроксі-4-метоксістильбен	-796,279905	4,944
Триметилрезвератрол	-873,903367	3,7147
Піцеїд (Piceid)	-1361,423017	4,3248
Резвератрол (транс)	-754,467515	3,7670
Резвератрол (цис)	-757,462734	4,5553
Оксирезвератрол(транс)	-831,910864	5,876
Оксирезвератрол(цис)	-836,92498	1,9464

Була проведена оптимізація комплексу молекули фулерену з молекулами цис та транс-оксирезвератролу. Рис. 1 ілюструє отримані результати. Виконавши теоретичні обрахунки частот ІЧ спектру поглинання даних комплексів, було відмічено, що у випадку комплексу транс-оксирезвератрол та фулерену (у зображеній конформації Рис.1) наявність уявних частот, що в свою чергу вказує на не стабільність даного комплексу.

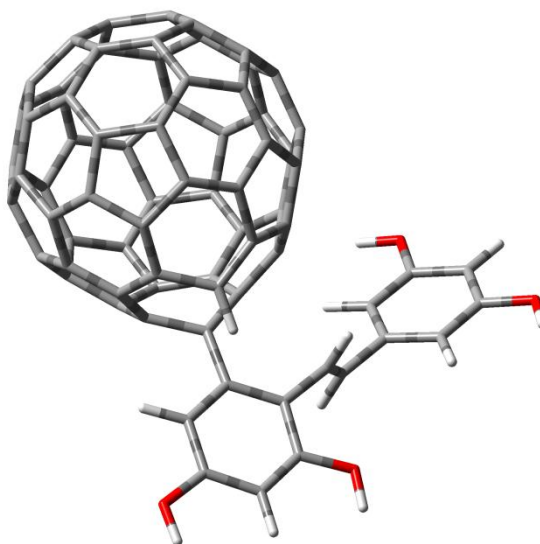


Рис.1 комплекс транс-оксирезвератролу та фулерену

Висновки.

1. Методами квантової хімії за допомогою програми Gaussian були визначені просторові структури оксирезвератролу та обраховані енергетичні характеристики такі як дипольний момент та енергія основного стану.

2. Побудовані ІЧ спектри поглинання оксирезвератролу. Та проведений порівняльний аналіз експериментального та теоретичного обрахунку.

3. Показана можливість комплексоутворення та обумовлена нею можливість модифікації властивостей оксирезвератрола з молекулою фулерена(C₆₀).

1. Соляник Г.І., Стастя Є.А., Федорчук О.Г. та інші. Спосіб застосування оксирезвератролу як протипухлинного засобу. Патент України u 2009 09557, 7 грудня 2009.
2. Kimura Y, Sumiyoshi M, Baba K. Antitumor activities of synthetic and natural stilbenes through antiangiogenic action. // Cancer Sci. – 2008. – V. 99. – P. 2083 – 2096
3. Oxyresveratrol and resveratrol are potent antioxidants and free radical scavengers: effect on nitrosative and oxidative stress derived from microglial cells / P. Lorenz, S. Roychowdhury, M. Engelmann, et al. // Nitric Oxide. – 2003. – V. 9. – P. 64 – 76.

4. Овчаренко Ф.Д., Эстрела-Льопис В.Р., Гаврилюк А.И., Духин А.С. О силах взаимодействия микроорганизмов и минеральных частиц в природных дисперсных системах // Физико-химическая механика и лиофильность дисперсных систем — К.: Наукова Думка, 1985. — Вып. 17. — С. 3–14.
5. Estrela-Llopis V.R. The phenomenology of the vitalactivity for biocolloids (microorganisms) from the colloid science viewpoint // XII International Conference Surface Forces, Zvenigorod (Russia). —002. — P. 35.

DIFFUSION MRI FOR ACUTE CIRCULATORY DISORDERS DETECTION IN BRAIN

O.O. Lefterov*, S.P. Radchenko

Taras Shevchenko National University of Kyiv, Medical Radiophysics Department

**4G, Acad. Glushkov Ave., Kyiv, Ukraine, 03127;*

+(38) (044) 526-10-73; sanich_lef@list.ru

Abstract. Diffusion MRI allows the mapping of the diffusion process of molecules, mainly water, in biological tissues, in vivo and non-invasively. This method greatly increases the diagnostic range in studies of the brain, which allows to identify acute abnormalities in early stages. Selecting optimal parameters protocol promotes improving visualization of the data, which, in turn, affects the accuracy of the diagnosis.

Key words: MRI, dMRI, ADC, brain imaging, ischemia

Introduction. Great development of technical innovations in the last quarter of the century caused substantial progress in medical diagnosis. Today, one of the leading methods of modern diagnosis is magnetic resonance imaging. Due to continuous improvements in hardware and software, this method of visualization in most cases becomes the most informative. It has greatly expanded the scope of MRI. Due to the rapid development of this diagnostic method it significantly increased the number of settable parameters that affect the study and the method of constructing more complex magnetic resonance (MR) images. Very important role in MRI plays the computer processing output radio frequency (RF) receiver coils. In this regard, appeared variety set of research protocols that define a set of parameters of pulse sequences and image reconstruction providing visualization of a particular group of organs. Important for increasing the diagnostic capabilities MRI is the development of techniques based on the use of new principles of natural contrast of biological tissues. Widely used method for the detection of pathological changes in T2-weighted images does not always allow to distinguish with sufficient reliability between the affected area and area of a normal tissue. So, in T2-weighted images, areas of the brain matter lesions often have a high signal and appear as brighter areas. A similar high signal has also a normal spinal fluid, making it difficult to identify lesions, which are located near the space filled with this liquid.

Methods. Although the widely used technique Fluid Attenuated Inversion Recovery allows you to overcome this drawback and provides attenuation of floating cerebrospinal and other body fluids while maintaining the base T2-weighted images, nevertheless diffusion and perfusion magnetic resonance imaging methods have several advantages over this method, especially in diagnosis of deep cortical and subcortical infarcts. The fundamentals of diffusion MRI are the fact that there is a movement of water in tissues cell as well in the intercellular space [1]. However, in real biological environments the movement of protons inhibits natural barriers like cell membranes or large protein molecules, which causes shortness of diffusion. The diffusion coefficient is the measurable characteristic determining common parameters of diffusion. To obtain the diffusion-weighted MR tomograms the single-pulse technique of the echo-planar imaging without suppressing of the signal from the free liquid (DWI-EPI) with two diffusion gradients of the same amplitude is applied. Nevertheless the construction of parametric maps of the diffusion with color conformity measured diffusion coefficient allows to quantitatively evaluating the properties of

water in the tissues that allows us to estimate the degree of edema in and identify the signs of inflammation. Also, in order to improve information content MR images common to use diffusion-tensor method which takes into account the dependence of the diffusion of molecules on the direction. In the diffusion-tensor MRI by orientation of diffusion ellipsoids in voxels allows to estimate the course of nerve fibers that form the nerve tracts connecting with each other eigenvectors of the diffusion tensor. For construction of the compounds algorithm the calculation methods based on structural modeling or methods of the integral transforms and spherical harmonics are used. This method allows to visualize the course of the nerve tracts. In its simplest form, the partial diffusion anisotropy are encoded by color, while visualization of the directions of diffusive motion of water molecules in tissues by staining with a specific color of pixels, depending on the orientation of the own vector. As with most other MR methods to obtain an image with the optimal value of the coefficient of the signal-to-noise in diffusion method should be considered such of the basic parameters as choice of thickness, the image matrix size, rectangulation ratio etc.

In conducting research using MRI Siemens Symphony 1.5T scanner standard protocol which includes FLAIR technique was supplemented by diffusion method [2]. It was determined that the optimal default values for brain imaging among the age group 45-55 years is the use of protocol parameters values such as the time interval between two consecutive pulses is 3800 ms, echo time is 98 ms, slice thickness 5 mm, FOV-230mm and the matrix 128×112, the value of diffusion factor b is 0, 500 and 1000 s/mm for all directions. Following each investigation, we have 5 series of images of slices: one series of T2 - MRI, three - when applying diffusion gradients in each direction (x, y, z.). And one combined to calculate the ADC. The average acquisition time for one value of b is 24.

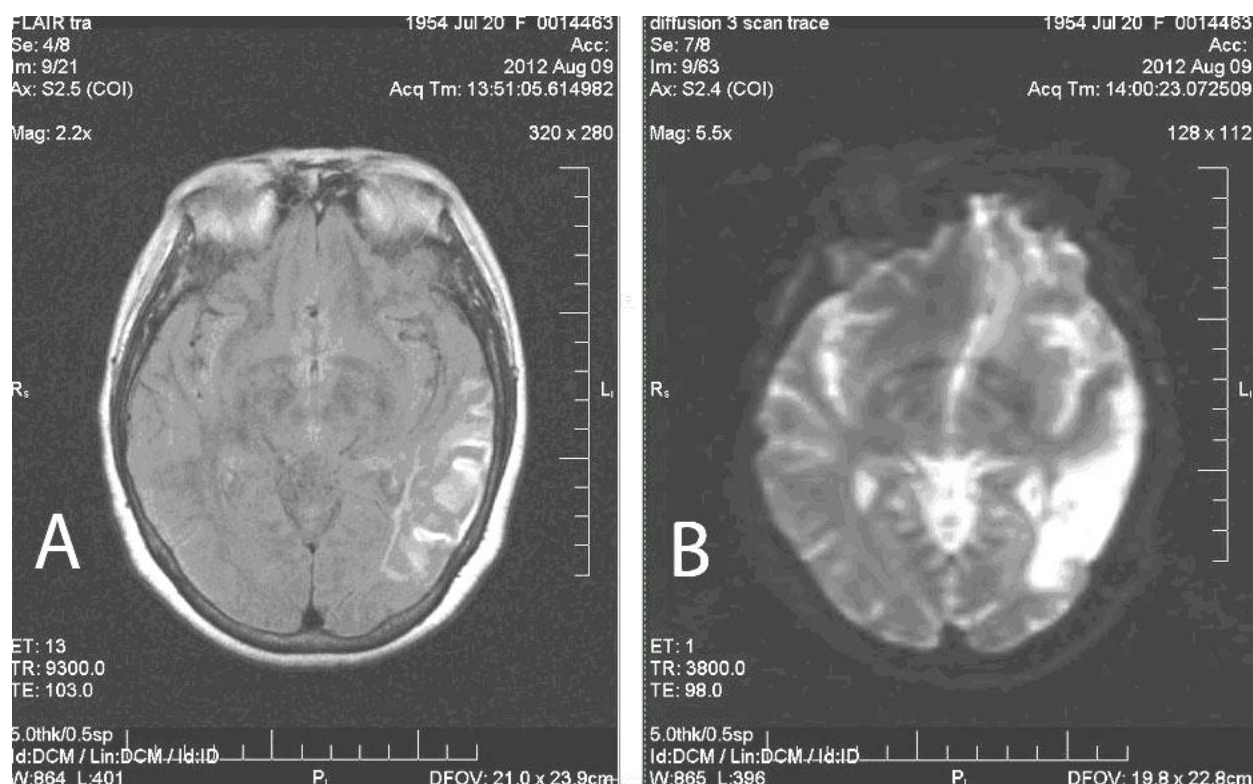


Fig 1. MRI scanning in FLAIR& dMRI mode.

Figure 1 shows typical MRI pictures of the consequences of insult by ischemic type in FLAIR mode (A) and using diffusion mode (B). In convexital parts of the posterior lobe of the cerebellum by the right hemisphere area is determined by high signal intensity on FLAIR. Also detected by increasing the signal from the identified areas on DWI with diffusion factor b of 0, 500, a moderate increase in the MR signal for b equals 1000 whereas ADC-map signal hyperintensive. So, it is the consequences of ischemia. The use of diffusion-tensor MRI is currently the best method for detection of structural links between the parts of the brain, which is especially important in the

bulk processes and diseases of distorting and destroying the anatomical structure of the brain. The use of this algorithm can provide more precise information on the localization of pathology. This allows planning of surgical intervention for removal of intracranial tumors to maximize resection of the tumor and minimal postoperative complications.

MR diffusion method has a major role in clinical practice because decrease in the rate of ADC in the tissues of the brain is a sensitive indicator of the onset of ischemic and after-effects of ischemia [3]. To date, DWI - this is one of the most rapid and highly specific methods for diagnosis of cerebral infarction in the early stages of development (up to 6 hours), when it is possible to repair damaged brain tissue. Developing in the acute phase of cytotoxic edema leads to swelling of cells, reducing the extracellular space and the severe limitations in the movement of water molecules within the cell and the extracellular space. In addition, the concentration of water in the affected area of the brain increases at 3-5 % [4]. All this leads to the fact that on DWI area of acute ischemia has a very high MR signal compared to the rest of the brain. ADC in the area of acute ischemia dramatically reduced in the color map is displayed in the form of an area darker than the brain. It can be considered that DWI can see the changes in the ischemic area in the first hour after the onset of insult just as well, DWI MRI plays powerful role in the differential diagnosis of tumors.

Conclusions. In determining MR signs of cortical and subcortical infarcts using standard protocols and application of the FLAIR method is insufficient because T2-weighted images, not always have sufficient reliability to distinguish between damage area. By using the spin-echo effect the diffusion method MR image maps have estimation not only by quality of hypo/hyper signal intensity but also by gaining quantitative information about the velocity of the protons. In the study of 100 patients on the MR scanner with the value of the magnetic field equal to 1.5 T average time to collect data for one value of the diffusion coefficient is 24 sec. In comparison with the overall examination time short period of data collection for different values of diffusion coefficient b allows to apply this technique to patients with high movement instability such as children or patients with high pain syndrome.

1. Rinck P. Magnetic Resonance in Medicine. Blackwell Scientific Publications, 1993
2. Magnetom. Operating Instructions. Impact Expert/Impact Expert plus. Applications Guide VB33G. Siemens AG, 2006.
3. Free content www.radiomed.ru
4. Free content <http://neurology.mif-ua.com>

АНАЛИЗ ЭФФЕКТИВНОСТИ ЦИФРОВОЙ ЛИНЕЙНОЙ ТОМОГРАФИИ

С.И. Мирошниченко¹, А.В. Мотолыга², С.П. Сенчуров^{2,*}

1) НПО «Телеоптик»

2) Киевский национальный университет имени Тараса Шевченко

* Физический факультет, ул. Владимирская 64, Киев, Украина, 01601;
+38(044) 526-86-77; sergsenc@mail.univ.kiev.ua

Аннотация. Проведен анализ эффективности цифровой линейной томографии в различных режимах работы. Измерена зависимость относительного контраста объекта от расстояния до оси вращения.

Abstract. The analysis of the efficiency of digital linear tomography in various operation modes was carried out. The dependence of the relative contrast on the distance to the axis of rotation measured.

Ключевые слова: Цифровая линейная томография, толщина среза, контраст.

Key words: Digital linear tomography, slice thickness, contrast.

В современной медицине для диагностики строения внутренних органов человека все более широко применяются рентгеновские компьютерные томографы. Современный

компьютерный томограф позволяет оперативно получать высококачественные трехмерные изображения внутренних органов. Недостатком существующих компьютерных томографов является высокая дозовая нагрузка на пациента, которая в десятки раз превышает дозовую нагрузку отдельного рентгеновского снимка [1].

Исторически первым видом томографии была линейная томография, которую еще называют классической томографией или ламинографией [2]. Классическая томография представляет собой рентгеновский снимок трехмерного объекта, выполненный при взаимном перемещении источника и кассеты с пленкой относительно общей оси (рис. 1). При таком перемещении изображение плоскости, которая содержит ось вращения, получается четким, а изображение других частей объекта смазывается.

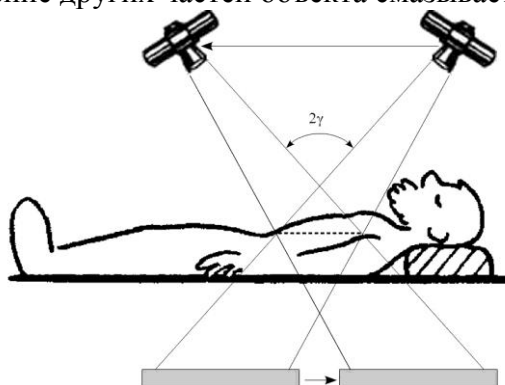


Рис. 1. Схема классической томографии.

Цифровая линейная томография осуществляется при регистрации изображения цифровым приемником в режиме интегрирования. Цифровая линейная томография, как и пленочная, позволяет получить четкое изображение одного сечения. Преимуществами использования цифрового приемника при линейной томографии являются:

- низкая доза, эквивалентная одному снимку;
- отказ от пленки;
- расширение динамического диапазона;
- возможность цифровой постобработки рентгеновского изображения.

Целью данной работы является измерение характеристик цифровой рентгеновской линейной томографии.

Для измерения характеристик использован специально изготовленный фантом, состоящий из набора рентгеновских миш, прикрепленных к пластинам из оргстекла (рис. 2, слева). Размеры фантома Д x Ш x В составляют 100 x 100 x 35 мм.

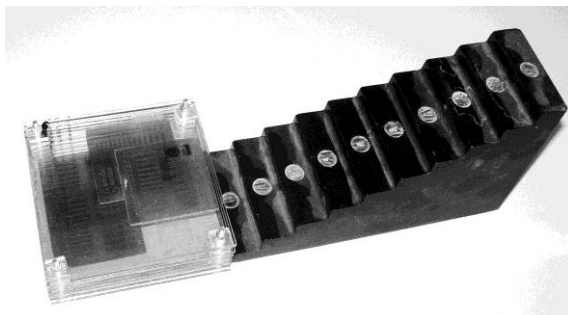


Рис. 2. Фантом для измерения параметров цифровой линейной томографии.

Измерения произведены на цифровом рентгеновском линейном томографе производства НПО «КВОМА» с цифровым рентгеновским приемником производства НПО «Телеоптик».

Томограф может работать при четырех углах сканирования γ : 40° , 30° , 20° и 8° , при трех скоростях сканирования, позволяющих получить снимок на 40° за 2,1 с, 1,7 с и 1,3 с. Расстояние от приемника до фокуса трубки составляет 1,00 м. При увеличении скорости

сканирования увеличиваются вибрации системы, что приводит к дополнительному смазыванию изображения, поэтому все измерения выполнены на минимальной скорости сканирования. Ток на трубке был установлен в 20 мА, напряжение составляло 45 кВ для углов 40° и 30°; 50 кВ для 20° и 60 кВ для 8°. Пример изображения, на котором ось вращения проходит через плоскость миры, показан на рис. 3.

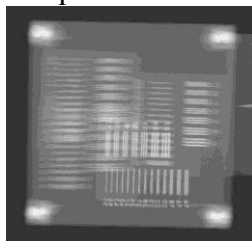


Рис. 3. Фрагмент снимка при угле сканирования 40° и минимальной скорости сканирования.

Для измерения характеристик томографии получен набор снимков фантома в различных режимах работы при разном положении оси относительно фантома. Полученный набор снимков использован для расчета относительного изменения контраста объекта при перемещении оси. Под контрастом понимается величина $K = \frac{I_{\text{объект}} - I_{\text{фон}}}{I_{\text{фон}}}$, где $I_{\text{фон}}$ - интенсивность фона, $I_{\text{объект}}$ - интенсивность объекта, под относительным контрастом понимается величина $K_{\text{отн}}(z) = \frac{K(z)}{K(0)}$ - отношение контраста объекта на расстоянии z от оси к контрасту объекта, который лежит на оси вращения. Набор значений зависимости относительного контраста $K_{\text{отн}}(z)$ от расстояния до оси вращения аппроксимировался лоренцевскими пиками (1) с параметрами амплитуды A , базовой линии y_0 и полуширины на половине высоты ω :

$$y(x) = y_0 + \frac{2A}{\pi} \frac{\omega}{4x^2 + \omega^2}. \quad (1)$$

Результаты аппроксимации показаны на рис. 4.

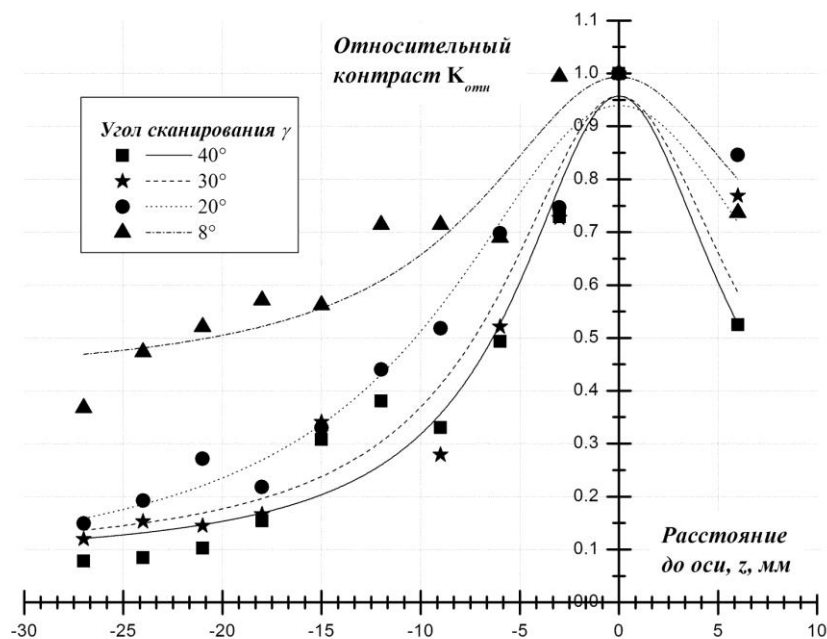


Рис. 4. График зависимости относительного контраста от расстояния до оси при разных углах сканирования.

Как видно на рис. 4, падение контраста изображения в два раза — толщина условного среза — составляет для угла сканирования 40° 6 мм, для угла сканирования 30° - 7 мм, для угла сканирования 20° - 10 мм и 20 мм для угла сканирования 8° .

Разрешающая способность на оси вращения составляет до 2,0 пар линий на мм, и до 1,1 пар линий на мм на расстоянии 3 мм от оси вращения.

Выводы. Использование линейной томографии с цифровым приемником в режиме интегрирования позволяет получать низкодозовые срезы с толщиной среза до 6 мм и разрешающей способностью до 2,0 пар линий на мм, что в плоскости, параллельной приемнику, превышает разрешающую способность аксиальных томографов, а в направлении, перпендикулярном плоскости сечения, уступает аксиальным томографам.

Дальнейшее развитие цифровой линейной томографии целесообразно выполнить путем перевода рентгеновского генератора и приемника в режим импульсной рентгеноскопии и реализации алгоритмов томосинтеза. Это позволит при той же дозовой нагрузке получить ряд томографических сечений, параллельных плоскости приемника.

1. Режим доступа: http://ec.europa.eu/energy/nuclear/radioprotection/publication/doc/118_en.pdf
2. Дьячкова С.Я., Николаевский В.А. Рентгеноконтрастные средства. – Воронеж.: Воронежский университет, 2006. – 72 с.

АНАГЛИФИЧЕСКИЕ 3D ИЗОБРАЖЕНИЯ В ЦИФРОВОЙ РЕНТГЕНОДИАГНОСТИКЕ

С.И. Мирошниченко^{1,2}, А.А. Невгасимый¹, Е.В. Волков^{1,2,*}

1) ООО «Научно-производственная организация «Телеоптик»

2) Национальный авиационный университет г. Киев

* Научно-производственное предприятие «Телеоптик», ул. Боровкова, 20-Б,
с. Подгорцы, Обуховский р-н, Киевская обл., Украина, 08710;
+(38) (093) 775-01-39; Eugene.Volkov@teleoptic-pra.com.ua

Аннотация. Одним из возможных вариантов построения 3D изображений в рентгенографии является применение анаглифического метода кодирования стереоизображений. Использование данного метода не приводит к снижению разрешающей способности, контрастной чувствительности и динамического диапазона полученных снимков.

Abstract. Application of anaglyphic method of encoding of stereo images is one of possible variants of construction 3D images in radiography. Adaptation of this method doesn't result in spatial resolution, contrast sensitivity and dynamic range of received 3D images

Ключевые слова: 3D изображения, стереоскопический эффект, анаглифический метод, разрешающая способность, контрастная чувствительность, динамический диапазон.

Key words: 3d images, stereoscopic effect, anaglyphic method, spatial resolution, contrast sensitivity, dynamic range.

Введение. Эффективность применения КТ для решения задач рентгеновской диагностики связана с возможностью получения срезов и 3D изображений, т.е. изучения объемной формы патологий. К сожалению, использование КТ требует значительной дозовой нагрузки на пациента. Даже для современных малодозовых КТ эффективная доза составляет около 1.5 мЗВ [1].

Трехмерную реконструкцию объектов при КТ исследовании проводят по полученным срезам. В тоже время, возможно получить объемные изображения минуя срезы методом стереоскопии на более распространенной и простой цифровой рентгеновской диагностической технике.

Материалы и методы. Для рентгенодиагностики представляют интерес 3D изображения как статические (объемная рентгенография) так и динамические (объемная рентгеноскопия).

Формирование статических 3D изображений может быть получено с использованием эффекта стереоскопии, когда два исходных снимка одного и того же объекта наблюдаются под различными углами. Визуализация 3D изображений возможна путем наложения цветных изображений на экране монитора компьютера [2] и просмотра их врачом через очки, имеющие красный и сине-зеленый светофильтр для левого и правого глаза соответственно. Такой метод называют [3] анаглифическим. Другой путь визуализации состоит в применении очков с жидкокристаллическими затворами [4]. Первый путь практически не требует доработки рабочего места врача. Он был принят за основу в проведенном исследовании.

Для построения динамических 3D изображений используется рентгеноскопический видеоряд, получаемый при вращении рентгеновского источника и приемника относительно объекта исследования. При этом большое количество рентгеновских кадров при накоплении и усреднении шумов программными средствами или в зрительной системе оператора дает возможность использовать каждый из снимков с пониженной дозовой нагрузкой.

Для проведения экспериментов был использован поворотный штатив с закрепленными на нем рентгеновской трубкой и малодозовым цифровым приемником «Альфа-Р-4000» производства компании «НПО «Телеоптик» рис. 1.

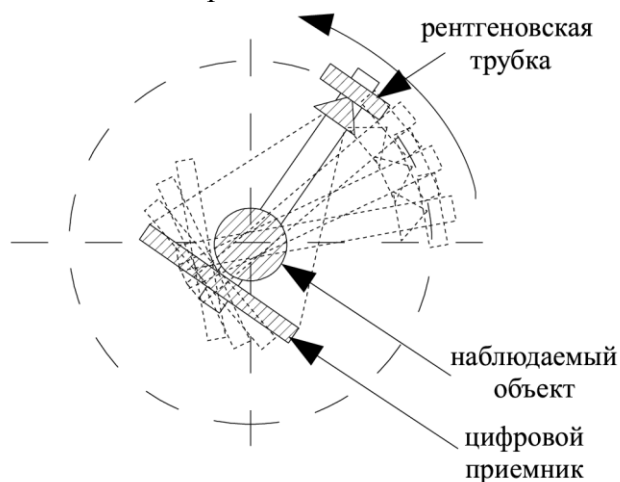


Рис. 1. Использование базовой рентгенографической системы для получения 3D изображений.

При обосновании набора измеряемых параметров была положена модификация стандартной системы оценки качества рентгеновских изображений: разрешающая способность в 3D пространстве, контрастная чувствительность с учетом объемного положения тестового объекта, динамический диапазон системы, наличие артефактов на восстановленном 3D изображении, обусловленных не идеальностью системы формирования 3D изображения.

Использование описанного выше подхода позволило получить ряд экспериментальных результатов.

Результаты. Проведено измерение параметров как статических стереоскопических, так и динамических 3D рентгеновских изображений. При проведении экспериментов на изображении значение разрешающей способности измерялось с помощью штриховой рентгеновской миры. Во фронтальной плоскости разрешающая способность изображений составила до 4,0 пл/мм а разрешающая способности по глубине от 0,17 до 3,0 пл/мм для статических изображений.

Для оценки контрастной чувствительности использовались алюминиевые диски диаметром 15 мм и толщиной 0.5, 0.2 и 0.1 мм. Уверенно наблюдались стереоскопические изображения объектов с контрастом 5, 2 и 1%, которые располагались с различными углами в пространстве. При этом снижение контрастной чувствительности по сравнению с

отдельными рентгеновскими снимками не происходило. Значение динамического диапазона составило более 150 и соответствует параметрам применяемого рентгеновского приемника. Исходные изображения дали хорошую визуализацию 3D образов при съемке не более чем через 5°, при расстоянии между излучателем и детектором в 1,2 м.

Артефакты на стереоскопических изображениях, в виде двоения изображений, вызваны неполным подавлением светофильтрами соответствующих спектров пропускаемого света (табл. 1).

Таблица 1. Соотношение сигнал/шум для светофильтров различных анаглифических очков.

	Красный светофильтр	Сине-зеленый светофильтр
1 очки	19,78 дБ	29,37 дБ
2 очки	16,15 дБ	33,19 дБ
3 очки	17,54 дБ	28,24 дБ

Эксперименты показали, что основная часть проблемы вызвана некачественными светофильтрами красного цвета.

Для получения статических 3D изображений дозовая нагрузка на пациента в два раза больше чем при выполнении одного рентгенографического снимка. Так для стереоснимков органов грудной клетки типичная доза составит 0,2 мЗв. Это ниже, чем при проведении КТ исследования в 7,5 раз.

В случае с динамическими 3D изображениями дозовая нагрузка во многом зависит от разрешающей способности и уровня шумов и соответствует дозовым нагрузкам получаемым пациентом при импульсной рентгеноскопии. Поэтому важным аспектом становится выбор режима рентгеноскопии и применение постобработки полученных снимков перед формированием 3D изображений.

Помимо визуального анализа изображений разработаны алгоритмы измерений длин отрезков на рентгеновском изображении в 3D объеме. Они позволяют давать исчерпывающую информацию о размерах патологий, что помогает при анализе динамики развития патологии и оценки эффективности лечения.

Выводы. Рассмотренные пути получения 3D изображений без построения КТ срезов позволяют для исследований органов грудной клетки уменьшить дозовую нагрузку на пациента в 7,5 раз.

Предложенная система количественных параметров 3D установок позволила произвести измерения как объемных рентгенографических, так и объемных рентгеноскопических изображений.

Разрешающая способность на 3D изображениях, контрастная чувствительность и динамический диапазон по результатам измерений не отличались от аналогичных параметров цифровых рентгеновских приемников.

Артефакты в виде двоения на 3D изображениях вызваны в основном красным светофильтром. Их значение соотношения сигнал/шум меньше чем у сине-зеленых светофильтров.

В последующем необходимо проведение клинических испытаний, позволяющих оценить диагностическую ценность 3D изображений при анализе патологий и ее связь с предложенной системой параметров 3D установок.

1. Denise R. Aberle, Amanda M. Adams, Christine D. Berg Reduced lung-cancer mortality with low-dose computed tomographic screening// The New England Journal of Medicine, June 29 2011, p. 1-15
2. Рожков С.Н., Овсянникова Н.А. Стереоскопия в кино-, фото-, видеотехнике. – М.: Парадиз, 2003. – 136 с.
3. Валуев Н.А., Стереоскопия. – М.: АН СССР, 1962. – 379 с.
4. Режим доступа: http://www.3dmasterkit.ru/articles/article_1-2/

ELASTISITY-INELASTISITY PROPERTIES OF TI ALLOYS

A.P. Onanko*, M.P. Kulish, O.V. Lyashenko, G.T. Prodayvoda, S.A. Vyzhva, Y.A. Onanko

*Taras Shevchenko Kyiv National University
*Volodymyrs'ka str., 64, Kyiv, Ukraine, 01601;
+(38) (044) 5260512; onanko@univ.kiev.ua*

Abstract. Ti and its alloys, as one of the most biocompatible metals, are most widely used not only in implantology, and also in prosthetics. Endoprosthetics became the basic method of treatment of pathology of thurl, which allows to deliver a patient from pain, claudication and also to remove shortening of limbs.

Key words: biocompatible alloys, implantology, prosthetics, elastic module, mechanical treatment.

Multiple “in vitro” and “in vivo” experiments testify to biological compatibility of Ti and its alloys with living fabric. Bone and soft fabrics easily grow to Ti alloys. Thin oxidic film, which appears on the Ti surface and its alloys provides the complete corrosion protection of metal in many environments including physiology. In such terms materials are indicated proof not only to general but also to the different types of local corrosion. Ti has high specific strength and low elastic module, which indicate that Ti is favourable material from the point of endoprosthetics view.

Ti is very little ionizes in physiological solutions, the products of its corrosion are not toxic, in addition, they do not spread on all of organism, but concentrated nearby the implant. The high degree of increase of bone fabrics to material attracts researchers which consider that hardness to explain this Ti property only its sluggishness. For 50-years old practice of orthopaedy with the use of Ti not a single case of tearing away of this alloy or appearance of allergic reactions, which are typical for non-rusting steels or Co alloys is known.

Introduction. Even rather small strain σ can deformed the real crystals, essentially changing their elastic and inelastic characteristics. The strengthening of alloys is related to co-operating of dislocations with point defects. The interaction between dislocations and impurities influences the process of plastic deformation and thermoactive overcoming of stoppers at the dislocation motion. The measuring of the amplitude dependence of internal friction (IF) allows to set the moment of a separation of dislocation segments from stoppers. A non-destructive method for the technological control of the structure defects by measuring the elastic module E and IF was developed. The influencing of hydrogen H , temperature T , changing of defect nanostructure, ultrasonic deformation ε was simultaneously researched on the value of the elastic module E and IF Q^{-1} of Ti_3Al alloy after the mechanical cutting and polishing.

Experement. For measuring of the temperature dependences of elastic module $E(T)$ and IF $Q^{-1}(T)$ the methods of complete piezoelectric oscillator on frequency $f \approx 117$ kHz and resonance vibrations on frequency $f \approx 2$ kHz during alternative deformation $\varepsilon \approx 10^{-6}$ in vacuum $P \approx 10^{-3}$ Pa were used [1-3]. The measuring error of the elastic module relative changing was $\Delta E/E_0 \approx 0,1\%$, and measuring IF was $\Delta Q^{-1}/Q^{-1} \approx 10\%$.

Results and Discussion. The anharmonic effects are studied on measuring of elastic characteristics descriptions of crystals, because elastic constants C_{ik} is determined through the second derived quantity from energy of co-operation between the atoms of crystalline grate on deformation. As the variation of these effects is small, it is necessary to choose the high-fidelity measuring methods, which would allow to find out these changes. The high measuring exactness of integral elastic characteristic – elastic module E is taken into account by dynamic methods in this work. At the dynamic methods of measuring adiabatic conditions are executed, that allows to determine adiabatic elastic constants C_{ik} . At small elastic deformations ε relative displacements of neighbouring atoms ξ are about small as compared to distance between them. If to decompose potential energy of crystal U in a row on the degrees of displacement of atoms ξ and to take into account that at small displacements it is possible to ignore the members of decomposition higher quadratic, potential energy can be considered a homogeneous quadratic function on displacements

of atoms from position of equilibrium. At high temperatures and large elastic deformations the displacements from position of equilibrium are already so great. That must be taken into account the higher members of decomposition are in account of anharmonicity. The temperature dependence IF $Q^{-1}(T)$ and elastic module $E(T)$ (directional surface of inelastic-elastic body) of Ti_3Al after cutting, polishing and hydrogen H during $t_H \approx 7200$ sec and during $t_{2H} \approx 14400$ sec are represented on fig. 1, fig. 2 and fig. 3 accordingly.

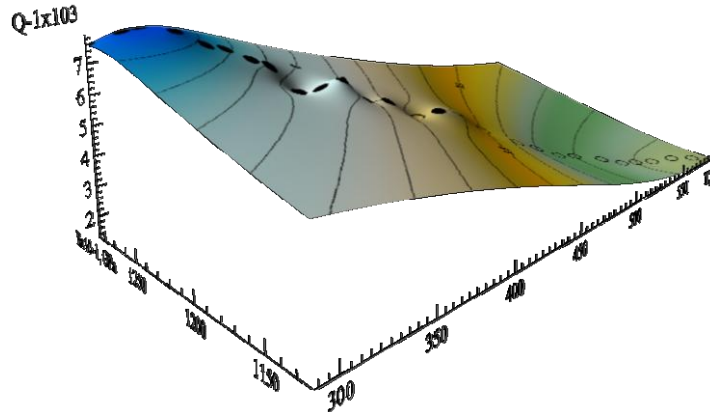


Fig. 1 Temperature dependence of elastic module $E(T)$ and internal friction $Q^{-1}(T)$ (indicatory surface of elasticity-inelasticity body) Ti_3Al alloy after mechanical treatment.

There was a high initial size of IF background $Q^{-1}_0 \approx 7,6 \cdot 10^{-3}$. Considerable high initial IF background Q^{-1}_0 at the first heating comparing to the IF background Q^{-1}_0 at the repeated heating testifies to the presence of the fields of stress σ_i in Ti_3Al alloy, which arise up as a result of mechanical treatment. Anomalous motion of IF background Q^{-1}_0 on fig.1 testifies to diminishing of values of these tensions σ_i in the process of heating. Annealing of structural defects bends out of shape the type of IF temperature spectrum. At annealing admixtures, vacancies V move.

There was the maximum IF Q^{-1}_{M1} in Ti_3Al at $T_{M1} \approx 400$ K on fig. 1 with activation energy $H_1 = 0,77 \pm 0,1$ eV, time relaxation constant of this maximum IF $\tau_{01} \approx 1,9 \cdot 10^{-14}$ sec, relaxation frequency factor $f_{01} \approx 5,3 \cdot 10^{13}$ Hz, probably conditioned by the relaxation mechanism caused by reorientation interstitial hydrogen H - H atoms in dumbbell configurations at the ultrasonic alternative deformation ε . The maximum IF Q^{-1}_{M2} in Ti_3Al at the temperature $T_{M2} \approx 440$ K is discovered with the value of activation energy $H_2 = 0,85 \pm 0,1$ eV, time relaxation constant of this maximum IF $\tau_{02} \approx 1,8 \cdot 10^{-14}$ sec, relaxation frequency factor $f_{02} \approx 5,5 \cdot 10^{13}$ Hz.

On elastic module Ti_3Al alloy temperature dependence $E(T)$ there was the relaxation of the elastic module $\Delta E/E$ in the area of existence of IF maximum $T_{M1} \approx 400$ K. There was the increasing of absolute value of the elastic module E after annealing, that testified the strengthening of alloy. On fig. 2 the temperature dependence of IF Q^{-1} and elasticity module E (indicatory surface of inelasticity-elasticity state) of Ti_3Al alloy is resulted after hydrogen H during $t_H \approx 7200$ sec.

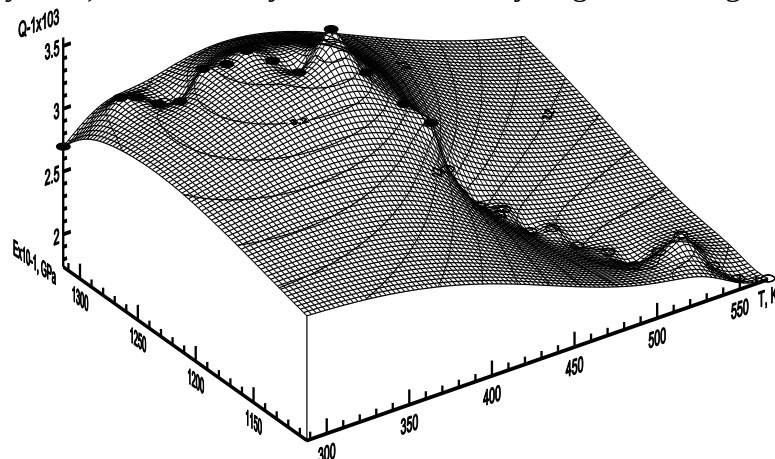


Fig. 2 Temperature dependence of elastic module $E(T)$ and internal friction $Q^{-1}(T)$ (indicatory surface of inelasticity-elasticity body) Ti_3Al alloy after hydrogen H during $t_H \approx 7200$ sec.

The maximum IF Q^{-1}_{M3} in Ti_3Al at the temperature $T_{M3} \approx 530$ K is discovered with the value of activation energy $H_3 = 1,0 \pm 0,1$ eV, time relaxation constant $\tau_{03} \approx 3,1 \cdot 10^{-14}$ sec, relaxation frequency factor $f_{03} \approx 3,2 \cdot 10^{13}$ Hz.

By reason of induced hydrogen H no communicative plasticity is an enhance concentration of conductivity electrons e – metallic character of atoms connections is increased hydrogen. The local increasing of concentration of conductivity electrons e in hydrogen clouds round the dislocations results in diminishing the shear module G and the tension of activating of dislocations sources σ_D [4]:

$$\sigma_D \approx \frac{2Gb}{L_N}, \quad (1)$$

where G – shear module, b – Burgers vector, L_N – distance between fixing points of dislocations. Hydrogen H strengthens metallic character of atoms connections, which can't be reason of fragile destruction. Diminishing of distance between dislocations L_D in accumulations due to hydrogen H results in the increase of dislocations in its and to the increase of tension on leading dislocation σ_D , that is reason of the facilitated microcrack.

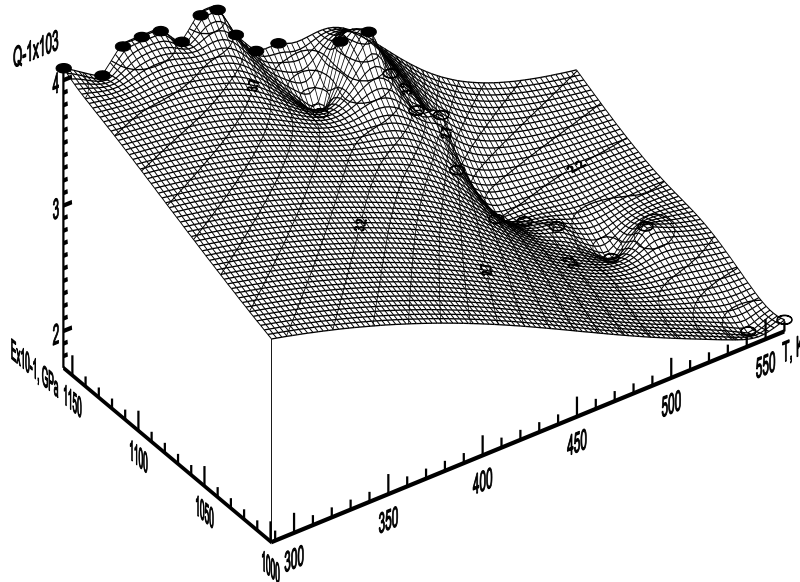


Fig. 3 Temperature dependence of elastic module $E(T)$ and internal friction $Q^{-1}(T)$ (indicatory surface of inelasticity-elasticity body) Ti_3Al alloy after hydrogen H during $t_H \approx 14400$ sec.

At the mechanical lading of the real crystal total deformation is consisted of elastic and inelastic constituents $\varepsilon_\Sigma = \varepsilon_E + \varepsilon_{IE}$. Inelastic deformation ε_{IE} is conditioned the motion of dislocations [5,6]. The elastic deformation ε_E takes a place “instantly”, and the inelastic deformation depends on temperature $\varepsilon_{IE}(t)$. It cause the presence of relaxation times τ , which characterize motion of crystalline structure defects. There are two maximum values of the elastic modules: inrelaxation elastic module E_{IR} and relaxation elastic module E_R . At the appendix of external periodic tension $\sigma(\omega)$ with frequency ω the experimental elastic module takes the intermediate value $E_R < E < E_{IR}$.

The relaxation of elastic module of $\Delta E/E = (E - E_R)/E_R = \Delta \cdot 1/(1 + \omega^2 \tau^2)$, where the maximal defect of the elastic module $\Delta = (E_{IR} - E_R)/E_{IR}$, E_{IR} - inrelaxation, E_R - relaxation elastic module. E_{IR} was measured in time of appendix of tension σ , when a inelastic contribution is to deformation $\varepsilon_{IE} = 0$; E_R measured after a time $\Delta t \gg \tau$, when inelastic deformation maximal $\varepsilon_{IE} = \max$.

The value of the maximal defect of the elastic module Δ is determined the amount of microrelaxations of different type and them individual contribution to inelastic deformation at temperature T . The holdings of different microrelaxations are summered Σ . At temperatures, when

growth the defect of elastic module $\Delta E/E$ increases sharply, there are relaxation maximums IF Q^{-1}_M on temperature dependences $Q^{-1}(T)$. A considerable width on the temperature of the elastic module relaxation $\Delta E/E$ specifies distributing of activation energy H of the proper relaxation processes on wide.

The diminishing of the elastic module E is conditioned reduce such values as start tension of dislocation sources σ_D , that easing dislocation reproduction under the action of the enclosed loading in σ ; linear dislocation tension σ_L , that raise their mobility; the distance between dislocations in the accumulations h_D , that results to the increase of dislocations number N_D in the flat accumulation and loading on leading dislocation σ_D .

Conclusions. Thus, the relaxation of elastic module $\Delta E/E$ Ti_3Al alloy, looked at the same temperature interval ΔT of existence of IF maximums Q^{-1}_M testified to the relaxation process, linked, presumably, with the reorientation of interstitial hydrogen atoms in dumbbell configurations H-H, the vacancy - hydrogen V-H complexes, the vacancies complexes V-V-V excited at the change of number under the variable ultrasonic deformation ε . The measuring of IF background Q^{-1}_0 after different heat treatments gives information about the changes of the fields of thermoelastic strains σ_i in Ti_3Al . The growth of IF maximums Q^{-1}_M heights testifies the increasing of structural defects concentration, and the spread of IF maximums ΔQ^{-1}_M here represents the relaxation process of structural defects new types.

1. Novik A., Berri B. Relaxation phenomena in crystals. – M.: Atomizdat, 1975. – 472 p.
2. Nikanorov S.P., Kardashev B.K. Elasticity and dislocation inelasticity of crystals. - M.: Nauka, 1985. - 253 p.
3. Onanko A.P. Influence of hydrogen on directional surface of inelastic-elastic body $Ti_{0.5}Al_{0.5}$ alloy // Metalphysics and new technology. – 2011. – V. 33, № 2. – P. 253 - 261.
4. Azarenkov N.A., Beresnev V.M., Pogrebnyak A.D. Structure and properties of protective covering and modify materials layers. – Charkov: CNU, 2007. – 560 p.
5. Shpak A.P., Kunickiy Y.A., Karbovskiy V.L. Clusters and nanostructure materials. – Kyiv: Academy periodic, 2001. – 588 p.
6. Molodkin V.B., Nizkova A.I., Shpak A.P. et al. Diffractometria nanosize defects and geterolayers in crystals. – Kyiv: Academy periodic, 2005. – 364 p.

ПЕРЕХІД ВІД СТАНДАРТНОЇ 2-D ДО 3-D КОНФОРМНОЇ ПРОМЕНЕВОЇ ТЕРАПІЇ ТА ПРОМЕНЕВОЇ ТЕРАПІЇ З МОДУЛЯЦІЄЮ ІНТЕНСИВНОСТІ

О.В. Овсієнко¹, М.М. Будник²

- 1) Київський національний університет імені Тараса Шевченка, радіофізичний факультет, кафедра медичної фізики; просп. Глушкова, 4-Г, м. Київ, 03022; oov1@i.ua
- 2) Інститут кібернетики ім. В.М. Глушкова НАНУ, відділ сенсорних пристроїв, систем та технологій безконтактної діагностики; просп. Глушкова, 40, м. Київ, 03680; budnyk@meta.ua

Анотація. У роботі розглянуто основні аспекти 2-D, 3-D конформної променевої терапії та променевої терапії з модуляцією інтенсивності. Приведені рекомендації для впровадження в онкологічній клініці 3-D конформної променевої терапії та променевої терапії з модуляцією інтенсивності.

Аннотация. В работе рассмотрены основные аспекты 2-D, 3-D конформной лучевой терапии и лучевой терапии с модуляцией интенсивности. Представлены рекомендации по внедрению в онкологической больнице 3-D конформной лучевой терапии и лучевой терапии с модуляцией интенсивности.

Abstract. The main aspects of 2-D, 3-D conformal radiation therapy and Intensity Modulated Radiation Therapy techniques are reviewed in this work. The recommendations for implementation of 3-D conformal and Intensity Modulated Radiation Therapy in oncology clinic are also derived.

Ключові слова: 2-D променева терапія (ПТ), 3-D конформна променева терапія (КПТ), променева терапія з модуляцією інтенсивності (ПТМІ), лінійний прискорювач електронів (ЛПЕ).

Ключевые слова: 2-D лучевая терапия (ЛТ), 3-D конформная лучевая терапия (КЛТ), лучевая терапия с модуляцией интенсивности (ЛТМИ), линейный ускоритель электронов (ЛУЭ).

Keywords: 2-D Radiotherapy (RT), 3-D Conformal Radiotherapy (CRT), Intensity Modulated Radiotherapy (IMRT), Linear Accelerator (LA)

На сьогодні у світі 52% пацієнтів хворих на рак отримують променеву терапію [1]. Зі збільшенням потреби променевої терапії змінились методи планування лікування та способи підведення дози до пухлини. В лікувальний процес масово почали залучатись лінійні прискорювачі електронів, які мають дві енергії фотонів (6, 18 MV), та декілька енергій електронів. Використовуються технології 3-D конформної променевої терапії та променевої терапії з модуляцією інтенсивності. На даний момент в Україні стрімко впроваджуються в лікувальний процес дані технології. Далі в роботі будуть описані відмінності технологій, розкриті особливості та рекомендації по практичній реалізації технологій в клініці.

В більшості онкологічних центрів України досі використовуються прості методики лікування раку з 2-D плануванням вручну і без методів візуалізації. Стандартна променева терапія: границі пухлини та критичних органів оконтурені на ортогональних симуляторних рентгенограмах або на кількох КТ зрізах; використовується просте 2-D планування лікування; проста укладка пацієнта з 3 – 4 прямокутними полями опромінення; доза розраховується за одним зрізом.

На відміну від стандартної ПТ, при 3-D КПТ границі пухлини та критичних органів оконтурені на всіх КТ або МРТ зрізах; складні укладки з 4 – 6 полями опромінення, які чітко приймають форму пухлини при ретельній іммобілізації пацієнта; 3-D – планування лікування з 3-D візуалізацією та багатоцільовими засобами аналізу плану [2].

ПТМІ – передова технологія 3-D КПТ, яка використовує падаючий на пацієнта пучок з неоднорідною інтенсивністю, визначений за допомогою різних методів комп'ютерної оптимізації [3]. Основні особливості: ПТМІ дає додатковий ступінь вільності для формування поля опромінення в порівнянні з 3-D КПТ; інтенсивність випромінювання в межах поля опромінення змінюється в залежності від необхідності; додатковий ступінь вільності дозволяє сформувати кращий ізодозний розподіл, де критичні органи отримують меншу дозу, а опромінюючий об'єм наближається до мішені [3].

На Рис. 1 наведений приклад різних технологій опромінення. На Рис. 1 В) представлено ПТМІ, 100% дози знаходиться в об'ємі пухлини, на відміну від методу 2-D ПТ та 3-D КПТ де 100% дози розподілено далеко за межами пухлини. Таким чином велике дозове навантаження отримують критичні органи, які знаходяться близько до пухли, в даному випадку – спинний мозок.

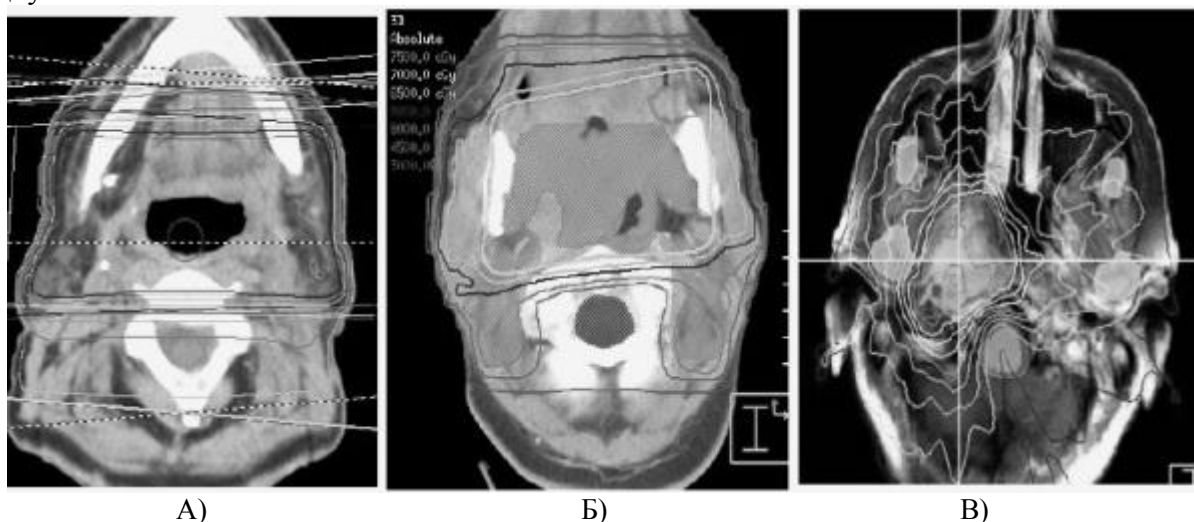


Рис. 1 Технології променевої терапії: А) 2D ПТ, Б) 3D КПТ, В) ПТМІ

Для впровадження в клінічний процес даних технологій потрібно пройти такі етапи: підбір обладнання; методи рішення та забезпечення 3-D КПТ та ПТМІ; штатне забезпечення та кваліфікаційні вимоги до персоналу, програма гарантії якості (ГЯ) [4].

Підбір обладнання. Комп'ютерний томограф (КТ), КТ симулятор. Основна відмінність діагностичного КТ від КТ для променевої терапії – стіл для укладки пацієнта, який повинен бути плоским та твердим. Також КТ для ПТ повинен бути оснащеним двома боковими та одним прямим лазерами, для розмітки.

Комп'ютерні системи планування променевої терапії (КСППТ) повинні відповідати таким вимогам: реєстрація зображень та можливість суміщення зображень, ефективне оконтурювання структур і реконструкція в 3-D об'єм; засоби вибору формуючих пристроїв (мультипелюстковий коліматор (МПК), блоки); точні 3-D алгоритми розрахунку дози; візуалізація 3-D анатомії та ізодозних розподілів; засоби аналізу плану (гістограма доза – об'єм); мережеве забезпечення та передача інформації.

Лінійний прискорювач електронів з МПК та портальною візуалізацією. ЛПЕ повинен мати дві енергії фотонів та декілька енергій електронів. Також потрібне відповідне обладнання для дозиметрії та верифікації планів лікування.

Методи рішення та забезпечення 3-D КПТ та ПТМІ. Введення додаткових працівників для 3-D КПТ, з ціллю збереження процесу стандартної ПТ; академічна та практична підготовка персоналу; підготовка специфікації, отримання та ввід в експлуатацію необхідного додаткового обладнання для 3-D КПТ; введення програми ГЯ для 3-D КПТ; введення лікувальних протоколів. Для забезпечення ПТМІ потрібно, щоб в лікувальному процесі клініки вже проводилась 3-D КПТ, необхідно мати достатню кількість хворих, які підходять для ПТМІ, попередній досвід 1-2 роки роботи з 3-D КПТ, практична підготовка.

Штатне забезпечення та кваліфікаційні вимоги до персоналу. Радіаційні онкологи: розуміння задач і цілей ПТ в адаптації до 3-D КПТ, знання процедур КТ для планування ПТ і методи іммобілізації при різних локалізаціях, практичні навички в точному оконтурюванні структур, практичні навички у використанні 3-D КПТ.

Медичні фізики мають більш вагоме значення і мають більше обов'язків в плануванні і проведенні 3-D КПТ, ніж при стандартній ПТ. Вимоги: практичні навички у використанні 3-D КПТ при розрахунку доз для різних формуючих пристроїв, таких, як МПК, при укладці та іммобілізації пацієнтів; знання процедур і навиків в ГЯ 3-D КПТ і комп'ютерних систем контролю.

Дозиметристи повинні мати хорошу підготовку та додаткові практичні навички в реалізації 3-D КПТ. Вимоги: знання методів іммобілізації для 3-D КПТ; розуміння способів формування дозного поля за допомогою пластин МПК; практичні навички в оконтурюванні мішеней та критичних органів; практичні навички у використанні 3-D КПТ.

Рентгенлаборанти, радіаційні технологи: знання протоколів КТ при скануванні для планування ПТ; методи іммобілізації пацієнтів; портальна візуалізація і реєстрація зображень; щоденний контроль по програмі ГЯ для МПК або формуючих блоків [5].

Програма гарантії якості всього лікувального процесу 3-D КПТ та ПТМІ від КТ до опромінення є обов'язковою. ГЯ являє собою систему заходів направлену на збереження якості технологічного процесу ПТ. В умовах застосування ГЯ виключно важливим є контроль якості обладнання для ПТ: лінійних прискорювачів електронів, комп'ютерних систем планування, комп'ютерних томографів [6].

Висновок. 3-D КПТ є більш складним методом, як в процесі підготовки, так і в процесі опромінення. Вимагає неухильного виконання всіх процедур під час підготовки і проведення 3-D КПТ. Виконується при наявності обладнання для отримання та обробки зображень і 3-D планування, автоматизованих терапевтичних апаратів і програми ГЯ, який охоплює всі етапи 3-D КПТ. Потребує персонал високої кваліфікації.

Запровадження ПТМІ не повинне впливати на якість ПТ, як в закладі, так і на рівні всієї держави. Тільки заклади з достатнім досвідом можуть переходити до ПТМІ. Навчання персоналу повинне передувати впровадженню ПТМІ.

1. *Swedish Council on Technology Assessment in Health Care, Acta Oncol 2003 + Delaney et al 2005.*
2. Van Dyk J., Battista J.J. Cobalt-60: An Old Modality, A Renewed Challenge: 2000, 2-6.
3. *Ранопт Совместной Рабочей Группы по ЛТМИ: 880 – 914, 2001.*
4. *Setting Up a Radiotherapy Programme: Clinical, Medical Physics, Radiation Protection and Safety Aspects: IAEA – TECDOC – 1040, 1998.*
5. *Transition from 2-D Radiotherapy to 3-D Conformal and Intensity Modulated Radiotherapy: IAEA – TECDOC – 1588: 2008.*
6. *И.Г. Тарутин Организация контроля качества оборудования для лучевой терапии. – Перший медичний семінар «Медична фізика – сучасний стан, проблеми, шляхи розвитку. Новітні технології», 2011.-89 с.*

ДОСВІД ВПРОВАДЖЕННЯ ПРОМЕНЕВОЇ ТЕРАПІЇ З МОДУЛЬОВАНОЮ ІНТЕНСИВНІСТЮ В КЛІНІЧНУ ПРАКТИКУ

Т.Г. Підлубна*, Ю.В. Кісіль, В.В. Мамчур, Л.О. Підгорна

Клінічна лікарня «Феофанія», Всеукраїнський центр радіохірургії

**вул. Академіка Заболотного, 21, м. Київ, Україна, 03680;*

+38(044)259636; tpidlubna@ukr.net

Анотація. Променева терапія з модульованою інтенсивністю (IMRT) широко використовується у сучасних радіологічних відділеннях. Портальна дозиметрія для верифікації полів опромінення є частиною програми з контролю якості для реалізації IMRT. Наша робота присвячена практичним питанням по впровадженню IMRT в щоденну практику радіологічного відділення.

Аннотация. Лучевая терапия с моделированной интенсивностью (IMRT) широко используется в современных радиологических отделениях. Портальная дозиметрия для верификации полей облучения является частью программы по контролю качества для реализации IMRT. Наша работа посвящена практическим вопросам по внедрению IMRT в ежедневную практику радиологического отделения.

Abstract. Intensity Modulated Radiation Therapy (IMRT) is extensively used in the modern Radiology Departments. Portal dosimetry for verification of radiation fields is the part of the Quality Control program for the implementation of IMRT. Our work is concerned to practical issues on the implementation of IMRT in the daily practice of radiology department.

Ключові слова: променева терапія з модульованою інтенсивністю, портальна дозиметрія, контроль якості.

Ключевые слова: лучевая терапия с моделированной интенсивностью, портальная дозиметрия, контроль качества.

Key words: Intensity Modulated Radiation Therapy, Portal Dosimetry, Quality Control.

Променева терапія з модульованою інтенсивністю – це сучасний метод променевої терапії, що дозволяє підвести високу гомогенну дозу до пухлини, при цьому суттєво зменшуючи дозові навантаження на здорові органи та тканини, що має значні переваги перед 3D конформною променевою терапією. Впровадження IMRT в клінічну практику потребує ретельної підготовки та перевірки на кожному етапі.

Згідно з міжнародними рекомендаціями [1,2] необхідно провести тести комп'ютерної системи планування, створити стандартні плани опромінення та верифікувати їх за допомогою портальної дозиметрії, 2D матриці детекторів або плівкової дозиметрії. Для реалізації цих рекомендацій ми підготували та відсканували на комп'ютерному томографі

пластинчастий водноеквівалентний фантом з плитою адаптером для іонізаційної камери та IMRT фантом. На основі цих фантомів створили різні плани опромінення з анатомічними структурами, параметрами та лімітами, типовими при клінічному використанні (Рис.1).

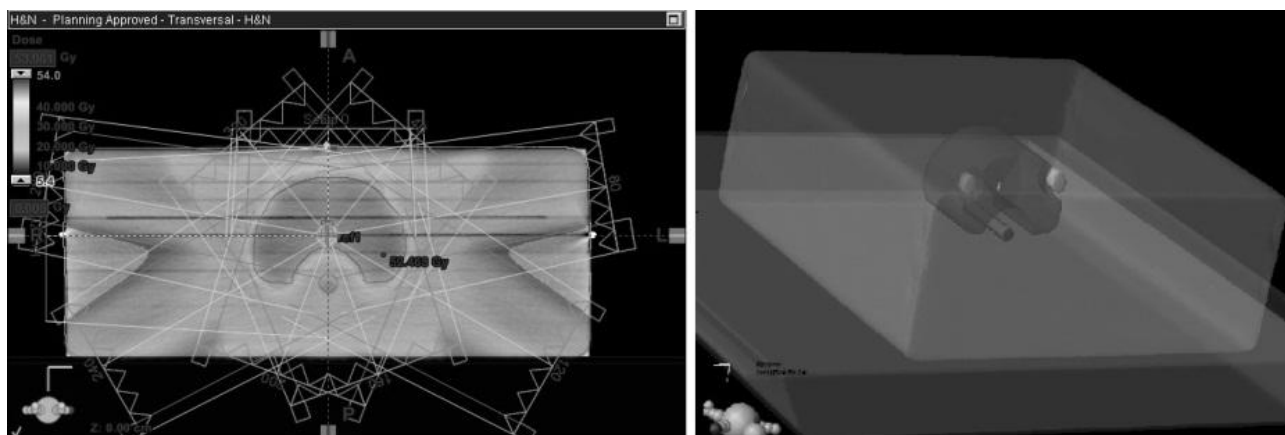


Рис 1. Приклад IMRT плану опромінення та анатомічні структури для локалізації голови-ший.

Значення абсолютної дози перевіряли в пластинчастому фантомі іонізаційною камерою з робочим об'ємом 0.125 см³, поля опромінення були верифіковані на портальній матриці aSi100 EPID з використанням портальної дозиметрії.

В рамках процедур контролю якості у відділенні променевої терапії були впроваджені тести для перевірки руху багатопелюсткового коліматора (MLC) [3]. Перевіряються точність позиціонування, швидкість, рівномірність руху пелюстків; оцінюються рух щілини шириною 1 мм, з кроком зупинки 2 см та рух поля зі спеціальною конфігурацією пелюстків коліматора. Зображення отримуються на портальній матриці EPID (Рис.2). Ці тести входять в обов'язкові ранкові процедури перевірок лінійних прискорювачів.

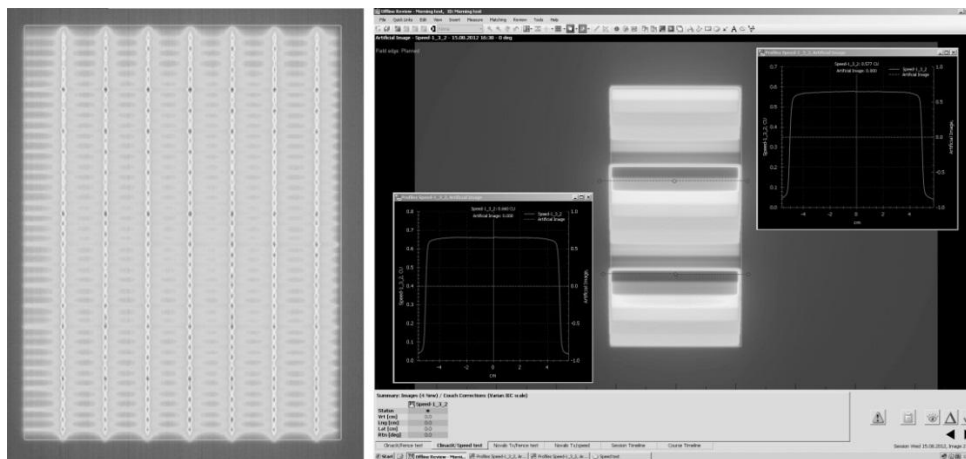


Рис 2. Результати щоденних тести з контролю якості багатопелюсткового коліматора Millenium120.

Всі етапи планування, а саме оконтурювання анатомічних структур з поправками для IMRT, розміщення полів, оптимізація плану, аналіз дозного розподілу мають свої особливості порівняно з 3D конформним планом опромінення [4]. Розрахунок IMRT планів здійснюється шляхом інверсного планування. Використовуються такі параметри, як нижній та верхній ліміти дози для задавання мінімальної дози на мішень та верхнього обмеження по дозі на структури, що дає можливість забезпечити гомогенний дозний розподіл в мішені. Також треба визначити пріоритет для кожної структури, параметр, який вказує важливість кожного критерію для оптимізаційного алгоритму. На етапі оптимізації за допомогою дозних лімітів можна задавати вигляд гістограми доза-об'єм (DVH) який ми очікуємо отримати після обрахунку дози (Рис.3). В процес оптимізації можна включити дозовий розподіл попереднього плану (не IMRT).

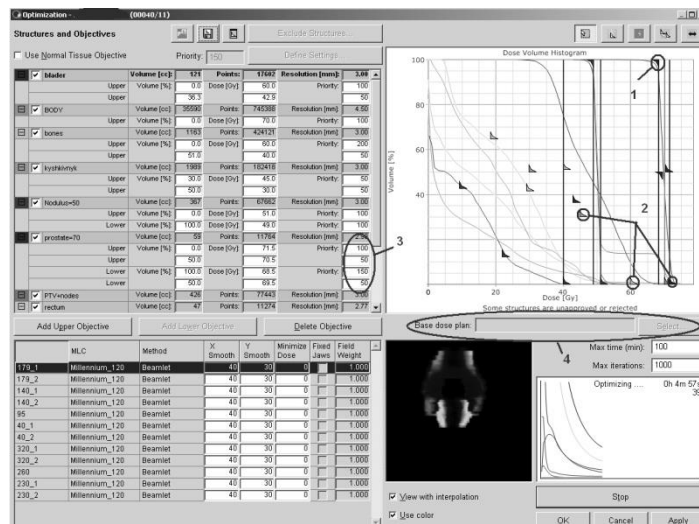


Рис. 3. Вікно оптимізації при розрахунку IMRT плану в плануючій системі Eclipse: 1,2 – верхній та нижні ліміти на структури; 3 – значення пріоритетів; 4 – меню для врахування попереднього плану.

Для всіх IMRT планів ми робимо перевірку розрахунку абсолютної дози у набірному фантомі та радіаційний вихід (fluence) кожного поля опромінення (Рис.4). Для цього ми впровадили портальну дозиметрію, використовуючи матрицю aSi100 EPID [5,6]. Всі поля верифікуються в положенні 0 градусів гентрі лінійного прискорювача, відстань джерело-детектор 100 см. Порівнюються дозні профілі розрахованого поля з реальним полем опромінення, з критерієм по гамма індексу $\gamma \leq 1$.

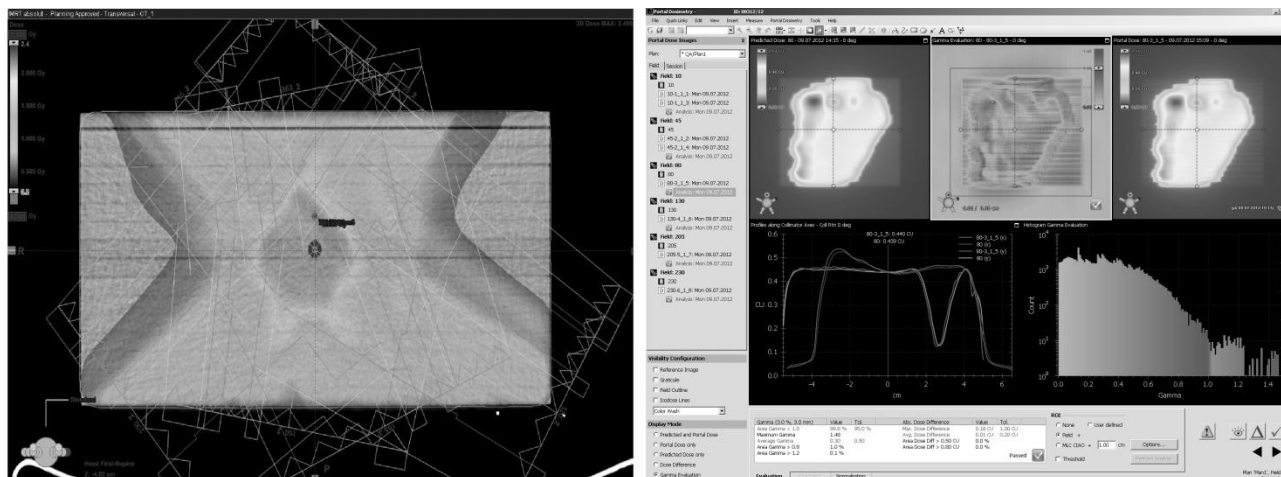


Рис 4. Приклад IMRT плану, який розраховано на пластинчатому фантомі, для перевірки абсолютної дози та результат верифікації плану опромінення за допомогою портальної дозиметрії.

Таким чином у Клінічній лікарні «Феофанія» було впроваджено променеву терапію з модульованою інтенсивністю та портальну дозиметрію для верифікації полів опромінення. Починаючи з серпня 2011 року у відділенні променевої терапії були розроблені та верифіковані плани опромінення для 30 пацієнтів різних локалізацій, більшість з яких це пухлини голови та шиї, передміхурової залози, хребта. Слід зазначити, що процедура підготовки, розрахунку та верифікації IMRT планів займає більше часу та потребує вищої кваліфікації персоналу ніж звичайна 3D конформна променева терапія. Особливу увагу при реалізації IMRT треба звернути на процедури контролю якості системи комп'ютерного планування, на контроль параметрів багатопелюсткового коліматора, калібрування портальної матриці.

1. Ezzell G.A. et.al. IMRT commissioning: Multiple institution planning and dosimetry comparisons. AAPM Task Group 119 // The International Journal of Medical Physics – 2009. – № 36 – P. 5359-5379.
2. Guidelines for verification of IMRT. ESTRO booklet № 9. – 2008.
3. Ezzell GA, Galvin JM, Low D, et al. Guidance on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: report of the IMRT Subcommittee of the AAPM Radiation Therapy Committee // The International Journal of Medical Physic. – 2003. – № 30(8) – P. 2089–115.
4. A.L.Boyer. Clinical Implementation of IMRT. AAPM Review Course – 2001.
5. C.Varatharaj et.al. Implementation and validation of a commercial portal dosimetry software for intensity modulated radiation therapy pre-treatment verification // Journal of Medical Physics. – 2010. – № 35. – P.189-196.
6. H.A. McNair, E.J. Adams et al. Implementation of IMRT in the radiotherapy department // The British Journal of Radiology, 2003. – № 76. – P. 850–856.

SPREAD OF SOME VIRUS DISEASES AMONG REPRESENTATIVES OF WILD FLORA IN CHERNOBYL REGION

V.P. Polischuk^{1,*}, I.G. Budzanivska¹, O.V. Shevchenko¹, I.V. Chyzhevskiy²

1) Virology Department, Taras Shevchenko Kyiv National University

2) State Specialized Scientific Production Enterprise „Chernobyl Radio-Ecological Centre”

*Taras Shevchenko Kyiv National University, 64 Volodymyrska st., Kyiv 01033, Ukraine;
tel.: +38044 5213502; pvp@univ.kiev.ua

Abstract. This work is focused on the evaluation of spread of some viral diseases among the representatives of wild flora in Chernobyl zone. Serological and microscopical studies of plant samples with virus-like symptoms collected in the locations of Chernobyl zone with different intensity of gamma radiation showed rather wide spread of viruses with varying morphological and taxonomical properties among the wild-growing plants. New tentative plant host for TMV has been revealed. We have demonstrated the need for additional research on the influence of environmental physical stress factors on plant viruses and their basic properties, especially in the context of evolution and epidemiology.

Key words: radiation, physical stress, environment, virus ecology, virus divergence, virus host.

Chemical stress factors including heavy metals and radionuclides may induce a number of biologically significant phenomena in the course of plant virus infections. For instance, heavy metals invoke the development of more pronounced visual symptoms on virus-infected plants together with elevation of virus content in plant tissues indicating the stimulating influence of chemical stress factors on the course of systemic virus infections [1]. In addition, the development of virus infections in higher plants under effect of chronic radioactivity was shown to correlate with atypical visual symptoms of the disease and possibly genetic changes of virus genome. However speculative changes in the development and spread of virus diseases at the level of population remain unknown. In recent years serious attention has been paid to virus infections of wild plants [2] because they may be the reservoirs for viruses and due to the potential of virus genetic changes invoked by continuous co-existence with atypical host [3].

The aim of this work was to evaluate natural spread of virus diseases among wild plants growing under chronic effect of radioactivity of various intensity. Plants from different taxa were sampled by visual virus-like symptoms (Fig.1, A) and have further been analyzed via transmission electronic microscopy (TEM), bioassay and ELISA. In total, 22 plant samples were taken from the areas differing in the intensity of radioactivity (Table 1).



Fig.1. A: Virus-like symptoms on *Lupinus perennis* plants; B: Mosaic symptoms and leaf deformation on *N. tabacum* plants inoculated with sap of *Lupinus perennis*

Table 1. Generated data on sampling sites, exposure doses and the outcomes of virus diagnostics via TEM, bioassay and ELISA

Points	№	Plants	Results of TEM	Symptoms on <i>N.tabacum</i>	ELISA (wild plants)	ELISA (<i>N.tabacum</i>)
The Road on Chistogalovka 2,6 mR/hr	1	<i>Deschampsia caespitosa</i>	bacteria			
	2	<i>Convolvulus arvensis</i>	Spherical and rod-shaped particles	++		
	3	<i>Lupinus perennis</i>	Rod-shaped virus	++	+++++	++
	4	<i>Tanacetum vulgare</i>				
	5	<i>Viola rhichenbachiana</i>	Spherical particles			
	6	<i>Bromopsis inermis</i>				
	7	<i>Solidago virgaurea</i>		+		
	8	<i>Artemisia vulgaris</i>				
	9	<i>Fragaria vesca</i>	Spherical and rod-shaped particles	++	++	++
	10	<i>Dactylis glomerata</i>	Spherical particles			
	11	<i>Festuca pratensis</i>	Spherical particles	+		
The Mouse Volier 2,0 mR/hr	12	<i>Melilotus albus</i>				
	13	<i>Artemisia vulgaris</i>	Bacillo- and rod-shaped particles	+		
	14	<i>Fragaria vesca</i>		++	++	++
	15	<i>Deschamcia caespitosa</i>				

Points	№	Plants	Results of TEM	Symptoms on <i>N.tabacum</i>	ELISA (wild plants)	ELISA (<i>N.tabacum</i>)
	16	<i>Festuca pratensis</i>				
	17	<i>Calamagrostis epigeos</i>				++
	18	<i>Tanacetum vulgare</i>				
	19	<i>Bromopsis inermis</i>				
	20	<i>Poa palustris</i>				
Chernobyl 0,6 mR/hr	21	<i>Dactylis glomerata</i>				
	22	<i>Festuca pratensis</i>	Spherical particles			++

TEM studies demonstrated occurrence of virus (or virus-like) particles of different morphology (rod-shaped, filamentous, spherical, bacilli-like, etc.) in 8 samples. Bioassay employing sap-inoculated *Nicotiana tabacum* cv. Samsun indicator plants showed virus-specific symptoms on plants inoculated with sap from 10 samples in forms of leaf mosaics and deformation, and enations (Fig.1, B). We should stress that TEM and bioassay outcomes here were nearly complimentary. Indirect ELISA carried out with TMV-specific polyclonal antisera confirmed TMV infection for 5 samples which is in agreement with previous results.

The highest TMV content was noted for *Lupinus perennis* plants (**Fabaceae**). However this plant species has not been registered as TMV host [4]. Hypothetically, TMV adaptation to *Lupinus perennis* plants may have been favoured also by chronic effect of radioactivity (both on the plant and on the virus).

Therefore, initial virus screening of wild flora representatives growing in Chernobyl zone shows rather wide spread of virus pathogens in anthropogenically influenced ‘natural’ ecosystems.

1. Dmitriev A., Shevchenko O., Polischuk V., and Guscha N. Effects of Low Dose Chronic Radiation and Heavy Metals on Plants and their Fungal and Virus Infections // Data Science Journal, 2009. –pp.1-18.
2. Muthukumar V. et al. Non-cultivated plants of the Tallgrass Prairie Preserve of northeastern Oklahoma frequently contain virus-like sequences in particulate fractions // Virus Research, -2009, 141. –pp.169–173.
3. Polischuk V.P., Budzanivska I.G., Ryzhuk S.M., Patyka V.P., Boyko A.L. Monitoring of virus infections in biocenoses of Ukraine. –ed. V.P. Polischuk. 2001. – Kiev, Phytosociocenter. – 220 p.
4. Plant Viruses Online Descriptions and Lists from the VIDE Database// <http://pvo.bio-mirror.cn/descr803.htm#Range>

КОМПЬЮТЕРНОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ МАГНИТНОГО И ТЕМПЕРАТУРНОГО ПОЛЕЙ ПРИ МАГНИТНОЙ НАНОТЕРАПИИ ЗЛОКАЧЕСТВЕННЫХ ОПУХОЛЕЙ

А.В. Романов, В.Э. Орел*

Национальный институт рака
* ул. Ломоносова, 33/43, г. Киев, Украина, 03022;
+38(044)2576068, v-orel@voliacable.com

Аннотация: Проведенный компьютерный расчет напряженности магнитного и температурного поля для неоднородной среды при магнитной нанотерапии злокачественных опухолей свидетельствует, что с увеличением расстояния от аппликатора напряженность магнитного поля в опухоли закономерно уменьшается. При этом существенно меняется и распределение изолиний магнитного поля.

Abstract. Computer simulation of magnetic field and temperature pattern for inhomogeneous medium during magnetic nanotherapy of malignant tumors shows that magnetic intensity in the tumor is reduced appropriately with increase of the distance from the applicator. This distribution of magnetic field is significantly changed too.

Ключевые слова: магнитная нанотерапия, злокачественная опухоль, компьютерное моделирование.

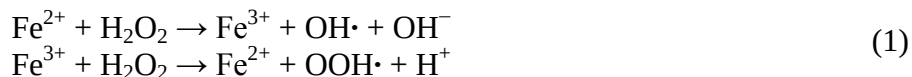
Проведенные экспериментальные и пилотные клинические исследования свидетельствуют о перспективе использования метода магнитной нанотерапии с применением наночастиц оксида железа (Fe_3O_4) с противоопухолевым антибиотиком антрациклинового ряда доксорубицином (ДР) как магниточувствительного наноконструкта (МК) и последующей радиочастотной гипертермией (РГТ) опухоли [1].

Под действием высокочастотного электромагнитного поля (ЭМП) в ткани возникают индукционные вихревые токи, в результате чего происходит ее нагревание. Для оценки температуры во время РГТ при комплексном лечении онкологических больных используют компьютерный анализ температуры и теплоотдачи в опухолевых тканях пациентов, которые могут иметь разные физико-химические свойства в смежных тканевых паттернах [2].

Основные проблемы, которые тормозят широкое внедрение в клиническую практику комплексного лечения онкологических больных с использованием МК при локальной РГТ с помощью индукторов низких частот могут быть сведены к нижеприведенному перечню: РГТ МК в злокачественных опухолях при температурах выше 41°C может сопровождаться формированием термотолерантности (терморезистентности) на клеточном уровне вследствие инициации синтеза белков теплового шока; замедление внутриопухолевого кровотока при температурах выше 41°C ; вероятное возникновение побочных эффектов в сердечно-сосудистой системе пациентов в результате ограниченной переносимости ими сеанса РГТ при температурах выше 41°C ; негативное влияние сильных электромагнитных полей (4 кА/м, 100 кГц), которые ограничивают применение комплексного лечения диссеминированных опухолей [3]. Также одним из проблемных вопросов при планировании РГТ является учет неравномерного поглощения и рассеивания электромагнитных волн в неоднородных по электрическим и магнитным свойствам тканях организма человека.

Для преодоления вышеприведенных проблем нами был разработан аппарат «Наномагнитерм» (НИР, Украина), реализующий метод магнитной нанотерапии злокачественных опухолей при умеренной РГТ $38\text{--}40^\circ\text{C}$. Поскольку глубина проникновения электрического поля невелика, предполагается, что максимальная терапевтическая эффективность действия электромагнитного поля достигается, когда опухоль размещена в области максимальных значений напряженности и градиента изолиний магнитного поля аппликатора. Зоны пространственной неоднородности ЭМП являются активными центрами, в которых может инициироваться перенос электронов. Инициация противоопухолевого эффекта основана на реакции Фентона, согласно которой ионы железа (II) окисляются

перекисью водорода до ионов железа (III), а потом снова, под действием перекиси, превращаются в железо (II):



Что касается инициации селективного механизма противоопухолевого действия при РГТ опухоли пространственно-неоднородным переменным ЭМП с повышенной магнитной компонентой, то поле снимает запреты на определенные электронные переходы в наночастицах Fe_3O_4 ($\text{FeO}\cdot\text{Fe}_2\text{O}_3$). При реализации рабочих режимов аппарата «Наномагнитерм» распределение электронов по орбиталям можно разделить на два состояния. Первый, возбужденный, возникает при облучении неоднородным ЭМП – $1s^2 2s^2 2p^6 3s^2 3p^6 3d^6 4s^1 4p^1$. Он имеет шесть неспаренных электронов – четыре на внутренней $3d$ оболочке и два на внешнем энергетическом уровне. Второе стабильное состояние без внешнего облучения – $1s^2 2s^2 2p^6 3s^2 3p^6 3d^6 4s^2$ не имеет неспаренных электронов на внешнем энергетическом уровне. Наличие неспаренных электронов на внешней орбитали в наночастицах оксида железа увеличивает вероятность преобразования вследствие окислительно-восстановительных реакций нейтральной формы противоопухолевого препарата ДР в семихинонный анион-радикал. При этом в комплексе между наночастицами магнетита и ДР под влиянием электромагнитного поля возникают процессы переноса электронов. Одним из механизмов переноса электронов является возникновение циркуляционных (вихревых) токов при электромагнитном облучении за счет неравномерного намагничивания материала МК.

Механизм цитотоксического действия МК при участии ионов железа и противоопухолевого препарата ДР ($\text{C}_{27}\text{H}_{29}\text{NO}_{11}\text{HCl}$) и радиочастотном облучении основан на активации гидроксильных радикалов, разрушающих липиды, белки, ДНК и другие компоненты и структуры опухолевых клеток, что инициирует процессы апоптоза и некроза опухолевых клеток и тормозит их рост. Без электромагнитного облучения ионы переходных металлов в наночастице находятся в восстановленной форме, в частности, ионы Fe^{2+} обладают антиоксидантными свойствами. После проведенного локорегионарного электромагнитного облучения опухоли МК, находясь в теле пациента, захватывает свободные радикалы и снижает токсичность, что приводит к уменьшению побочных эффектов лечения [4].

Целью работы было проведение компьютерного расчета напряженности магнитного и температурного полей для неоднородной среды, что позволит повысить эффективность магнитной нанотерапии злокачественных опухолей.

Известно, что злокачественные ткани гетерогенны. Поэтому рассмотрим неоднородную среду, состоящую из n смежных слоев с различными линейными коэффициентами поглощения энергии магнитного поля η_i и магнитными проницаемостями μ_i , $i = 1, \dots, n$.

Исходя из конструктивных особенностей используемого аппликатора, при расчете напряженности магнитного поля были сделаны следующие допущения. Беря во внимания, что диаметр проводника намного меньше линейных размеров аппликатора, толщиной проводника аппликатора пренебрегали. Поскольку длина электромагнитных волн, излучаемых аппликатором, была намного больше линейных размеров аппликатора, рассматривали квазистационарную задачу.

Напряженность $\mathbf{H}$ магнитного поля, создаваемого контуром, определяли по формуле

$$\mathbf{H} = \frac{1}{\mu\mu_0} \text{rot}\mathbf{A}, \quad (2)$$

где векторный магнитный потенциал $\mathbf{A}$ линейного тока I определяли как суперпозицию векторных потенциалов $\mathbf{A}_i$, $i = 1, \dots, n$ элементарных токов, составляющих контур:

$$\mathbf{A} = \sum_{i=1}^n \mathbf{A}_i. \quad (3)$$

Векторный потенциал магнитного поля $\mathbf{A}_i$, созданный постоянным током I , протекающий по элементу линейного проводника длиной l_i определяется по формуле

$$\mathbf{A}_i = \frac{\mu_i \mu_0 I l_i}{4\pi R} e^{-\eta_{\text{эф}} R_i / 2}, \quad (4)$$

$$\eta_{\text{эф}} = \frac{1}{R_i} \sum_{j=1}^m \eta_j h_j$$

где R_i – расстояние от i -го элемента аппликатора до точки, в которой рассчитывается магнитное поле, μ_i – относительная магнитная проницаемость в этой точке, $\mu_0 = 4 \cdot 10^{-7}$ Гн/м – магнитная постоянная, множитель $e^{-\eta_{\text{эф}} R_i / 2}$ отвечает за поглощение в многослойной неоднородной среде, $\eta_{\text{эф}}$ – эффективный коэффициент поглощения энергии магнитного поля на пути от i -го сегмента аппликатора до точки в пространстве, $h_j, j = 1, \dots, m$ – толщина j -го слоя, $\eta_j, j = 1, \dots, m$ – коэффициент поглощения ЭМП в j -м слое [5].

Удельную поглощенную мощность (SAR) в ткани рассчитывали по формуле:

$$SAR = \frac{I \eta}{\rho}, \quad (5)$$

где $I = \frac{1}{2} \sqrt{\frac{\mu \mu_0}{\epsilon \epsilon_0}} H^2$ – плотность потока энергии магнитного поля, ρ – плотность ткани.

Для расчета тепловых процессов в тканях использовали уравнение нестационарной теплопроводности:

$$\nabla \cdot (k \nabla T) + Q = \rho C \frac{\partial T}{\partial t}, \quad (6)$$

где T – термодинамическая температура, k – коэффициент теплопроводности, ρ – плотность ткани, C – удельная теплоемкость, $Q = \rho \cdot SAR$ – интенсивность внутреннего тепловыделения в единице объема под действием электромагнитного облучения [6].

Рассматривали двухмерную задачу для среза, находящегося внутри ткани параллельно к плоскости аппликатора. Начальная температура опухоли и окружающих ее нормальных тканей принималась равной нормальной температуры тела 37 °С. Граничные условия определялись соотношением:

$$-k \frac{\partial T}{\partial \vec{n}} = \alpha (T - T_{\text{вн}}), \quad (7)$$

где $T_{\text{вн}}$ – температура окружающей нормальной ткани (37 °С), $\vec{n}$ – единичный вектор внешней нормали к границе исследованной области, α – коэффициент теплоотдачи.

Таблица 1. Параметры компьютерной модели.

Физический параметр	Значение
Магнитная проницаемость нормальной ткани, μ , отн.ед.	1
Магнитная проницаемость опухолевой ткани с МК, μ , отн.ед.	10
Коэффициент поглощения энергии ЭМП в нормальных тканях η , м ⁻¹	0,005
Коэффициент поглощения энергии ЭМП в опухолевых тканях с МК η , м ⁻¹	0,05
Плотность ρ , кг/м ³	1045,5
Коэффициент теплопроводности k , Вт/(м·К)	1,1
Удельная теплоемкость C , кДж/(кг·К)	3,8
Коэффициент теплоотдачи на границе области α , Вт/(м ² ·К)	20
Начальная температура T_0 , °С	37

При компьютерном расчете магнитного поля в опухоли предполагалась, что нормальная ткань располагалась на расстоянии 0,5 см от плоскости аппликатора. Размеры аппликатора – 3×5 см. Аппликатор был согнут (радиус изгиба 2,3 см) для лучшего фокусирования ЭМП и обеспечения его большей пространственной неоднородности.

Опухоль находилась внутри нормальной ткани и моделировалась шаром радиуса 1 см, центр которой находился на расстоянии 1,2 см от кожи. Физические характеристики в пределах каждого типа ткани считались однородными. Выходные параметры для компьютерных расчетов приведены в таблице 1.

На рис. 1 изображено расчетное распределение напряженности магнитного поля H на разных расстояниях от плоскости аппликатора для опухоли и окружающих ее нормальных тканей.

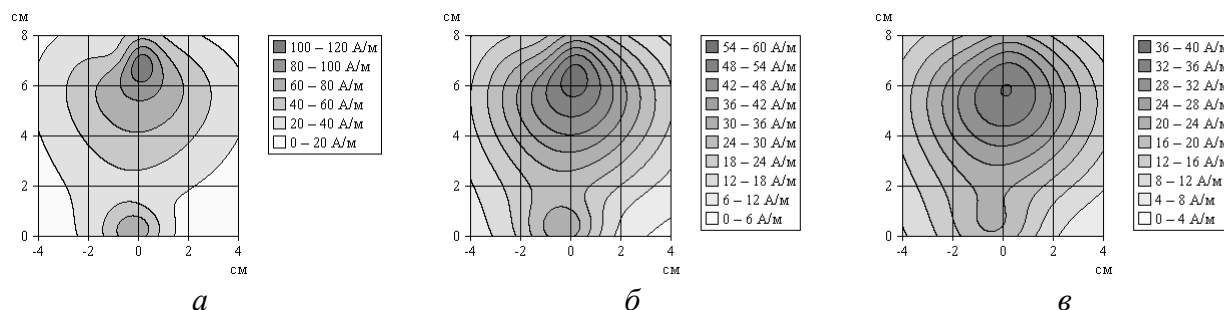


Рис. 1. Распределение напряженности магнитного поля H на расстоянии 1,1 см (а), 1,7 см (б) и 2,3 см (в) от аппликатора.

На рис. 2 изображено расчетное распределение температуры в опухоли и окружающих ее нормальных тканях в динамике через 10, 15 и 20 мин после начала облучения для среза на расстоянии 1,7 см от плоскости аппликатора, проходящего через центр опухоли.

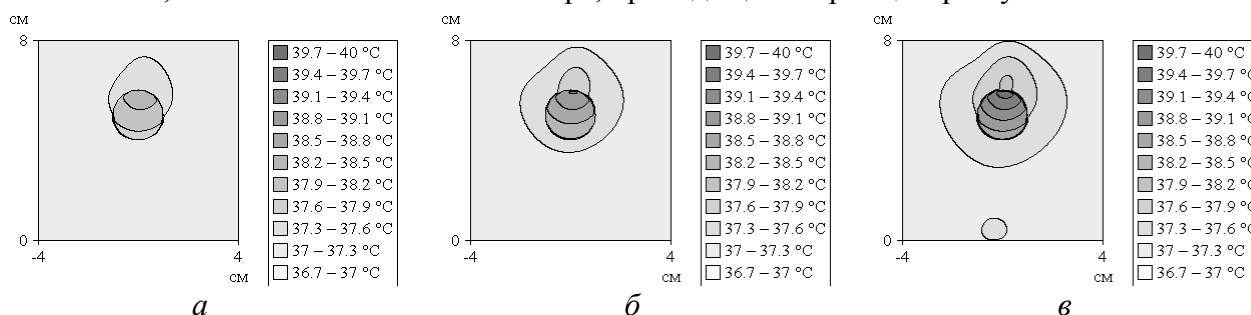


Рис. 2. Распределение температуры в опухоли и окружающих ее нормальных тканях через 10 мин (а), 15 мин (б) и 20 мин (в) после начала облучения для среза на расстоянии 1,7 см от плоскости аппликатора.

Анализируя приведенные данные, следует отметить, что с увеличением расстояния от аппликатора напряженность магнитного поля в опухоли закономерно уменьшается. При этом существенно изменяется и распределение изолиний магнитного поля в плоскости среза и происходит фокусировка магнитного поля в центральной зоне. С течением времени происходит неравномерный нагрев в зоне опухоли.

Таким образом, для повышения эффективности магнитной нанотерапии онкологических больных, необходимо проводить компьютерное планирование, учитывая распределение напряженности магнитного и температурного полей на основе предварительно полученного цифрового медицинского изображения зоны диагностического интереса.

1. Thiesen B, Jordan A. Clinical applications of magnetic nanoparticles for hyperthermia // Int. J. Hyperthermia. – 2008. – N 24. – P. 467–474.
2. Loyd D., Karlsson M., B.-E. Erlandsso et al. Computer analysis of hyperthermia treatment of the prostate // Advances in Engineering Software. Computer Simulations in Biomedicine. – 1997. – V. 28, N. 6. – P. 347–351.
3. Intracranial Thermotherapy using Magnetic Nanoparticles Combined with External Beam Radiotherapy: Results of a Feasibility Study on Patients with Glioblastoma Multiforme / K. Maier-Hauff, R. Rothe, R. Scholz et al. // J. Neur Oncol. – 2006. – V. 81, N 1. – P. 53–60.

4. Орел В.Э., Щепотин И.Б., Смоланка И.И. и др. Радиочастотная гипертермия злокачественных новообразований, нанотехнологии и динамический хаос. – Тернополь: ТПМУ, Укрмедкнига, 2012. – 448 с.
5. Никольский В.В., Никольская Т.И. Электродинамика и распространение радиоволн / Изд. 3-е, перераб. и доп. Учебник для студентов радиотехнических специальностей вузов. – М.: Наука, 1989. 424 с.
6. Патанкар С. Численные методы решения задач теплообмена и динамики жидкости. – М.: Энергоатомиздат, 1984. – 152 с.

STUDY OF THE BIOMOLECULAR STRUCTURE IN WATER BY MOLECULAR SIMULATION

N. Atamas

*Department of Physics, Kiev Taras Shevchenko University
6 Glushkov prospect, Kiev, Ukraine, 040127; atamasphys@mail.univ.kiev.ua*

Alcohols are the amphiphile-like molecules capable of hydrogen bounding. The amphiphilic character of alcohols as solutes has been observed to affect both the structure of the surrounding water and to promote their aggregation in aqueous. As prototype hydrogen-bonding molecules, water and alcohols (ethanol and propanol) both hold special status. The molecular dynamics (MD) and Monte Carlo (MC) simulations have been used as methodologies to obtain information about the behaviour of molecular liquids.

The physical properties of the aqueous solution of alcohol are characterized by nonlinear concentration dependence, first of all in the environment of small concentrations. Experimental studies [1-4] showed existence of the anomalous thermodynamic properties of the aqueous solutions of alcohols in the dependence on the temperature and concentrations of the introduced substance. X-ray diffraction experiment [4] showed existences of heterogeneous structure in the environments of the anomalous behavior of the thermodynamic parameters of liquid. But neutron scattering experiment does not give the possibility to find out accurately at atomic level which interaction lead to the appearance of these anomalies. The study of the hydration processes in the solutions is related to the studies of structure, macroscopic behavior and thermodynamic properties of solutions. Therefore there is important to investigate at the molecular level and to determine the dependence between the structure and the thermodynamic properties of the aqueous solutions of alcohols at different fractions of alcohol in the water using Monte Carlo method.

Monte Carlo has been performed for the aqueous solution of ethanol at different concentrations for determining the concentration regions, where of the local structure of the solution occurs. From the analysis of interaction energies, radial distribution functions, and the numbers of nearest neighbours it is found out that at the concentrations lower than 0.04 the alcohol molecules does not influence the properties of water in water-alcohol solution. It was figured out the region of concentrations where alcohol micelles are formed. The role of fluctuations in forming clusters of alcohol molecules at concentration (0.18-0.22) and rebuilding ethanol clusters to micelles from ethanol molecules in the concentration range $\sim(0,3\div0,38)$.

1. Fioretto D., Marini A.. Dielectric Relaxation in water-tert-butanol mixtures. The water rich region / D. Fioretto, A. Marini // J.Chem.Phys. —1993., —V.99, № 15. — P. 8115–8119.
2. D'Arrigo G., Paparelli A. Sound propagation in water-ethanol mixtures at low temperatures / G D'Arrigo, A. Paparelli // J.Chem.Phys. —1988. — V.88, № 12. — P. 7687–7697.
3. Venables D.S. Spectroscopy and dynamics of mixtures of water with acetone and methanol / D.S. Venables // Journal of Chemical Physics. —2000. — V.113, № 24. — P. 11222–11236.
4. Takamuku T., Saiso K. X-ray diffraction studies on methanol, ethanol-water and 2-propanol – water mixtures at low temperatures / T.Takamuku, K.Saiso // J.Mol.Liquids. — 2005. — V.119. —P. 133–146.

DOSE ESTIMATION FROM DIFFERENT IMAGE-GUIDED RADIOTHERAPY TECHNIQUES

D.S. Sinchuk, S.P. Radchenko, M.V. Kononov

*Taras Shevchenko National University of Kyiv, Medical Radiophysics Department
4G, Acad. Glushkov Ave., Kyiv, Ukraine, 03127;
+(38) (044) 526-10-73; sinchukds@gmail.com*

Abstract. Effective dose estimations from different image-guided radiotherapy modalities based on standard radiotherapy techniques and an average patient size are derived in this work. Also the way to evaluate the added risk from imaging exposures during radiotherapy is submitted.

Key words: Effective dose, radiotherapy, image-guidance.

Introduction. Nowadays focus in positioning during radiation therapy (RT) is shifted from the precise patient positioning, utilizing various immobilizing devices and poor image guidance, to the accurate target position determination, using different sophisticated image-guided radiotherapy (IGRT) techniques. Widely varied in modality and method, all radiographic guidance techniques have one thing in common—they can give a significant radiation dose to the patient. The general approach to all medical uses of ionizing radiation is that this exposure should be carefully managed. The philosophy for dose management adopted by diagnostic imaging community is summarized by the acronym ALARA, i.e., as low as reasonably practicable [1]. But unlike the general situation with diagnostic imaging and image-guided surgery, IGRT adds the imaging dose to the already high level of therapeutic radiation. There is a furthermore interplay between the increased imaging and improved therapeutic dose conformity that suggests the possibility of optimizing rather than simply minimizing the imaging dose. For this reason, the estimation of imaging dose during radiotherapy differs from its estimation during routine diagnostic or image-guided surgical procedures.

Conversion of imaging dose to effective dose. The only dose quantity that allows any intercomparison of stochastic risk between the different imaging scenarios described in this paper is effective dose, which combines the quality and distribution of radiation throughout the body with its effect on a number of specific organs. It is distinguished from equivalent dose, which is a local measure of biological effect obtained by multiplying local absorbed dose at a point in a specific organ by a biological weighting factor. Effective dose is computed by weighting the equivalent dose values for various organs by the organ weighting factors and then it is summed over the exposed volume to obtain an equivalent whole-body dose. It is therefore actually an expression of integral dose rather than local dose deposition. The precise effective dose depends on the imaging modality, the energy of radiation, the age and sex of the patient, and anatomical particulars of the exam. The effective dose is obtained from the absorbed dose D (mGy) via a semiempirical conversion factor F (mSv per mGy) such as $E = D \cdot F[\text{mSv} / \text{mGy}]$ [2]. It can be expressed in terms of dose-to-air (i.e., absorbed dose measured with an ionization chamber in a phantom, with scatter included) or dose-free-in-air (i.e., dose-to-air without a phantom and thus with no scatter). This distinction is important when analyzing CT doses.

Conversion factors and effective doses for different IGRT modalities. *Kilovoltage (kV) Planar imaging.* The effective dose for planar projection radiography is mostly obtained directly from the dose-area product (entrance skin dose in mGy to the exposed area). Le Heron [3] computed a table of conversion factors for AP and lateral radiographs of different anatomical sites as a function of x-ray energy spectrum, organized by tube voltage and filtration thickness. A subset of these conversion factors is presented in Table 1.

Table 1. Conversion coefficients to give effective dose (mSv) from dose-area product of entrance skin dose (mGy cm²) for AP and lateral projections. The total filtration is in millimeters of aluminum. All conversion coefficients are mSv/mGy cm² × 10⁻⁵.

kVp	Filter (mm Al)	AP (10^{-5})					Lateral (10^{-5})		
		Head	Chest	Lumbar Spine	Abdomen	Pelvis	Head	Chest	Lumbar Spine
80	2	3,0	21,5	18,9	16,8	20,0	2,9	8,3	8,1
	4	4,1	26,9	24,9	22,2	25,2	4,0	10,9	11,0
100	2	4,1	25,5	24,0	21,5	24,3	3,9	10,6	11,0
	4	5,3	31,0	30,2	27,2	29,6	5	13,3	14,2
120	2	4,9	28,9	28,0	25,2	27,7	4,7	12,5	13,5
	4	6,1	33,9	33,8	30,5	32,6	5,8	15,0	16,7

The effective dose can also be obtained from entrance surface dose. As an example, we calculate the conversion factor from entrance dose (mGy) to effective dose (mSv) for AP projections of the chest using a circularly collimated field 30 cm in diameter at the patient. For 100 kVp and 2 mm filtration, we multiply $25,5 \times 10^{-5}$ mSv/mGy cm^2 by the 706,5 cm^2 area of the exposed surface of the patient to get the conversion coefficient of 0,18 mSv/mGy.

kV Fan-beam CT. CT's biological impact on individual organs differs significantly from the dose from planar imaging, because CT, unlike planar radiography, delivers a uniform amount of radiation throughout the imaged volume. Furthermore, the internal dose from CT is orders of magnitude higher than for planar radiography. Therefore to make a meaningful comparison between planar and CT dose, one must convert CTDI_{air} to effective dose. This conversion must account for variations in biological effect to different organs and additional factors to accommodate scan length, beam quality, etc. All of these effects are combined into a conversion factor F (mSv/mGy) to give an effective dose for comparison to other radiographic procedures: $E = \text{CTDI}_{\text{air}} \cdot F [\text{mSv} / \text{mGy}]$.

A detailed evaluation of the overall conversion factor F depends on the scan length and is therefore developed by summing contributions along the length of the scan using a factor $f(z)$ per 1 cm of slice thickness. Table 2 summarizes typical doses in air, effective dose conversion factors, and effective doses for several exam types [4].

Table 2. Typical values of the conversion factor F from CTDI_{air} (in mGy) to effective dose E (in mSv) for adult patients for recent routine CT exams.

Examination	Scan Length (cm)	Pitch	Factor F	CTDI_{air} (mGy)	E (mSv)
Head	12,0	1,0	0,023	81	1,9
C-spine	18,0	1,2	0,044	55	2,4
Chest	27,0	1,3	0,136	47	6,4
Abdomen	42,0	1,3	0,239	54	12,9
L-spine	6,0	1,1	0,029	100	2,9
Pelvis (male)	24,0	1,2	0,137	60	8,2

kV Cone-beam CT. Endo *et al.* [5] made dosimetry measurements for a kilovoltage cone-beam CT system that utilized a 45 cm $\times$ 60 cm fluorescent screen coupled to a large aperture aspherical lens and a charge coupled device video camera. The imaging plane was so oriented that its long axis was parallel to the patient's cranial/caudal axis. They measured mean and maximum entrance skin dose as well as organ dose, from which they calculated effective doses for a head and a chest exam. The results are summarized in Table 3. The effective dose conversion factor (effective dose divided by mean skin dose, divided by detector area) of 6×10^{-5} mSv/mGy cm^2 for cone-beam head exams is about 25% greater than the factor for planar diagnostic head exams (Table 1). The cone-beam conversion factor for a chest exam is about 25% less than for planar diagnostic imaging. When compared to fan-beam CT, the cone-beam conversion factor is about the same for the chest and about 40% higher for the head, when corrected for scan length and axial pitch.

The measurements by Islam *et al.* [6] for the Elekta kV cone-beam system are also given in Table 3. Note that as the detector's longitudinal dimension is less than the system measured by Endo [5] the dose linear product (DLP) and consequently the effective dose are less as well.

Table 3. Dose from kV cone-beam CT and Elekta XVI kV cone-beam CT.

Parameter	kV cone beam CT		Elekta XVI kV cone-beam CT	
	Head	Chest	Head	Chest
Maximum skin dose (mGy)	100,5	85,1	-	-
Mean skin dose (mGy)	68,5	57,0	30	23
Mean dose at center (mGy)	-	-	29	16
Effective dose (mSv)	10,9	24,6	3,0	8,1
Conversion Factor (mSv/mGy cm ²)	6·10 ⁻⁵	16·10 ⁻⁵	6·10 ⁻⁵	16·10 ⁻⁵

Portal imaging. The dose from portal imaging contributes direct dose to the target volume and concomitant exposure elsewhere, with an additional component of direct dose outside the target cross section due to the uncollimated/unblocked field of exposure. The direct target dose should be included in the planned therapeutic dose. Waddington and MacKenzie [7] made an approximate conversion of portal imaging dose to effective dose for various treatment sites. This evaluation is based on the anatomy of an adult of average height and weight. Effective dose will vary from patient to patient because it is calculated from the distribution of radiation among organs of variable risk, but the average scenario presented here should suffice for a factor of 2 level of accuracy. Table 4 summarizes the results of Waddington and MacKenzie for a 6 MV extended field (18 cm×15,6 cm) at an SSD=88 cm.

Table 4. Effective dose *E* from 6 MV portal images 18 cm×15,6 cm taken at SSD=88 cm.

Port View	Gender	Effective Dose <i>E</i> (mSv/MU)
AP pelvis	Male	0,34
	Female	0,52
Lateral pelvis	Male	0,32
	Female	0,7
AP chest	Male	1,74
	Female	1,8
Lateral chest	Male	2,56
	Female	2,23
Lateral neck	N/A	0,12

MV cone-beam imaging. MV radiation has a relatively small attenuation gradient through the anatomy, in contrast to the steep gradient for diagnostic energy radiation. Therefore it can be assumed that, to the first approximation, the effective dose for MV cone-beam imaging can be estimated by summing the individual doses from each gantry angle using for each projection the portal imaging conversion factor of Table 4 for the examination site. The summation should be an AP/lateral average weighted by the angular position of each image acquisition, because of the difference between AP and lateral doses.

Examples of cumulative imaging dose and stochastic risk. The most recent ICRP coefficient to estimate the lifetime probability of the induced fatal cancer from a single radiographic exposure is $5,5 \times 10^{-5}$ per mSv of effective dose. For image-guided radiotherapy the estimate is overly simplistic, as it neglects details such as the time period over which the dose is delivered, as well as the age and sex of the patient. But it provides a starting point to evaluate the added risk from imaging exposures during radiotherapy. We use this simple estimate in the following examples of image-guided radiotherapy scenarios.

Consider a prostate treatment routine that involves a conventional fan-beam CT for planning (60 mGy, 8,2 mSv, from Table 2) followed by 30 daily portal image pairs at 2 MU each (30×1,32 mSv, from Table 4). This delivers a total effective imaging dose of 47,8 mSv. Using the ICRP-coefficient there is an estimated probability of 0,2 % of radiation-induced cancer in the patient's lifetime.

Total effective imaging doses from different IGRT techniques and corresponding probabilities

of the induced fatal cancer are summarized in Table 5. In case of respiration correlated 4D CT, the dose in Table 5 is delivered during maintaining of a diagnostic data and it must be added to the dose from chosen imaging modality instead of conventional CT dose (Table 2).

Table 5. Total effective imaging doses and estimated risks for different IGRT modalities in case of 30 daily exposures.

Organ	Portal imaging		MV CBCT		kV CBCT		in-room CT		4D CT	
	Total Dose, mSv	Risk, %	Total Dose, mSv	Risk, %	Total Dose, mSv	Risk, %	Total Dose, mSv	Risk, %	Total Dose, mSv	Risk, %
Chest	264,4	1,45	666,4	3,67	243	1,34	198,4	1,09	66,56	0,37
Pelvis	47,8	0,26	206,2	1,13			254,2	1,398		

Conclusions. Based on standard radiotherapy techniques and an average patient size, the table of total effective doses from different IGRT modalities is produced (Table 5). It is difficult to know how to evaluate added cancer risk in patients that already have cancer, it remains true that some of the added risk is negotiable, in the sense that added imaging can improve the therapeutic ratio for the primary disease, but the simplistic way for estimating the lifetime probability of inducing a fatal cancer is proposed. It was found that the most dose burden technique is MV CBCT of the chest, it resulted in 3,67 % risk for 30 daily patient/target positioning checks. Other techniques resulted in lesser than 1,5 % probability of radiation induced cancer for the same checks frequency.

The clinicians should not be held to strictly defined limits on radiographic exposure to patients but should be aware that, when their exams significantly exceed a typical or reference dose level as represented by an agreed upon “reference value” for that category of exam, the clinician should take steps to reduce the exposure levels.

1. Free content <http://en.wikipedia.org/wiki/ALARA>
2. МКРЗ-103, Рекомендации 2007 года Международной Комиссии по Радиационной защите, М.: Алана, 2009. – 344 с.
3. J. C. Le Heron, Estimation of effective dose to the patient during medical x-ray examinations from measurements of the dose-area product // Phys. Med. Biol. – 1992. №37. – P. 2117–2126.
4. Martin J. Murphy et al., The management of imaging dose during image-guided radiotherapy: Report of the AAPM Task Group 75 // Med. Phys. – 2007. № 34(10). P. 4041 – 4063.
5. M. Endo et al., Image characteristics and effective dose estimation of a cone-beam CT using a video-fluoroscopic system // IEEE Trans. Nucl. Sci. – 1999. №46. P. 686–690.
6. M. K. Islam et al., Patient dose from kilovoltage cone beam computed tomography imaging in radiation therapy // Med. Phys. – 2006. №33. – P. 1573–1582.
7. S. P. Waddington and A. L. McKensie, Assessment of effective dose from concomitant exposures required in verification of the target volume in radiotherapy // Br. J. Radiol. – 2004 №77. – P. 557–561.

ПРОТЕКТОРНА ДІЯ МЕЛАНІНУ ПРИ ПЕРОКСИД-ІНДУКОВАНОМУ УШКОДЖЕННІ ТИМОЦИТІВ ЗА УМОВ ВПЛИВУ ЕЛЕКТРОМАГНІТНОГО ПОЛЯ НАДНИЗЬКОЇ ЧАСТОТИ

В.М. Собко, В.С. Мартинюк*, Т.В. Берегова

Київський національний університет імені Тараса Шевченка, ННЦ «Інститут біології»
*проспект Глушкова 2, м. Київ, Україна, 03022;
+38(044) 522-17-95; mavispublisher@gmail.com

Анотація. Встановлено, що в умовах пероксид-індукованого пошкодження клітин тимоцитів вплив електромагнітного поля наднизької частоти на суспензію тимоцитів призводить до збільшення загальної кількості апоптуючих клітин в основному за рахунок клітин з конденсованим хроматином.

При наявності меланіну кількість клітин, що гинуть шляхом апоптозу, достовірно зменшується, але вплив електромагнітного поля модифікує протекторну активність цієї речовини.

Аннотация. Установлено, что в условиях пероксид-индуцированного повреждения клеток воздействие электромагнитного поля крайне низкой частоты на суспензию тимоцитов приводит к увеличению общего количества апоптических клеток в основном за счет клеток с конденсированным хроматином. При наличии меланина количество клеток, погибающих путем апоптоза, достоверно уменьшается, но влияние электромагнитного поля модифицирует протекторную активность этого вещества.

Abstract. It was found that the exposure of the suspension of thymocytes to electromagnetic fields of low frequencies combined with the action of hydrogen peroxide led to the increased number of apoptic cells mainly due to cells with condensed chromatin. In the presence of melanin cells apoptosis was significantly decreased, but the influence of the electromagnetic field modifies the protective activity of this substance.

Ключові слова: апоптоз, електромагнітне поле наднизької частоти, меланін, конденсований хроматин, фрагментоване ядро, апоптичні тільця, пероксид водню.

Ключевые слова: апоптоз, электромагнитное поле крайне низкой частоты, меланин, конденсированный хроматин, фрагментированное ядро, апоптические тельца, пероксид водорода.

Key words: apoptosis, electromagnetic fields of low frequencies, melanin, condensed chromatin, nucleus fragmentation, apoptic bodies, hydrogen peroxide.

Вступ. Меланін, який синтезується багатьма клітинами, виконує різноманітні фізіологічні функції. Він є важливим фотопротекторним фактором, що поглинає ультрафіолетове випромінювання. Ця речовина також демонструє антиоксидантні [1,2], імуномодуючі [3,4], антиканцерогенні [3,5] та стрес-протекторні [6,7] властивості, що дозволяє використовувати його в сучасній медицині [8].

Електромагнітний фон природного та техногенного походження в діапазоні наднизьких частот є важливим фактором навколишнього середовища. З іншого боку електромагнітні поля достатньо широко використовуються в медичній практиці для терапевтичних і діагностичних цілей. Водночас з цим відомо, що електромагнітні хвилі здатні викликати різноманітні біологічні ефекти [9], серед яких окремий інтерес викликає їх можливий вплив на запрограмовану загибель клітин [10,11]. Дослідження комбінованих впливів низькочастотного електромагнітного випромінювання в поєднанні з різними хімічними факторами, зокрема такими, як меланін або пероксид водню, представляють значний інтерес, тому що в реальних умовах в навколишньому середовищі живі організми піддаються декілька впливам одночасно. У зв'язку з цим метою роботи було дослідити рівень життєздатності, ранні морфологічні зміни структури хроматину тимоцитів та оцінити рівень фрагментації ДНК при дії меланіну, пероксиду водню та змінного електромагнітного поля наднизької частоти (ЕМП ННЧ) при різному комбінуванні впливів і при різних експозиціях.

Матеріали та методи. Моделлю для дослідження впливу ЕМП ННЧ на процеси, спричинені дією меланіну, як протектора, та пероксиду водню, як пошкоджуючого фактора, було обрано суспензію ізольованих тимоцитів.

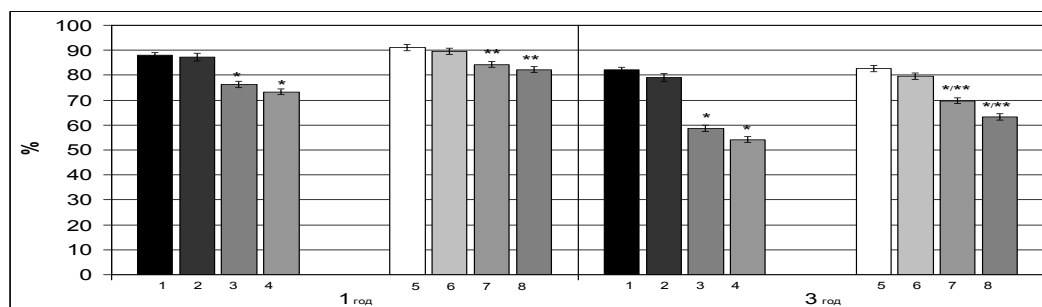
Інкубацію тимоцитів ($2-4 \times 10^6$ кл/мл) здійснювали у водному термостаті при 37°C в стаціонарному середовищі RPMI-1640. Інкубація проводилася протягом 3 годин.

Клітини у вигляді суспензії піддавали дії досліджуваних чинників – пероксиду водню, меланіну, ЕМП ННЧ та їх комбінації. Після одно- або трьохгодинної експозиції спостерігали морфологічні зміни, виявлені методом подвійного прижиттєвого фарбування клітин за допомогою флуоресцентних барвників (Hoechst-33258, пропідіум йодид) [12,13].

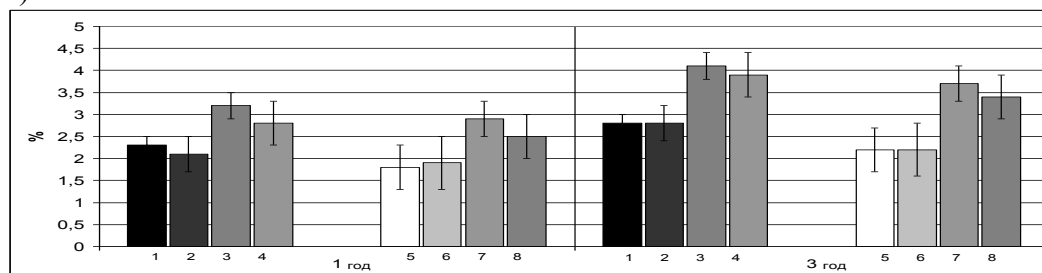
Окисний стрес є одним з типових механізмів пошкодження клітин шляхом індукції некрозу та апоптозу. В нашому експерименті в ролі фактору окисного стресу виступав пероксид водню в кінцевій концентрації $0,1\text{мМ}$ [14]. Меланін використовували в якості антиоксиданту в розрахунку 5 мкг на 1 мл клітинної суспензії. [15,16,]. Препарат меланіну (поліфенолкарбоксильний комплекс Антарктичних чорних дріжджів «*Nadsoniella nigra*») вироблено компанією «Чага» (Україна) з дріжджів *Nadsoniella nigra* штам X-1.

Клітинні суспензії піддавали впливу ЕМП ННЧ, яке створювали за допомогою кільця Гельмгольца. Імпульси були прямокутної форми та різної полярності. Частота магнітного 8 Гц і індукція 25 мкТл поля вибрані на основі її біологічної і екологічної значущості [9,17]. Вектор індукції створюваного магнітного поля був паралельним вектору геомагнітного поля. Досліджувані зразки були поміщені в кільця Гельмгольца.

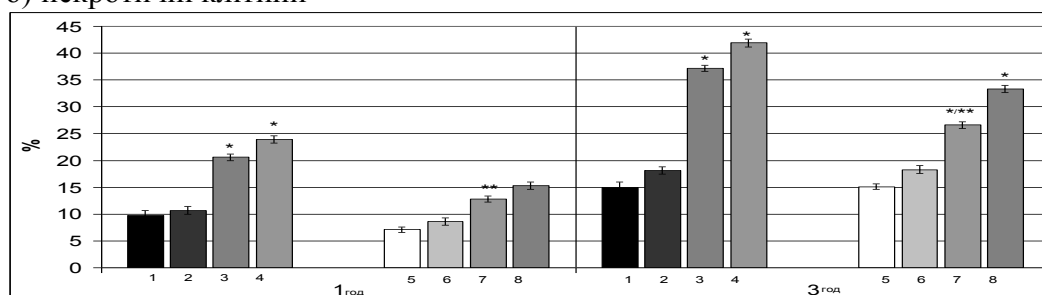
Результати та їх обговорення. В результаті проведення серії експериментів некротичні і апоптичні клітини було розділено та класифіковано за морфологічними ознаками в результаті прижиттєвого фарбування клітин із застосуванням двох флуорисцентних барвників [10,12,13].



а) живі клітини



б) некротичні клітини



в) апоптичні клітини

Рис.1. Життєздатність клітин. 1) контроль; 2) ЕМП ННЧ; 3) H_2O_2 ; 4) ЕМП ННЧ+ H_2O_2 ; 5) меланін; 6) меланін+ЕМП ННЧ; 7) меланін+ H_2O_2 ; 8) меланін+ЕМП ННЧ+ H_2O_2 . Примітка: * - $p < 0,05$ відносно контролю; ** - $p < 0,05$ відносно перекисного пошкодження; $n = 6$.

Дані, наведені на рис.1а, свідчать, що в обох експозиціях при впливі ЕМП ННЧ кількість життєздатних клітин достовірно не змінюється. При впливі H_2O_2 кількість життєздатних клітин зменшується на 11,8% ($p < 0.05$) та 23,5% ($p < 0.05$) відповідно у порівнянні з контролем, а при комбінованому впливі з ЕМП ННЧ кількість життєздатних клітин зменшується відповідно на 14,7% ($p < 0.05$) та 28% ($p < 0.05$) у порівнянні з контролем. При годинній експозиції меланіну з H_2O_2 кількість життєздатних клітин зростає на 8,1% ($p < 0.05$) у порівнянні з впливом лише H_2O_2 , а при комбінованому впливі меланіну з H_2O_2 та ЕМП ННЧ їхня кількість зростає на 8,9% ($p < 0.05$) у порівнянні з впливом лише H_2O_2 та ЕМП ННЧ. При трьохгодинній експозиції меланіну з H_2O_2 кількість життєздатних клітин зростає на 11% ($p < 0.05$) у порівнянні з впливом лише H_2O_2 , а при комбінованій дії меланіну з H_2O_2 та ЕМП ННЧ їхня кількість зростає на 9,1% ($p < 0.05$) у порівнянні з впливом лише H_2O_2 та ЕМП ННЧ. Кількість некротичних клітин відносно контролю достовірно не змінюється (рис.1б).

Як видно з даних, представлених на рис.1в, при впливі H_2O_2 та комбінованому впливі H_2O_2 й ЕМП ННЧ кількість апоптичних клітин збільшується на 10,9% ($p<0.05$) та 14,2% ($p<0.05$) відповідно після годинної експозиції у порівнянні з контролем та на 22,2% ($p<0.05$) і 26,9% ($p<0.05$) відповідно після трьохгодинної експозиції у порівнянні з контролем, що може

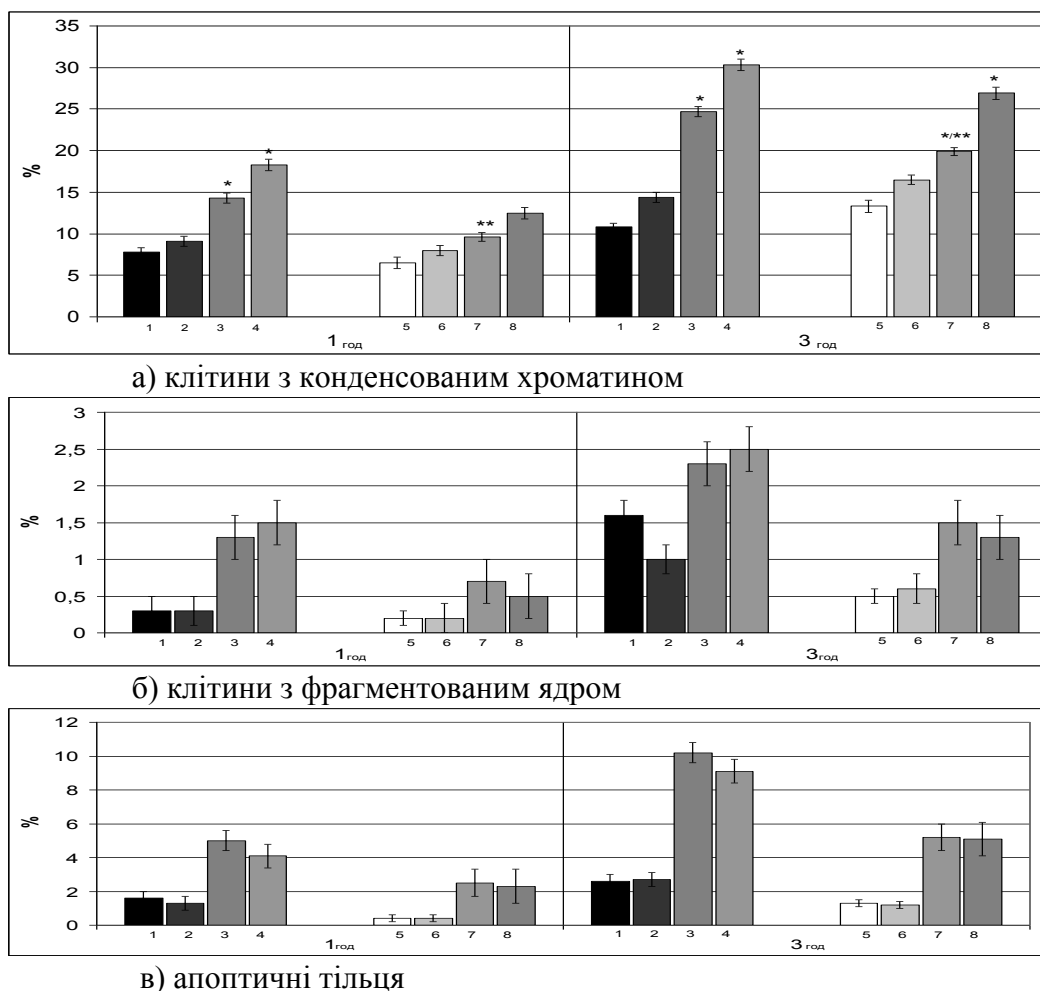


Рис.2. Апоптичні клітини у відсотках від загальної кількості клітин. 1) контроль; 2) ЕМП ННЧ; 3) H_2O_2 ; 4) ЕМП ННЧ+ H_2O_2 ; 5) меланін; 6) меланін+ЕМП ННЧ; 7) меланін+ H_2O_2 ; 8) меланін+ЕМП ННЧ+ H_2O_2 . Примітка: * - $p < 0,05$ відносно контролю; ** - $p < 0,05$ відносно перекисного пошкодження; $n = 6$.

вказувати на важливу роль ЕМП ННЧ в ініціації каскадів захисних механізмів клітини, а також на зміну інших фізіологічних функцій, що спричинюється ЕМП ННЧ саме у відповідь на пошкоджуючі фактори. При наявності меланіну у суспензії кількість апоптичних клітин значно знижується. Так, після годинної експозиції при впливі меланіну з H_2O_2 кількість апоптичних клітин зменшується на 7,8% ($p<0.05$) у порівнянні з впливом лише H_2O_2 , а при комбінованому впливі меланіну з H_2O_2 та ЕМП ННЧ їхня кількість зменшується на 8,6% ($p<0.05$) у порівнянні з впливом лише H_2O_2 та ЕМП ННЧ. Після трьохгодинної експозиції спостерігаються більш виражені аналогічні зміни.

Основною морфологічною ознакою апоптозу тимоцитів, спричиненого дією H_2O_2 у відповідній концентрації, є збільшення кількості клітин із конденсованим хроматином [10]. Аналогічну картину ми спостерігали і в нашому експерименті, коли кількість апоптичних клітин збільшується в основному за рахунок клітин з конденсованим хроматином (рис. 2а).

При впливі H_2O_2 та комбінованому впливі H_2O_2 й ЕМП ННЧ кількість апоптичних клітин з конденсованим хроматином збільшується на 6,5% ($p<0,05$) та 10,5% ($p<0,05$) відповідно після годинної експозиції у порівнянні з контролем та на 13,9% ($p<0,05$) і 19,5% ($p<0,05$) відповідно після трьохгодинної експозиції у порівнянні з контролем. При

комбінованому впливі меланіну з H_2O_2 та ЕМП ННЧ їхня кількість зменшується на 5,8% ($p < 0,05$) після трьохгодинної експозиції у порівнянні з впливом лише H_2O_2 та ЕМП ННЧ.

Кількість апоптичних клітин з фрагментованим ядром та апоптичними тільцями відносно контролю достовірно не змінюється (рис.2б,в).

З отриманих результатів можна зробити висновок, що вплив ЕМП ННЧ в певній мірі активує запуск механізмів апоптозу, оскільки після трьохгодинної експозиції тимоцитів при комбінованому впливі H_2O_2 і ЕМП ННЧ кількість апоптичних клітин достовірно збільшується на 5% ($p < 0,05$) порівняно з кількістю апоптичних клітин після трьохгодинної експозиції тимоцитів при впливі тільки H_2O_2 . Як і передбачалося, меланін здійснює антиоксидантний вплив на клітини тимоцитів, підвищуючи їхню життєздатність та знижуючи кількість ушкоджених клітин. Але, як свідчать результати, в умовах впливу ЕМП ННЧ захисний ефект меланіну не проявляється в повній мірі. У зв'язку з цим можна припустити, що механізми дії електромагнітного поля наднизьких частот можуть бути пов'язані не тільки з їх впливом на процеси вільнорадикального пошкодження, що гальмуються меланіном, як потужним антиоксидантом. Інші механізми можуть пов'язані з іншими фізико-хімічними явищами, наприклад, такими, як зміни гідрофільно-гідрофобного балансу і розчинності речовин в колоїдних системах [18], а також зміни спорідненості білків і нуклеїнових кислот до іонів Ca^{2+} і Mg^{2+} [19], що у свою чергу може спричиняти активацію альтернативних шляхів апоптозу. Отримані дані мають братися до уваги при використанні меланіну у якості харчових добавок і медичних препаратів, а також при умовах комбінованого використання меланіну і електромагнітних полів як терапевтичних агентів.

Висновки: При дії пероксиду водню спостерігається збільшення кількості апоптуючих клітин у порівнянні з контролем, а при комбінованому впливі з ЕМП ННЧ цей ефект посилюється. Збільшення кількості апоптуючих клітин при впливі пероксиду водню та комбінованому впливі з ЕМП ННЧ відбувається в основному за рахунок клітин з конденсованим хроматином, що, ймовірно, свідчить про посилення активації механізмів ініціації апоптозу при впливі ЕМП ННЧ в присутності пероксиду водню. По відношенню до пероксид-індукованого ушкодження тимоцитів меланін демонструє протекторну дію, яка проявляється не в повній мірі в умовах впливу ЕМП ННЧ.

1. Brenner M. Hearling V.G. The protective role of melanin against UV damage in human skin // Photochem Photobiol. – 2008. – Vol. 84(3). – P. 539-549.
2. Goding CR. Melanocytes: the new Black // Int J Biochem Cell Biol. – 2007. – Vol.39. – P.275-279.
3. Kripke ML. Skin cancer, photoimmunology, and urocanic acid // Photodermatology. – 1984. – Vol.1. – P.161-163.
4. Lin J, Fisher D. Melanocyte biology and skin pigmentation // Nature. – 2007.–Vol.445.– P.843-850.
5. Mackintosh JA. The antimicrobial properties of melanocytes, melanosomes and melanin and the evolution of black skin // J Theor Biol. – 2001. – Vol.211. – P.101-113.
6. Gibbs S, Murli S, De Boer G, Mulder A, Mommaas AM, Ponc M. Melanosome capping of keratinocytes in pigmented reconstructed epidermis—effect of ultraviolet radiation and 3-isobutyl-1-methyl-xanthine on melanogenesis // Pigment Cell Res. – 2000. – Vol.13. – P.458-466.
7. Steinert PM. The complexity and redundancy of epithelial barrier function // J Cell Biol. – 2000. – Vol.151. – P.5-8.
8. Chen T.C. Chimeh F. Holick MF. Factors that influence the cutaneous synthesis and dietary sources of vitamin D // Arch Biochem Biophys. – 2007. – Vol. 460. – P. 213-217.
9. Мартынюк В.С., Темурьянц Н.А., Владимирский Б.М. У природы нет плохой погоды: космическая погода в нашей жизни. - Киев: Издатель В.С. Мартынюк, 2008. - 179 с.
10. Гринюк І.І., Корнійчук Г.М., Капралов О.О. Матишевська О.П. Зміни структурного стану хроматину в тимоцитах на ранньому етапі апоптозу за індукції пероксидом водню і радіацією // Укр. біохім. журн. – 2004. – том 76, №5. – С. 90-95.
11. Коваль Т.В., Назарова О.О., Матишевська О.П. Зміна вмісту глутатіону в тимоцитах щурів за індукції апоптозу під впливом H_2O_2 або радіації // Укр. біохім. журн. – 2008. – том 80, №2. – С. 114-119.

12. Hawley R., Hawley T. Flow Cytometry Protocols // Methods in Molecular Biology - 2004. - Vol. 263. - P. 34-37.
13. Schlegel K., Füllekrug M. Weltweite Ortung von Blitzen: 50 Jahre Schumann-Resonanzen // Physik in unserer Zeit – 2002. Vol. 33, №6. - P. 256-261.
14. Рязанцева Н.В., Новицкий В.В., Часовских Н.Ю., Кайгородова Е.В., Старикова Е.Г., Стариков Ю.В., Радзивил Т.Т., Роль редокс-зависимых сигнальных систем в регуляции апоптоза при окислительном стрессе // Цитология – 2009. - том 51, №4. – С. 329-334.
15. Савицький Я.М., Кімакович В.Й., Федевич Ю.М. Вплив меланіну на цитопротекторні процеси у слизовій оболонці шлунка. // Експериментальна та клінічна фізіологія і біохімія. — 2001, №1. — С. 29-30.
16. Чижанська Н.В., Цирюк О.І., Берегова Т.В. Рівень кортизолу в крові щурів до та після стресу на фоні дії меланіну // Вісник проблем біології і медицини. - 2007. - Вип.1. - С. 40-44.
17. Пресман А. С. Электромагнитные поля и живая природа. – М.: Наука, 1968. – 288 с.
18. Miyakoshi J. Effects of static magnetic fields at cellular level // Prog Biophys Mol Biol. – 2005. – Vol. 87. – P.213-223.
19. Panagopoulos DJ, Karabarbounis A, Margaritis LH. Mechanism for action of electromagnetic fields on cells // Biochem Biophys Res Commun. – 2002. – Vol.298. – P.95-102.

ИЗМЕНЕНИЯ СТЕПЕНИ ОКИСЛЕНИЯ АКТОМИОЗИНА СКЕЛЕТНЫХ МЫШЦ И ПОКАЗАТЕЛЕЙ ЛИПИДНОГО ОБМЕНА ПЛАЗМЫ КРОВИ КРЫС В УСЛОВИЯХ ХРОНИЧЕСКОЙ АЛКОГОЛИЗАЦИИ

Ю.В. Цейслер, О.Н. Подпалова, Н.Е. Нурищенко, Л.И. Пелюх, В.С. Мартынюк

*ОНЦ «Институт биологии», Киевский национальный университет имени Тараса Шевченко
ул. Владимирская, 64, г. Киев, Украина, 01601;
тел.: (044) 526-21-39; yuliya.tseysler@gmail.com, olgapodpalova@gmail.com*

Анотация: Оценивали уровень окисления актомиозина и показатели липидного обмена крыс при их 2-х-, 4-х- и 6-месячной алкоголизации. Количество карбонильных групп по мере алкоголизации возрастает. Содержание общих липидов увеличивается почти независимо от длительности приема этанола. Уровень продуктов ПОЛ плазмы крови показал, что содержание диеновых конъюгатов линейно снижается, а количество кетонов наоборот возрастает по мере алкоголизации.

Abstract. The level of actomyosin oxidation and lipid metabolism in rats with their 2, 4 and 6-month alcohol abuse was evaluated. Number of carbonyl groups in protein complex increases with the term of alcoholization. The lipid content rises almost regardless of ethanol receiving duration. The level of plasma lipid peroxidation products showed that the content of diene conjugates decreases linearly while the content of ketones conversely increases with the period of alcoholization.

Ключевые слова: алкоголизация, карбонильные группы, плазма крови, актомиозин, липидный обмен, продукты перекисного окисления липидов.

Key words: alcoholism, carbonyl group, blood plasma, actomyosin, lipid metabolism, lipid peroxidation.

Алкоголизм признан мировой общественностью в качестве медико-социальной проблемы, которая требует особого подхода в силу своей специфичности и комплексности поражения организма. Заболевание отличается нарастающей симптоматикой психических нарушений и специфических алкогольных поражений внутренних органов. Патогенетические механизмы воздействия алкоголя на организм опосредованы несколькими типами действия этанола на живые ткани и организм человека в целом. При окислении алкоголя в организме образуется ряд токсичных продуктов, вызывающих развитие хронической интоксикации организма на разных уровнях организации. Алкоголизм как патология проходит несколько этапов развития, которые характеризуются постепенным накоплением токсинов и усугублением патологических состояний. В связи с этим особый интерес представляет изучение развития патологических процессов в организме по мере

хронизации алкоголизации. Поражение скелетных мышц встречается приблизительно у 60% алкоголиков и, таким образом, является даже более распространенной патологией, чем цирроз печени. Механизм влияния этанола и его метаболитов на мышцы комплексный, связанный в значительной степени с нарушением в системе про/антиоксидантов. Однако, изменения в сократительных белках под влиянием хронической алкоголизации не изучены. Итак, целью исследования было изучение степени окисления актомиозина скелетных мышц и показателей липидного обмена плазмы крови хронически алкоголизированных крыс для оценки деструктивных нарушений в организме.

Материалы и методы исследования. Исследование проводили на белых беспородных крысах-самцах массой тела 150-200 г. Алкоголизацию животных осуществляли по методике [1] в авторской модификации. Животных отбирали на основе их индивидуальной склонности к потреблению раствора этилового спирта, оценивая ежедневное потребление 5%-ного раствора алкоголя в течение двух недель. На основании наблюдений отбирали экспериментальную группу, которую составляли крысы, предпочитающие раствор алкоголя с первого дня тестирования в объеме от 15 мл. После тестирования для экспериментальных животных следующие две недели концентрацию этилового спирта постепенно повышали от 5 до 36% (с шагом в 10%) и в дальнейшем не меняли. Хроническую алкоголизацию животных осуществляли в течение 2, 4, и 6 месяцев.

Для каждой из экспериментальной группы была своя контрольная группа, состоящая из животных, которые демонстрировали полный отказ от потребления алкоголя и содержавшиеся в аналогичных условиях вивария в течение срока эксперимента.

Актомиозин для исследования выделяли из мышцы *plantaris* крыс по методике Перри, описанной в работе Тартаковського [2]. Определение концентрации актомиозина проводили по биуретовой реакции, которая наиболее оптимальна в данном диапазоне концентраций от 0,5 до 10 мг/мл [3]. Степень окисления белка оценивали по уровню карбонильных групп, который определяли по содержанию 2,4-динитрофенилгидразонов, образовавшихся при взаимодействии окисленных аминокислотных остатков с 2,4-динитрофенилгидразином. Оптическую плотность 2,4-динитрофенилгидразонов регистрировали на длине волны $\lambda=370$ нм [4] на спектрофотометре «СФ-26».

Для получения образцов плазмы гепаринизированную кровь центрифугировали на стандартной лабораторной центрифуге при 3000 об/мин в течение 5 мин. Плазму отделяли от эритроцитарной массы.

Определение концентрации липидов в плазме крови крыс осуществляли по общепринятой классической методике [5], которая заключалась в выпаривании 3 мл гексанового экстракта липидов и добавлении 5 мл 2%-ого раствора хромовой смеси с последующей инкубацией в течение 30 мин на кипящей водяной бане. К охлажденным образцам осторожно добавляли по 6 мл дистиллированной воды, вновь охлаждали и калориметрировали на КФК-2 при длине волны $\lambda=590$ нм. Стандартный раствор липидов (25 мг холестерина и 25 мг пальмитиновой кислоты в 50 мл гексана) ставили параллельно с опытными пробами.

Расчет концентрации липидов осуществляли по формуле:

$$C_{\text{л}} = (1 \text{ мг} \times D_{\text{обр}}) / (D_{\text{ст}} \times V), \text{ мг/мл},$$

где 1 мг - содержание липидов в 1 мл стандартного раствора; $D_{\text{обр}}$ - оптическая плотность исследуемого образца при $\lambda=590$ нм (е.о.п.); $D_{\text{ст}}$ - оптическая плотность стандартного раствора при $\lambda = 590$ нм (е.о.п.); V - объем гексанового экстракта (мл).

Определения продуктов ПОЛ осуществляли на основе классического метода Z. Placer [6] в авторской модификации. При этом отбирали 0.4 мл плазмы крови и добавляли 8 мл гексан-изопропанольной смеси (соотношение 1:1) при встряхивании с последующей инкубацией в течение 30 мин. После этого добавляли по 2 мл 0.1 Н НСl при интенсивном встряхивании с последующей 2-часовой инкубацией. После разделения реакционной смеси на две фракции из верхней фракции брали по 1 мл гексанового экстракта липидов и регистрировали спектр поглощения на BioSpik-mini (Shimadzu Corporation, Япония) в

диапазоне $\lambda=220-300$ нм. Уровень продуктов ПОЛ рассчитывали в условных единицах на 1 мг липидов гексановой экстракте по формуле:

$$\text{ПОЛ} = E / (1 \text{ мл} \times C_{\text{л}}), \text{ у.е. / мг},$$

где E - экстинция гексанового экстракта при $\lambda=233$ нм (для диеновых конъюгатов) и $\lambda=272$ нм (для кетонов), $C_{\text{л}}$ - концентрация липидов в гексановом экстракте, мг / мл.

Статистическую обработку результатов экспериментов проводили в программе Origin 8.0 (OriginLab Corporation, США) с использованием t-критерия Стьюдента ($p < 0.05$ считалось статистически достоверным).

Результаты и их обсуждение. Результаты по изучению содержания карбонильных групп актомиозина скелетных мышц свидетельствуют (рис. 1), что данный показатель повышается у животных во всех экспериментальных группах. Через два и четыре месяца регулярного употребления алкоголя рост количества карбонильных групп был на близком уровне и составлял 55.2% и 54.2% соответственно. Шестимесячная алкоголизация приводит к резкому увеличению данного показателя на 568.8 %. Данный факт свидетельствует об окислительном повреждении белковой молекулы, что наиболее сильно наблюдается после полугодовой хронической алкоголизации.

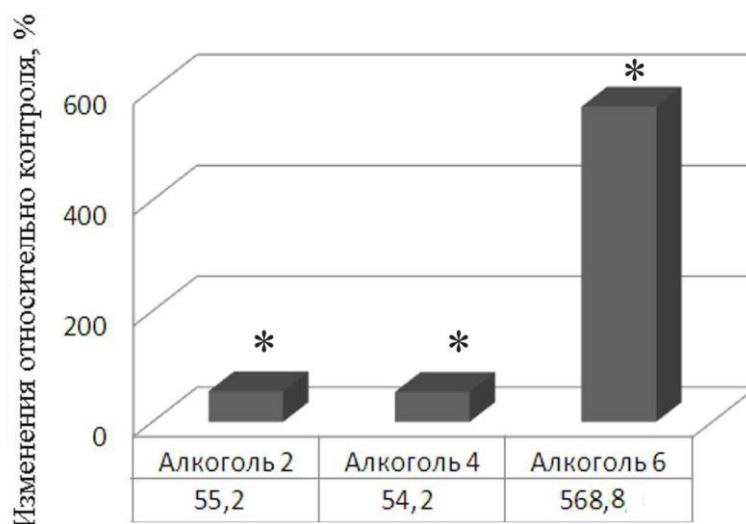


Рис. 1. Изменения содержания карбонильных групп (%) в условиях хронической алкоголизации на протяжении 2, 4 и 6 месяцев относительно контроля (n=47).

*- достоверные отличия относительно контрольной группы животных, $p < 0,05$.

Для более глубокого понимания механизмов деструктивных нарушений тканевых элементов нами были исследованы показатели липидного обмена. Результаты исследования показателей липидного обмена свидетельствуют о том, что регулярное применение этанола способствует изменению общего содержания липидов и продуктов ПОЛ плазмы крови. Во всех алкоголизированных группах животных наблюдается увеличение содержания липидов в плазме крови (рис. 2 А). Причем величина изменений слабо зависела от длительности приема животными этанола, и составляет 31.2%, 30.8% и 37.4% относительно контроля после 2, 4 и 6 месяцев алкоголизации соответственно. Повышение содержания общих липидов плазмы крови сигнализирует о нарушении липидного обмена в организме, снижении интенсивности утилизации липидов, возможно, вследствие нарушения функций печени. Почти одинаковая величина роста данного показателя у животных с разной продолжительностью алкоголизации иллюстрирует то, что организм не может адаптироваться и откорректировать процессы липидного обмена даже при длительном употреблении этанола.

Результаты анализа продуктов ПОЛ плазмы крови показали разнонаправленный характер изменений ацилгидроперекисей (диеновых конъюгатов) и кетонов. Итак содержание диеновых конъюгатов почти линейно снижается при алкоголизации на 7.9%,

18.8% и 22.0% относительно контроля после 2, 4 и 6 месяцев алкоголизации соответственно ($p<0,05$) (рис. 2 Б). Тогда как количество кетонов в плазме крови наоборот возрастает на 12.5%, 28% и 40% по отношению к контролю после 2, 4 и 6 месяцев употребления этанола соответственно ($p<0,05$) (рис. 2 Б). Противоположно направленные изменения продуктов ПОЛ в плазме крови в условиях хронического употребления алкоголя, на наш взгляд, свидетельствуют о том, что в тканях в зависимости от длительности употребления этанола усиливается интенсивность окисления первичных продуктов ПОЛ (диеновых конъюгатов), что приводит к интенсивному образованию более окисленных продуктов - кетонов и альдегидов.

Характер изменений содержания продуктов ПОЛ по мере хронизации алкоголизма, на наш взгляд, свидетельствует об усилении свободнорадикального окисления липидов и снижении работы антиоксидантной системы, в частности глутатионредуктазного звена, которое должно активно утилизировать гидроперекиси, предотвращая их дальнейшее окисление. Повышенная продукция свободных радикалов приводит к повреждению актомиозинового комплекса скелетных мышц. Учитывая определяющую роль сократительных белков в механизме мышечного сокращения можно предположить, что в поражении скелетных мышц при алкоголизме наряду с нарушением регуляторных процессов происходит прямое повреждение актомиозина свободными радикалами, которые в повышенном количестве продуцируются под влиянием этанола

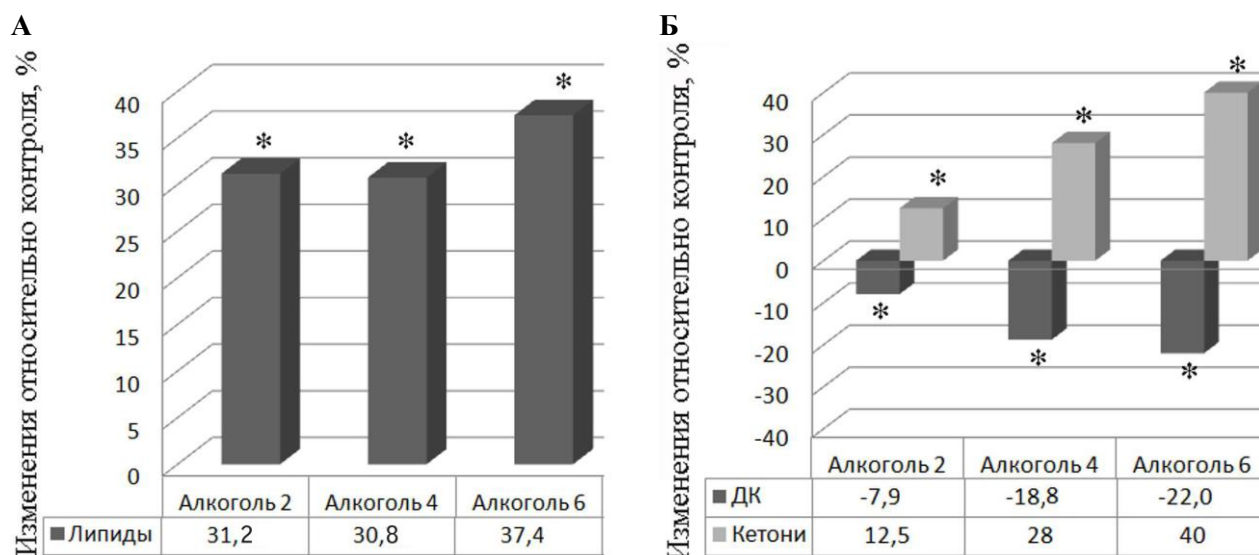


Рис. 2. Изменения содержания общих липидов (А) и продуктов ПОЛ (ДК – диеновые конъюгаты, кетоны) (Б) в плазме крови крыс (%) в условиях хронической алкоголизации на протяжении 2, 4 и 6 месяцев относительно контроля ($n=47$).

*- достоверные отличия относительно контрольной группы животных, $p<0,05$.

Выводы.

1. Степень окислительного повреждения актомиозина скелетных мышц возрастает по мере алкоголизации животных и достигает своих максимальных значений к шести месяцам употребления этанола.
2. Процесс хронической алкоголизации приводит к росту содержания общих липидов плазмы крови около 30 %, что являются результатом нарушений липидного обмена, который развиваются достаточно быстро и сохраняются длительное время вне зависимости от степени и продолжительности алкоголизации.
3. Изменения содержания продуктов ПОЛ указывают на усиление процессов перекисного окисления с образованием более окисленных продуктов, причем интенсивность изменений почти линейно зависит от длительности употребления этанола.

1. Бардина Л.Р., Сатановская В.И. Метаболическая адаптация к алкоголю у крыс, различающихся по предпочтению этанола воде // Вопросы медицинской химии. – 1999. – 45, № 2. – С. 117–122.
2. Тартаковский А.Д. Методы выделения и характеристика миозина и его субъединиц из поперечнополосатых мышц / Биофизические и биохимические методы исследования мышечных белков. - Л.: Наука. - 1987. - С.55-76.
3. Досон Р., Элиот Д., Элиот У., Джонс К. Справочник биохимика - М.: Мир, 1991. - С. 465-466.
4. Дубинина Е.Е., Морозова М.Г., Леонова Н.В. Окислительная модификация белков плазмы крови больных психическими расстройствами (депрессия, деперсонализация) // Вопросы мед. химии. – 2000. – № 4. – С. 6–9.
5. Биохимические методы исследования в клинике / Под ред. Покровского А.А. – М.: Медицина. - 1969. – С. 287-288.
6. Placer Z. Lipoperoxidation systeme in biologischen Material // Nahrung. - 1968. –V. 12. - S. 679.

ФИЗИЧЕСКИЕ СВОЙСТВА ВОДЫ И БИОЛОГИЧЕСКОЕ ПРИМЕНЕНИЕ АКТИВИРОВАННОЙ (ОБЛУЧЕННОЙ) ВОДЫ

В.И. Высоцкий^{1,*}, А.А. Корнилова²

1) Киевский национальный университет им. Т.Шевченко, Украина

2) Московский государственный университет им. М.В.Ломоносова, Россия

*vivysotskii@gmail.com

Аннотация. Статья содержит анализ структуры и памяти воды, описание экспериментов по изучению электродинамических, оптических и механических параметров активированной воды. Воды была активирована воздействием слабого низкочастотного магнитного поля. Изложена методика и результаты исследований действия активированной воды на растения, микробиологические культуры и их ассоциации, а также на животных.

Abstract. In the article the analysis of structure and memory of water, analysis of electrodynamic, optical and mechanical parameters of activated water are presented. The water was activated by action of weak low-frequency magnetic field. The experimental methods and results of researches of action of activated water on plants, microbiological cultures and their associations, and also on animals are described.

Ключевые слова. Активированная вода, память воды, бактериостатическое действие и лечение.

Key words. The activated water, memory of water, bacteriostatic action and treatment.

Введение. В процессе жизнедеятельности любого биологического объекта наиболее важным химическим соединением является вода. Вода - одно из самых загадочных объектов. До сих пор нет однозначного ответа на вопрос о пространственной структуре воды на надмолекулярном уровне. Особо большие споры возникают вокруг вопроса о "памяти воды", т.е. о том, можно ли каким-либо образом изменять свойства чистой воды (без изменения ее химического и изотопного состава) и сохранять эти изменения длительное время. Целью исследований было изучение "памяти воды" и свойств воды при ее активации. Активация воды осуществлялась очень слабым переменным магнитным полем с амплитудой ≈ 1 эрстед и частотой 7.2-8.2 Гц, соответствующей "резонансу Шумана" (моду электромагнитных колебаний естественного резонатора, образованного поверхностью Земли и ионосферой).

1. Изучение физических характеристик активированной воды. В процессе проведенных экспериментов нами было показано, что активация воды приводит к очень существенным изменениям ее электродинамических и механических свойств. Обнаружено, что аномальные свойства воды при температуре, немного выше замерзания, могут сохраняться в течение многих дней, недель и даже месяцев. Результаты некоторых из экспериментов представлены ниже, а полное описание содержится в [1].

На Рис.1 представлены результаты измерений диэлектрической проницаемости ϵ' и проводимости σ воды в области низких и сверхнизких частот при разном времени активации

и при разной температуре хранения воды после активации. Обобщение этих результатов в форме аппроксимирующей зависимости действительной части диэлектрической проницаемости $\varepsilon'(\omega, t) \approx \varepsilon'(\omega, \infty) + \Delta\varepsilon'(\omega)[1 - \exp(-t/T_w)]$ от времени на частоте $\omega = 10$ Гц представлено на Рис.2. При низкой температуре (при 5°C) время релаксации T_w диэлектрической проницаемости активированной воды (длительность "памяти воды") становится очень большим (не менее $T_w \approx 5-7$ дней). С увеличением температуры хранения это время быстро уменьшается. При температуре 20°C время релаксации равно $T_w \approx 10-15$ часов, а при температуре 36.6°C составляет $T_w \approx 4-6$ часов.

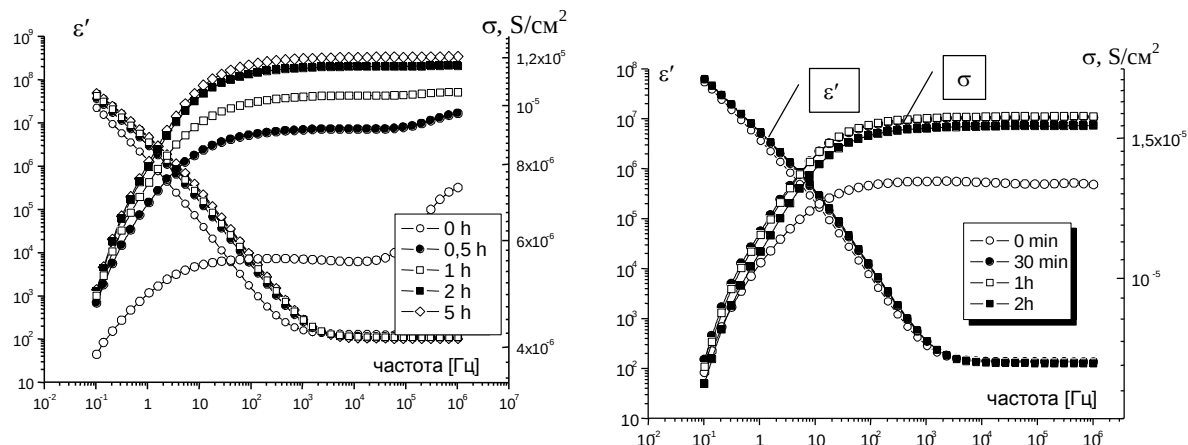


Рис 1. Исследование проводимости и диэлектрической проницаемости воды, активированной в течение 30 минут и хранящейся разное время при температуре 20°C (слева) и 40°C (справа).

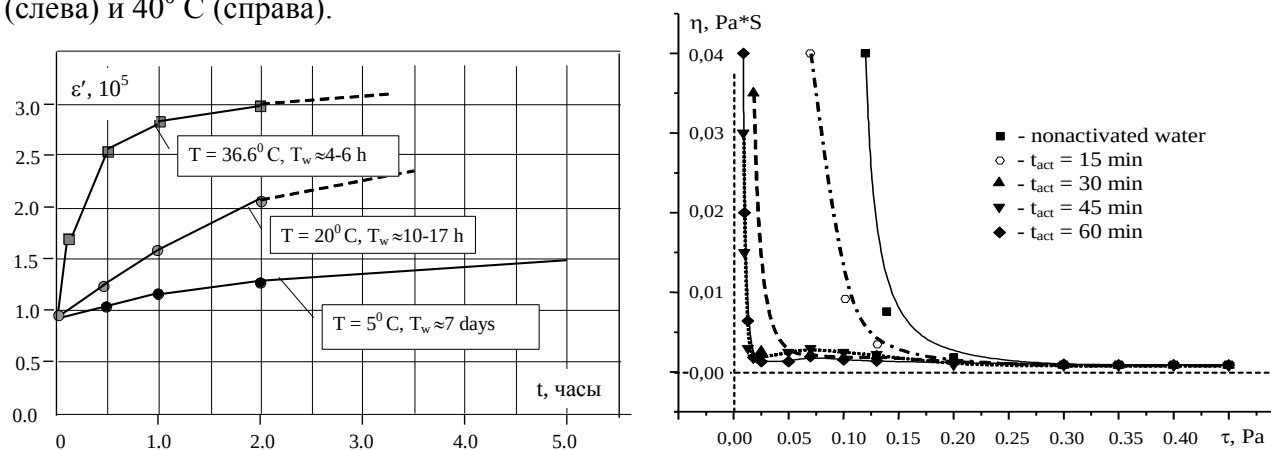


Рис. 2. Зависимость закона релаксации диэлектрической проницаемости активированной воды $\varepsilon'(\omega, t)$ на частоте 10 Гц от времени хранения после активации. Три кривые соответствуют трем значениям температуры хранения воды

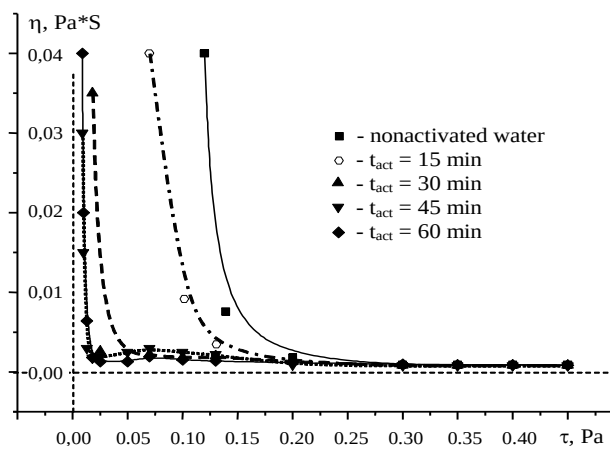


Рис 3. Вязкость неактивированной и четырех фракций активированной воды η в области малых величин сдвигового напряжения τ при температуре 36.6°C .

На Рис.3 представлены результаты изменения вязкости активированной воды в зависимости от сдвигового напряжения. Из полученных данных видно, что в области малых сдвиговых напряжений, которым соответствует малая (на уровне нескольких см/с) скорость движения, вязкость "обычной" (неактивированной) воды очень резко возрастает. Эта хорошо известная закономерность связана с усилением молекулярных связей при уменьшении скорости движения. Для активированной воды при этих же условиях вязкость остается очень малой и возрастает намного медленнее. В частности для воды, активированной в течение 30 и более минут, коэффициент вязкости при малой скорости движения в 50-300 раз меньше, чем у "обычной" водой! Такая вода обладает свойствами, близкими к

сверхтекучести! Очевидно, что эти изменения имеют очень большое значение для биологических систем, для которых характерна такая же скорость перемещения жидкости по капиллярам и другим транспортным путям.

Из полученных данных следует, что аномальные свойства воды могут сохраняться очень долго. В частности, в активированной воде, хранящейся при 4°C, мы наблюдали изменения параметра pH в течение 6 месяцев (далее измерения не проводились).

Обнаруженные аномалии физических характеристик активированной воды свидетельствуют о наличии долговременной памяти воды и должны оказывать очень существенно влияют на биологические процессы, что проиллюстрировано ниже.

2. Влияние активированной воды на развитие биологических объектов. Активированная вода оказывает очень сильное влияние на рост биологических объектов. Такая вода очень сильно (в сотни раз) тормозит рост *калусных тканей*, представляющих стандартный пример неспецифического роста растений. Такие *калусные ткани* получают при воздействии на растительные сегменты определенных химических препаратов, что стимулирует неспецифический (не зависящий от конкретного растения) рост этих сегментов. Эти результаты представлены на серии фотографий чашек Петри с активированной средой, сфотографированных с интервалом в 2 недели (Рис.4). Видно, что процесс активации приводит к очень резкому торможению неспецифического роста сегментов стебля. Это неординарный результат позволяет прогнозировать возможность использования такой воды для лечения ряда заболеваний (в частности, псориаза).

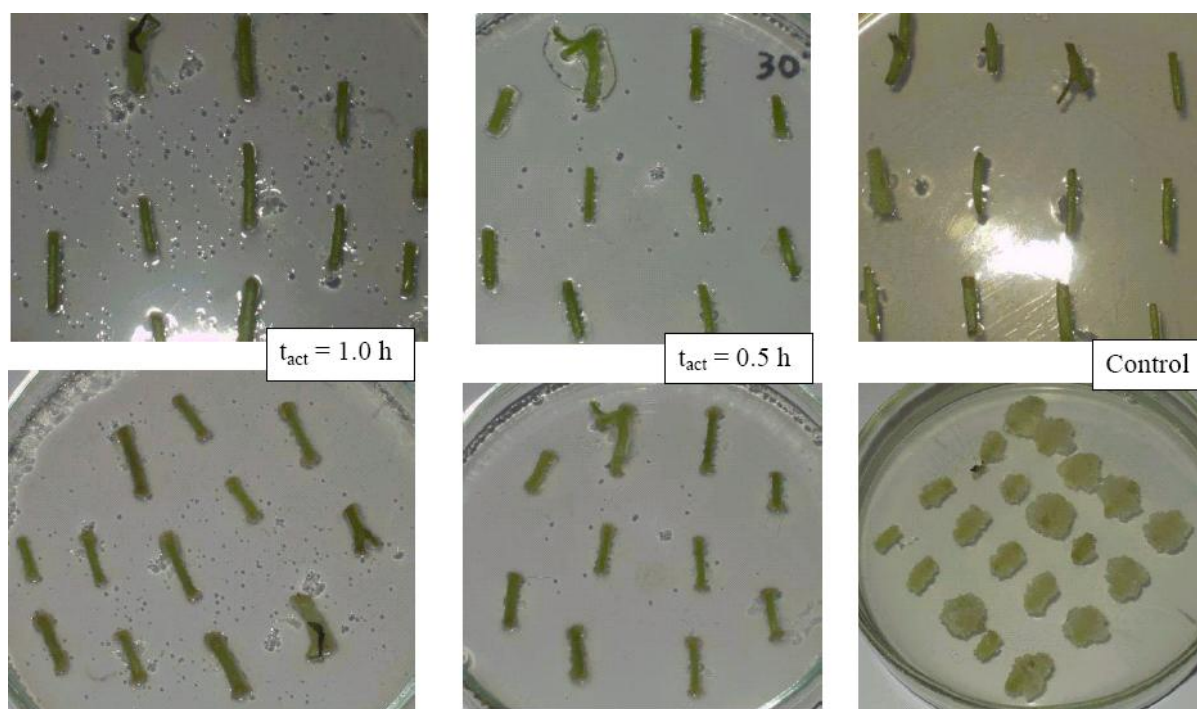


Рис.4. Сегменты стебля *калусных тканей* в чашках Петри с разным временем активации жидкости (верхний ряд - исходные фрагменты), нижний - вид через 2 недели.

Детальные исследования показали, что в определенных условиях активированная вода обладает очень сильным бактериостатическим действием и может в десятки и сотни раз тормозить развитие патогенных микробиологических культур на стадии деления.

Пример такого влияния на культуру *Staphylococcus aureus* представлен на Рис.5.

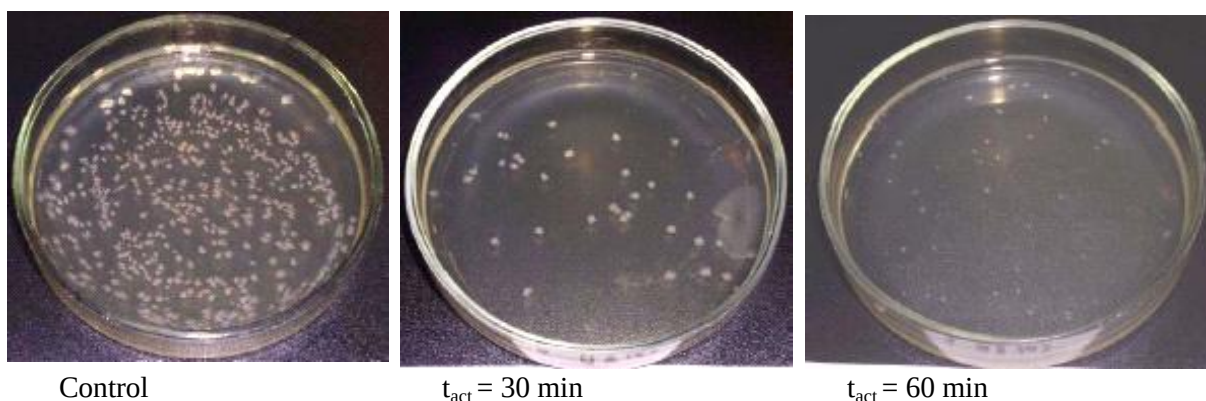


Рис.5. Влияние активации водной среды на размножение колоний культуры *Staphylococcus aureus* в течение 24 часов. Начальная концентрация клеток культуры во всех чашках Петри была одинаковой и равной $n_0 = 1000$ клеток/мл.

В процессе исследований проведено детальное изучение влияния активированной воды как на "чистые" микробиологические культуры, так и на их естественные ассоциации, включающие очень большое число разных типов культур, находящихся в состоянии многофункциональных связей типа симбиоза. Такая вода резко повышает редуцтанную активность микробных синтрофных ассоциаций в анаэробных условиях.

В процессе исследований было обнаружено, что применение воды, активированной в определенных режимах, очень существенно изменяет характеристики действия разных типов антибиотиков на микроорганизмы - в частности, увеличивает чувствительность культуры *Escherichia coli* к ампицилину на 230% и уменьшает в 19 раз к хлоромидину.

Нами показано, что активация воды существенно влияет на лечение онкологических заболеваний. На Рис. 6 представлены данные исследований [1] продолжительности жизни мышей-опухоносителей с карциномой Эрлиха при профилактическом и терапевтическом режимах применения активированной воды ("профилактика" - мыши пили такую воду до и после прививки опухоли, "терапия" - мыши пили эту воду только после прививки опухоли).

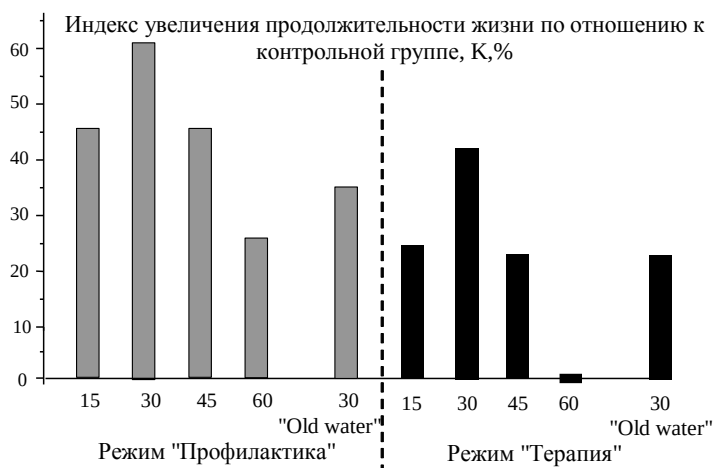


Рис.6. Изменение продолжительности жизни мышей с карциномой Эрлиха при профилактическом и терапевтическом режимах применения активированной воды. Цифры около диаграмм соответствуют длительности активации воды в минутах. "Old water" - вода хранилась 2 недели.

Из этих данных видно, что прием воды, активированной в течение определенного времени, резко тормозит развитие опухолей у привитых мышей и очень существенно увеличивает продолжительность жизни больных животных.

Выводы. Проведенные детальные исследования физико-молекулярных характеристик активированной воды наглядно показали, что такая вода обладает рядом особых или даже

аномальных физических и биофизических характеристик по отношению к аналогичной, но неактивированной воде с тем же химическим составом [1]. Она оказывает существенное влияние на процессы клеточного деления, на ионный транспорт, на взаимодействие между биологическими макромолекулами, клетками, вирусами, лейкоцитами и др., повышает редуктазную активность микробных синтрофных ассоциаций в анаэробных условиях, резко изменяет эффективность действия антибиотиков. Она оказывает бактериостатическое действие на микрокультуры, растущие в аэробных условиях. Применение оптимальной активированной воды оказывает очень существенное положительное влияние на профилактику и лечение опухолевого процесса в организме животных (ее эффективность сопоставима с химиотерапией без отрицательных побочных факторов, присущих последней).

1. Vysotskii V.I., Kornilova A.A., Smirnov I.V. Applied Biophysics of Activated Water: the physical properties, biological effects and medical applications of MRET activated water. – World Scientific Publishing, 2009. – 317 p.

УПРАВЛЕНИЕ КОНФОРМАЦИОННЫМ СОСТОЯНИЕМ МОЛЕКУЛ NADH В ВОДНОМ РАСТВОРЕ ЭЛЕКТРОМАГНИТНЫМ ОБЛУЧЕНИЕМ

М.А.Заболотный, А.И.Костина*, Н.П. Кулиш, О.П. Дмитренко, А.И. Момот

*Киевский национальный университет имени Тараса Шевченко, физический факультет,
кафедра физики функциональных материалов,
просп. Глушкова 4, г. Киев, Украина,
anka-pmt@yandex.ru

Аннотация. В работе исследуется нетепловое воздействие электромагнитного излучения на реологические свойства приповерхностных слоев водного раствора NADH. Для измерения спектра капиллярных колебаний приповерхностных волн был применен метод оптического гетеродинамирования, который позволил выявить изменения характеристик волн, для моделирования которых была использована система уравнений Навье-Стокса и непрерывности. Экспериментально зарегистрировано нетепловое реверсивное влияние облучения электромагнитными волнами на вязкость воды и водного раствора NADH. При облучении вязкость приповерхностного слоя дистиллята воды возрастает, а раствора NADH - снижается.

Abstract. The no thermal electromagnetic radiation influence on the rheologic properties of aqueous NADH solutions was studied. For this purpose the free solution surface thermal fluctuation (capillary waves) spectrum was measured using the optical heterodyne method. It allowed detecting the frequency changes of the light scattered by the surface waves. The amplitude of these waves, normally, is less than 1 nm. A model of the viscous in compressive liquid, described by the Navier-Stokes and continuity equations was chosen as a theoretical model of the aqueous solution. The conditions of the viscous liquid adhesion to the solid wall and the absence of outer forces (except the surface tension) were used as the boundary conditions. This system of equations is the system of the first order equations with the constant coefficients.

Ключевые слова: NADH, конформация, облучение, вязкость

Key Words: NADH, conformation, irradiation.

Проблема создания молекулярных и биологических тестов в настоящее время достаточно актуальна. Востребованность тестирующих технологий обусловлена: 1) разнообразным техногенным (в том числе и электромагнитным) загрязнением окружающей среды и вызванной этим необходимостью оперативного контроля параметров среды, 2) развитием новых фармацевтических, молекулярных и нанотехнологий, повышением требований к химической чистоте и структурной однородности создаваемых изделий. Перспективными в этом направлении показали себя технологии, основанные на использовании биологических молекул, селективность активности которых позволяет

использовать их в качестве первичных рецепторов изменений контролируемых параметров. Одна из возможных реализаций такого подхода базируется на использовании молекул NADH, структурная формула которого приведена на рис. 1.

Проведенные экспериментальные исследования [1, 2, 3, 4] позволили сделать вывод о существенной зависимости реакционных, люминесцентных и транспортных свойств молекул NADH от их конформационного состояния.

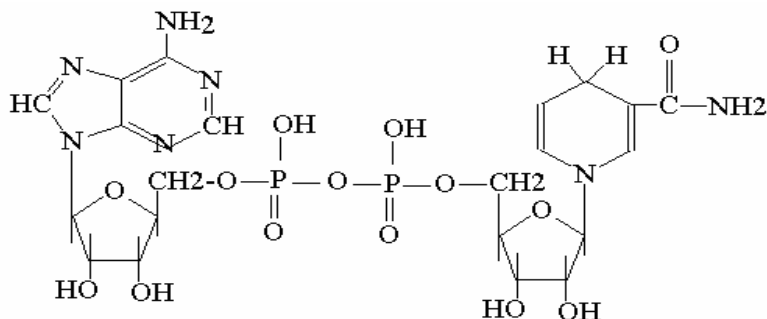


Рис.1 Структурная формула никотинамидадинуклеотида (NADH).

В нейтральных водных растворах NADH образует как минимум два конформационных состояния. Одна из конформаций молекулы является открытой (см. рис. 1), её скелет (рибоза-дифосфат-рибоза) вытянут, другая конформация – закрытой (скелет свернут, а два гетероцикла, адениновый и никотинамидный, расположены параллельно и взаимодействуют друг с другом) [3]. В зависимости от конкретного типа процесса определяющим является наличие и концентрация NADH того или иного конформационного состояния. Так, при связывании в нуклеотидном ингибиторном центре глекогенфосфорилазы принимают участие молекулы NADH закрытой (свернутой) конформации [4]. При связывании молекулы NADH наблюдается незначительное деформирование ее конформационного состояния – при сохранении свернутой формы гетероциклические основания перестают быть компланарными. Плоскости гетероциклических оснований связанной в ингибиторном центре NADH, составляют угол 98°. Особенности процессов конформационных переходов в молекулах NADH, находящихся в растворе, существенно зависят от характеристик растворителя (в случае воды – от кислотности, концентрации и типа растворенного газа, температуры, наличия силовых полей).

Известно, что свойства воды в малых объемах (то есть в присутствии силовых полей, создаваемых молекулами ограничивающих жидкость стенок) существенно отличаются от свойств объемов воды, находящихся вдали от поверхностей фазового раздела при неизменных давлении и температуре. Отметим, что функционирование биомолекул реализуется чаще всего в малых объемах – порядка биоклетки. Возможность определения влияния электромагнитного излучения (в том числе миллиметрового диапазона, слабо поглощаемого водой) на конформационное состояние NADH открывает возможность использования NADH в качестве люминесцентных датчиков предраковых патологий [2]. С другой стороны, исследование влияния электромагнитного излучения на чувствительные к нему молекулы NADH позволяет разрабатывать методики минимизации деструктивных последствий облучения. Таким образом, исследование закономерностей фотостимулированных конформационных переходов молекул NADH представляет как теоретический [5, 6] так и прикладной интерес. Изучению этого вопроса посвящена настоящая работа, экспериментальная часть которой основана на использовании зависимости реологических характеристик жидкой среды, содержащей растворенные в ней твердые наночастицы фиксированного объема от формы бионаночастиц [4]. Экспериментальная информация об особенностях динамики реологических параметров водных растворов NADH была получена с помощью исследования зависимости частоты

колебаний от значения волнового вектора капиллярных волн на свободной поверхности образца. Такой метод дает возможность определять значения вязкости и поверхностного натяжения при различных величинах эффективного объема (т.е. области локализации непрерывных линий тока частиц) [5] деформируемой среды. Частота колебаний капиллярных волн определялась с помощью метода оптического гетеродинамирования [7, 8].

Динамика свободной поверхности жидкости определяется флуктуационно-диссипативными процессами [9]. Они приводят к возникновению тепловых гидродинамических флуктуаций формы свободной поверхности жидкости, зависящих от свойств среды (в рассматриваемом случае – раствора наночастиц в однородной жидкости). Возникающие флуктуационные деформации свободной поверхности образца можно рассматривать [10] как результат суперпозиции распространяющихся по ней поверхностных капиллярных волн. Динамика волн достаточно хорошо [9, 11] описывается системой уравнений Навье—Стокса и непрерывности, которую в случае малых и пологих деформаций свободной поверхности слоя жидкости (амплитуда деформаций (h) намного меньше пространственной длины волны (λ)) и двумерного движения можно представить в виде [11]:

$$\frac{\partial v_x(x, y, t)}{\partial t} = -\frac{1}{\rho} \cdot \frac{\partial p(x, y, t)}{\partial x} + \frac{\eta}{\rho} \cdot \Delta v_x(x, y, t) \quad (1)$$

$$\frac{\partial v_y(x, y, t)}{\partial t} = -\frac{1}{\rho} \cdot \frac{\partial p(x, y, t)}{\partial y} + \frac{\eta}{\rho} \cdot \Delta v_y(x, y, t) \quad (2)$$

$$\frac{\partial v_x(x, y, t)}{\partial x} + \frac{\partial v_y(x, y, t)}{\partial y} = 0, \quad (3)$$

Здесь использованы следующие обозначения: $v_x(x, y, t)$, $v_y(x, y, t)$ – компоненты вектора скорости частиц жидкости в точке с координатами x, y в момент времени t , $p(x, y, t)$ – гидродинамическое давление; η – динамическая вязкость жидкости, ρ – её плотность, ось ОУ направлена по нормали к свободной поверхности деформируемой среды, а ось ОХ – расположена на ее свободной поверхности.

В качестве граничных условий используются:

$$\frac{\partial v_x(x, y, t)}{\partial y} \Big|_{y=h(x, t)} + \frac{\partial v_y(x, y, t)}{\partial x} \Big|_{y=h(x, t)} = 0 \quad (4)$$

$$p(x, y, t) \Big|_{y=h(x, t)} - 2 \cdot \eta \cdot \frac{\partial v_y(x, y, t)}{\partial y} \Big|_{y=h(x, t)} + T_M \cdot \frac{\partial^2 h(x, t)}{\partial x^2} = 0 \quad (5)$$

$$h(x, t) = \int_0^t v_y(x, y=0, t) dt, \quad (6)$$

T_M – коэффициент поверхностного натяжения. При формулировке задачи (1)–(6) учтено, что размеры пространственных неоднородностей, определяемые размерами молекул NADH, намного меньше λ . Это позволяет использовать для описания особенностей кинетики капиллярных волн усредненную локальную вязкость, которая в случае реализации ньютоновской жидкости в виде суспензии, существенно зависит от формы взвешенных частиц [9].

В ходе эксперимента исследовались спектры капиллярных волн дистиллята воды и водного раствора NADH, их динамика под воздействием электромагнитного излучения миллиметрового диапазона. Результаты исследований приведены на рис. 2.

Полученные результаты дали возможность сделать следующие выводы:

1. Среднее значение вязкости слоя дистиллята воды, расположенного у границы с воздушной средой, в диапазоне толщин слоя 0,034—0,020 см зависит от значения толщины слоя, уменьшаясь при его уменьшении.

2. Воздействие электромагнитного излучения (мощность 10^{-4} Вт/см²) увеличению значений средней вязкости приповерхностного слоя, расположенного у границы с воздушной средой. Изменения значений вязкости этого слоя и поверхностного натяжения растворов зависит от пространственной частоты капиллярных волн.

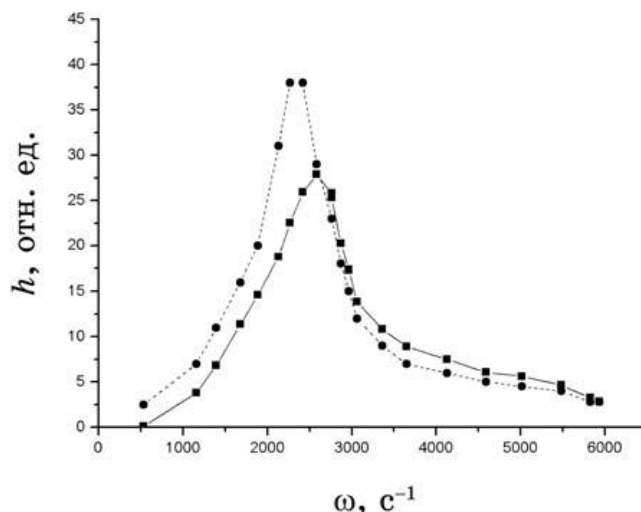


Рис. 2. Зависимость амплитуды капиллярных волн на поверхности дистиллята воды от частоты колебаний для двух длин волн (0,034 см – кривая *a*, 0,029 см – *б*) при $t = 20^\circ\text{C}$.

3. Показана возможность управления конформационным состоянием молекул NADH, находящихся в граничащих с воздушной средой слоях дистиллята воды с помощью электромагнитного излучения, что дает возможность изменять оптические и биологические характеристики молекул NADH.

4. В рамках модели слабовязкой несжимаемой ньютоновской жидкости с учетом двух порядков малости получено дисперсионное уравнение, определяющее связь между частотой капиллярных волн и их длиной волны.

1. Х. А. Аршакян, С. В. Пушкарёв, Е. С. Половников, Ю. П. Мешалкин, *Бюллетень СО РАМН*, **123**, № 1: 30 (2007).
2. R. A. Lipson, E. J. Baldes, and A. M. Olsen, *J. Nat. Cancer Inst.*, **26**: 1 (1961).
3. А. П. Демченко, *Люминесценция и динамика структуры белков* (Киев: Наукова думка: 1988).
4. С. В. Клинов, Н. А. Чеботарева, Б. Н. Курганов, Ж. И. Литвак, Т. А. Жилина, Н. Д. Пекель, В. М. Березовский, *Биоорганическая химия*, **11**, № 2: 196 (1985).
5. L. N. Christophorov, A. R. Holzwarth, and V. N. Kharkyanen, *Ukr. J. Phys.*, **48**, No. 7: 672 (2003).
6. М. А. Заболотный, Е. А. Андреев, Ю. М. Барабаш, Э. Л. Мартинчук, В. Н. Харкянен, *Наносистемы, наноматериалы, нанотехнологии*, **6**, № 1: 277 (2008).
7. А. Л. Дмитриев, *Оптические системы передачи информации* (Санкт-Петербург: 2007).
8. L. B. Shih, *Rev. Sei. Instrum.*, **55**, No. 5: 716 (1984).
9. Л. Д. Ландау, Е. М. Лифшиц, *Гидродинамика*, 738 (1986).
10. В. Кляцкин, Д. Гурарий, *Успехи физ. наук*, **169**, № 2: 171 (1999).
11. В. Г. Левич, *Физико-химическая гидродинамика* (Москва: Изд. АН СССР: 1952).
12. В. И. Сухарев, Н. Л. Векшин, *Биоорганическая химия*, **26**, № 10: 723 (2000).

ВПЛИВ НИЗЬКО ЕНЕРГЕТИЧНОГО РАДІАЦІЙНОГО ОПРОМІНЕННЯ НА ВЛАСТИВОСТІ ВОДНИХ РОЗЧИНІВ КОНІУМА

Заболотний М.А., Куліш М.П., Дмитренко О.П., Совгуть Д.В.,
Кузьменко М.О., Фузік К.В.*

Київський національний університет імені Тараса Шевченка

Володимирська 64, Київ, Україна, 01033;

**_fuzia_ket@ukr.net*

Анотація. Досліджено ІЧ та КР спектри протипухлинного препарату коніум. За допомогою моделювання визначені стійкі конфірмаційні стани препарату. Розрахований енергетичні, геометричні та магнітні характеристики алкалоїдів. Доведена можливість комплексоутворення γ -коніціїну, що входить до складу коніуму з C_{60} . Визначені параметри молекулярних комплексів γ -коніціїн+ C_{60} .

Ключові слова: алкалоїд, коніум, фулерен, конфірмаційний стан, протипухлинний препарат, електронні спектри, комплекс.

В усьому світі на сьогоднішній день спостерігається стійка тенденція до індивідуалізації лікування онкозахворювань, оскільки кожний людський організм є унікальним. Вітчизняна практична онкологія дає можливість визначати молекулярну структуру пухлинної клітини кожного хворого, згідно чому і має призначатися індивідуальна протипухлинна терапія. Такий підхід вступає в протиріччя з діючими стандартами лікування раку, згідно яким лікування онкохворих проводиться при допомозі певних курсів хіміотерапії, які передбачають використання токсичних препаратів [1]. Стандартизація процедур затрудняє врахування індивідуальної чутливості хворих до терапевтичних засобів. Ще однією надзвичайно серйозною проблемою лікування є формування резистентності до лікарських засобів. Якщо 40 років назад, коли починалося застосування інтенсивної протипухлинної хіміотерапії, чутливими до неї були майже 80% хворих, а 20% - не чутливими, то сьогодні цифри помінялися місцями – первинно чутливими до хіміотерапії є 10 – 20%, а після 3- 4 курсу і ті не чутливі. Це дані, оприлюднені Американським протираковим товариством. Проблема створення нових протипухлинних засобів є однією з найбільш актуальних у сучасній онкології. Відсутність вибіркової дії відомих препаратів, а також загальна їх токсичність обумовлює як подальший пошук нових сполук, так і удосконалення існуючих лікарських препаратів з метою підвищення їх ефективності, селективності та безпечності. Сучасні методи радіаційної медицини і нанofізики в принципі дозволяють вирішити не тільки ці проблеми, але й задіяти сенергетичні механізми протипухлинної дії онколіків. Під дією радіаційного опромінення відбувається як структурна модифікація складових, так і переведення їх в збуджений стан, що сприяє зміні хімічної та біологічної активності. Ще одним унікальним наслідком дії радіаційного опромінення є утворення в водних розчинах структурних нанопустот, поверхня яких утворена подвійно зарядженим електричним шаром, що заповнені насиченими парами оточуючого середовища (бабстонів) [2]. Дослідження показали суттєвий вплив бабстонів на властивості при поверхневих молекул лікарських препаратів органічного походження [3, 4]. Широкі можливості керування параметрами бабстонів та їх кластерами надає використання електромагнітного опромінення, яке обумовлює появу нестабільності бабстонів спричинене впливом електрокапілярного ефекту. Зміна геометричних, енергетичних, поляризаційних характеристик бабстонів та створених при їх коагуляції кластерів обумовлює зміну реологічних параметрів води та водних розчинів

Метою роботи було дослідження впливу електромагнітного опромінення міліметрового діапазону на реологічні характеристики при поверхневих шарів бідистилату води та водного розчину препарату коніум (фірми Weleda).

В'язкість та поверхневий натяг на межі розділу досліджувалися за допомогою вимірів спектрів капілярних хвиль на поверхні досліджуваної рідини. Будемо враховувати, що динаміка вільної поверхні рідини визначається флуктуаційно-дисипативними процесами. Вони призводять до виникнення теплових гідродинамічних флуктуацій форми вільної поверхні рідини, що залежать від властивостей середовища (в даному випадку - розчину бабстонів в однорідній рідині). Виникаючі флуктуаційні деформації вільної поверхні зразка можна розглядати як результат суперпозиції поверхневих капілярних хвиль, що поширюються по ній. Динаміка хвиль досить добре описується системою рівнянь Нав'є - Стокса і неперервності

$$\frac{\partial v_x}{\partial t} + v_x \cdot \frac{\partial v_x}{\partial x} + v_y \cdot \frac{\partial v_x}{\partial y} = -\frac{1}{\rho} \cdot \frac{\partial p}{\partial x} + \frac{\eta}{\rho} \cdot \Delta v_x, \quad (1)$$

$$\frac{\partial v_y}{\partial t} + v_x \cdot \frac{\partial v_y}{\partial x} + v_y \cdot \frac{\partial v_y}{\partial y} = -\frac{1}{\rho} \cdot \frac{\partial p}{\partial y} + \frac{\eta}{\rho} \cdot \Delta v_y, \quad (2)$$

$$\frac{\partial v_x}{\partial x} + \frac{\partial v_y}{\partial y} = 0, \quad (3)$$

та граничними умовами на границі розділу

$$\frac{\partial v_x}{\partial y} /_{y=h(x,t)} + \frac{\partial v_y}{\partial x} /_{y=h(x,t)} = 0, \quad (5)$$

$$P /_{y=h(x,t)} - 2 \cdot \eta \cdot \frac{\partial v_y}{\partial y} /_{y=h(x,t)} + T^* \cdot \frac{\partial^2}{\partial x^2} \left(\frac{h(x,t)}{\sqrt{1 + \left(\frac{\partial(h(x,t))}{\partial x} \right)^2}} \right) = 0 \quad (6)$$

Тут $V_x(x,y,t)$, $V_y(x,y,t)$ - компоненти вектора швидкості частинок рідини, P - гідродинамічний тиск, η - динамічна в'язкість, ρ - густина, T^* - ефективний коефіцієнт поверхневого натягу [5], величина якого залежить від характеру деформації поверхні та розподілу електричного заряду, h - амплітуда капілярної хвилі, вісь ОУ спрямована по нормалі до вільної поверхні середовища товщиною d . Розв'язуючи систему за допомогою теорії збурень (малий параметр hk , де k - просторовий вектор поверхневої капілярної хвилі) одержуємо дисперсійне рівняння, що зв'язує частоту хвилі (ω) і k , параметри якого визначають залежності $\eta(k)$ і $T^*(k)$. Виміри параметрів капілярних хвиль досліджувалися за допомогою методу оптичного гетеродинамування при використанні лазерних оптичних променів та електромагнітних хвиль міліметрового діапазону малої інтенсивності. В якості джерела електромагнітного випромінювання використовували генератор Г-142 з гнучким діелектричним хвилеводом і He - Ne лазер, з потужністю випромінювання 15 мВт. Потужність випромінювання на виході хвилеводу становила 1 МВт на частоті 60 ГГц, хвилевод встановлювався на відстані 0,5 - 1 см від поверхні зразка, тривалість опромінення становила 1 - 10 хвилин.

Результати експериментів ілюструють Рис.1 та Рис.2. На Рис.1 наведено графіки залежності η бідиствіляту від довжини хвилі λ до і після експонування протягом 10 хвилин.

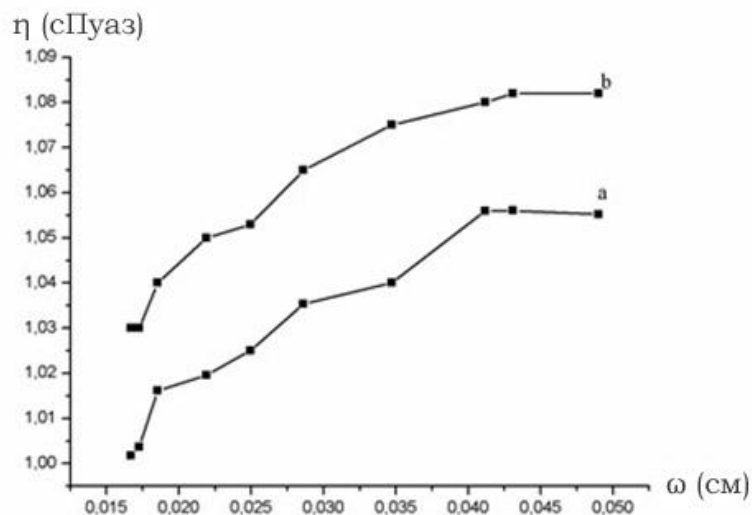


Рис. 1. Залежність в'язкості від довжини капілярної хвилі на поверхні дистилляту води до (крива - b) і після (a) експонування зразка.

З наведених на Рис. 1. даних видно, що в'язкість приповерхневого шару (з товщиною близько 0,015 - 0,05 см) дистилляту води під дією електромагнітного опромінення зростає на величину порядку 3%. Оскільки до складу бідистилляту води можуть входити тільки бабстони з вмістом водної пари та розчинених газів, можна зробити припущення про зміну геометрії бабстонів або їх кластерної структури.

Результати дії опромінення міліметровими хвилями водного розчину коніуму представлені на Рис. 2.

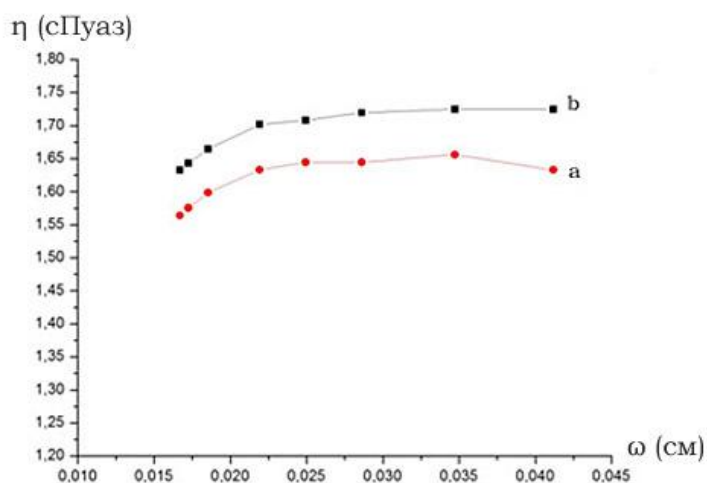


Рис. 2. Залежність в'язкості від довжини капілярної хвилі на поверхні водного розчину коніуму (0,2%) до (крива - b) і після (a) експонування зразка.

З даних наведених на Рис. 2. даних видно, що в'язкість приповерхневого шару (з товщиною близько 0,015 - 0,05 см) водного розчину коніуму (0,2%) під дією електромагнітного опромінення на протязі 20 хв спадає. Відмітимо, що зміна локальної в'язкості розчину може обумовлювати зміну відповідного коефіцієнту дифузії. Оскільки до складу зразка входять лише дистилат води, бабстони та біомолекули коніуму, то порівнюючи наведені дані з графіками Рис.1. можна припустити, що зміна реологічних параметрів приповерхневих шарів розчину відбувається або за рахунок зміни конформаційного стану алкалоїдів, що входять до складу біомолекул коніуму або обумовлені їх кластеризацією,

ініційованою електромагнітним опроміненням. Обидві можливості мають приводити до модифікації біологічної активності медичного препарату.

Для пояснення кластеризації бабстонів, ініційованої електромагнітним випромінюванням була використана модель процесу, побудована на допущенні дифузійного характеру зміни геометрії бабстонів та врахуванні впливу електромагнітного опромінення на умови нестабільності електрично заряджених деформованих поверхонь рідин.

Висновки.

1. Визначено вплив низькоенергетичного електромагнітного випромінювання (потужність 10^{-4} Вт/см², частота 60 ГГц, протягом 5 - 20 хв) на в'язкість та коефіцієнт поверхневого натягу бідиляту води та водного розчину. Встановлено, що в'язкість приповерхневого шару (розташованого біля границі з повітряним середовищем, з товщиною близько 0,015 – 0,05 см) дистилату води та водного розчину коніуму під дією опромінення зростає на величину порядку 3%. Такий характер поведінки в'язкості виключає можливість теплового результату дії випромінювання.

2. Наявність нетривіальною залежності в'язкості дистилату води від тривалості впливу та інтенсивності міліметрового випромінювання свідчить або про вплив випромінювання на флуктуаційні процеси, що визначають властивості капілярних хвиль, або про коагуляційні процеси за участю бабстонів та їх кластерів.

3. Розроблено методику керування конформаційним станом та біоактивністю молекул коніуму в приповерхневих шарах водних розчинів за допомогою слабого електромагнітного опромінення міліметрового діапазону.

1. Щепотін І.Б., Васильєв О.В., Розумій Д.О., Приймак В.В., Лукашенко А.В., Жуков Ю.О., Бурлака А.А., Індивідуалізація хіміотерапії у хворих на рак шлунка (огляд літератури та власних досліджень), Український медичний часопис, 2010, 4 (78) – VII/VIII, 67 – 69.
2. Л.А. Налескіна, Н.В. Бородай, В.Ф. Чехун, Сьогодення та перспективи створення наносистем спрямованої доставки лікарських препаратів до пухлинних клітин, Онкологія, 2009, 11, № 3, 166-173.
3. Заболотний М.А., Момот А.І., Дмитренко О.П., Кулиш Н.П., Довбешко Г.І., Соляник Г.І., Киркилевская Л.Н., Шарф П., Риттер У., Модификация свойств алкалоидов *conium maculatum*, Фитотерапия, 2011, №4, 50 – 55
4. Urs T. Gonzenbach, * Andre' R. Studart, * Elena Tervoort, and Ludwig J. Gauckler, Tailoring the Microstructure of Particle-Stabilized Wet Foams, *Langmuir* 2007, 23, 1025-1032
5. Заболотный М.А., Барабаш М.Ю., Дмитренко О.П., Кулиш Н.П. Физические процессы в термопластических темплатах, *Полимерный журнал*, 2011, т 33, №4, 361 – 369.

EFFECT PHOTOIRRADIATION THE PROPERTIES OF THIN LAYERS OF ORGANIC POLYMER NANOCOMPOSITES

M.A. Zabolotnyy, N.P. Kulish, O.P. Dmytrenko, P.J. Kobzar*, D.V. Sovgut

Taras Shevchenko Kyiv National University,
Volodymyrska str, 64, Kyiv, 01033;
*spiritofspirt@gmail.com

Abstract. In determining the capabilities photodynamic therapy is a crucial understanding of the photoprocesses in molecules of organic and bioorganic polymer molecules. Relatively more studies of the transport of nonequilibrium charge carriers in systems bioorganic polymers revealed that they can be described by Marcus model [1] or its modifications [2,3]. Processes own photogeneration of nonequilibrium charge carriers is investigated much less, due to a significantly heterogeneous structure of the polymers and the multistage nature of the photogeneration process [4] Taking into account the mentioned factors leads to

complex multi parameterization representations for the quantum yield of photogeneration of charge carriers. Even less studied is the photo-induced processes in organic polymers doped carbon nanostructures. The aim of study was to determine the structural dependence of the quantum yield of photogeneration of carriers of electric charge in disordered organic polymeric media containing carbon nanostructures, which are in external electric fields, and develop an adequate mathematical model. The study of dependence of the quantum yield of photogeneration we conducted using model systems based on carbazole polymers, doped fullerene C60.

Key words: photoirradiation, quantum yield of photogeneration, photocurrent, temperature transition in viscous flowing state

Introduction. One of the important characteristics photoprocesses is the quantum yield of photogeneration, which strongly depends on the molecular composition, structure of matter, as well as the temperature and the nature of external force fields. In organic polymer roomy media course photogeneration process depends on the structural features of the local environment center photogeneration of charges. It is believed that the charges are free at distances of a few nanometers of photogeneration. Experimental quantum yield of photogeneration study by analyzing the characteristics of photocurrents.

Photocurrent in a layer of non-blocking contacts. Photocurrent in layers of PPS (polymeric photosensitive semiconductor) gives information on the quantum yield. For this method the necessary conditions: 1) the drift of small charge (field volumetric charge carriers is much less intensity of external electric field), 2) blocking nature of conductive contact layers PPS, 3) a small contribution thermoactivation processes of generation and recombination of charges of phenomena in which the density through the current layer.

In the case of weak absorption $\alpha d \ll 1$, where α - absorption coefficient of the material and d -thickness. OY – parallel to E. Then the stationary distribution of concentration rips ($p(y)$) and electrons ($n(y)$) inside the layer model with its constant uniform illumination can be defined as follows:

$$0 = G + G_{dark} - \gamma \cdot n(y) \cdot p(y) + \mu_n \cdot E \cdot \frac{dn(y)}{dy} \quad (1)$$

$$0 = G + G_{dark} - \gamma \cdot n(y) \cdot p(y) - \mu_p \cdot E \cdot \frac{dp(y)}{dy} \quad (2)$$

Boundary conditions are considered out of charge carriers in the volume and PPS are as follows:

$$p(y = 0) = p_0 \quad (3)$$

$$n(y = d) = n_0 \quad (4)$$

G - efficiency of photogeneration of charge carriers per unit of time, G_{dark} - efficiency thermofield photogeneration of charge carriers. n_0 (p_0) – the concentration of electrons (rips) near the contact zone near the injection contact, determining the value of injection current. μ_n , μ_p – electron mobility, rips, γ – constant pair recombination of charge carriers, which determines the intensity of recombination processes and causes non-linear nature of transport processes.

The magnitude of photocurrent density which passes through the sample without illumination (j_{dark}) in low impact recombination processes can be defined as follows

$$j_{dark} = e \cdot \mu_p \cdot E \cdot p_0 + e \cdot \mu_n \cdot E \cdot n_0 + e G_{dark} d \quad (5)$$

e - elementary electric charge. j_{dark} – amount of injection current and current which is determined thermofield photo generation of charge carriers.

When switched off the light of current density (j_{light}) has the form

$$j_{light} = \frac{e}{d} \int_0^d [\mu_p \cdot E \cdot p(y) + \mu_n \cdot E \cdot n(y)] dy \quad (6)$$

From the above equations implies

$$j_{light} \approx eGd + j_{dark} \quad (10)$$

According to a current through the sample PPS at its light is the sum of current and injection current, which is determined by processes thermofield generation and photogeneration of carriers of electric charge.

Measurements of the photocurrent in carbon containing nanocomposites. Results of measurements illustrate the bondage $j_{light}(E)$ for PEPK (polyepoxypropylcarbazole) +0,7% C₆₀ at room temperature (300 K) (Fig.1) which shows that the dependence $\ln(j_{light}(\sqrt{E}))$ can be considered linear with a slope that lies within $(3,15 - 3,21) \cdot 10^{-4}$.

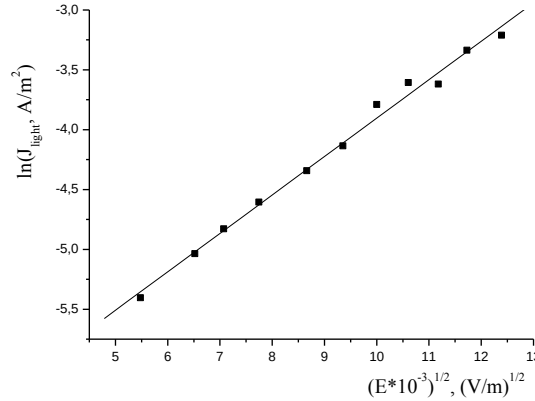


Fig.1. Experimental dependence $\ln(j_{light}(\sqrt{E}))$ (point) sample PEPK +0,7% C₆₀ at $d = 1,2$ mcm and their linear approximation (solid line).

Dependence similar to shown in Fig.1 (remained linear dependence, but changing the angle) were obtained for other values of concentration C₆₀. Analysis of the data showed that the extrapolation of the dependences $j_{light}(\frac{1}{T})$ for different values of E intersect at $\frac{1}{T_0}$, де T₀ – characteristic temperature, value is almost the same as the value in composite transition in viscous flowing state. To explain this dependence was the model of photogeneration of charge carriers in organic fullerene intensive environments, that takes into account both the motion of electrons (holes) and positively (negatively) charged ions. The scheme of this process is shown in Fig. 2.

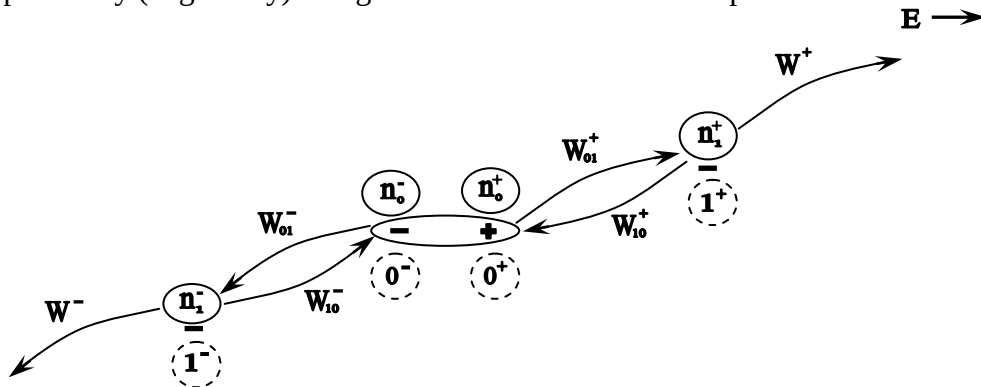


Fig. 2. Model positive ion and electron under the influence of quantum light. $n_o^-(t)(n_o^+(t))$ - probability of finding an electron (positive ion) in place of its location at the end of thermalization (in center $0^+ i 0^-$) $n_i^-(t)(n_i^+(t))$ - probability of finding an electron (positive ion) of trapped $1^- (1^+)$ after the first transition. $W_{ij}^-(W_{ij}^+)$ - probability per unit time of transition of an electron (positive ion) change from state “i” in state “j”. Switching carriers is possible with traps 1^- and 1^+ with probability W^- and W^+ per unit time.

$$\frac{dn_0^+(t)}{dt} = -\gamma \cdot n_0^+(t) \cdot n_0^-(t) - W_{01}^+ \cdot n_0^+(t) + W_{10}^+ \cdot n_1^+(t), \quad (11)$$

$$\frac{dn_1^+(t)}{dt} = W_{01}^+ \cdot n_0^+(t) - (W_{10}^+ + W^+) \cdot n_1^+(t), \quad (12)$$

$$\frac{dn_0^-(t)}{dt} = -\gamma \cdot n_0^+(t) \cdot n_0^-(t) - W_{01}^- \cdot n_0^-(t) + W_{10}^- \cdot n_1^-(t), \quad (13)$$

$$\frac{dn_1^-(t)}{dt} = W_{01}^- \cdot n_0^-(t) - (W_{10}^- + W^-) \cdot n_1^-(t). \quad (14)$$

γ – rate of recombination of electron-ion pairs. The initial conditions

$$\begin{aligned} n_0^-(0) &= n_0^+(0) = 1; \\ n_1^-(0) &= n_1^+(0) = 0; \end{aligned} \quad (15)$$

The system (11) - (15) was solved using perturbation theory under the assumption dominate the recombination process of electron-ion pairs.

A Analysis of the resulting allowed to explain the closeness of values of the characteristic temperature of the process of photogeneration of charge carriers and the transition temperature in viscous flowing state in organic polymer nano roomy composites - C60.

Conclusions.

1. Dependences of the photocurrent density in roomy composites PEPK + C₆₀ at high (before the break) values of the electric field and room temperature.
2. Suggested model of dissociation geminalic electron - ion pairs in organic media, which explains the closeness of values of the characteristic temperature of the process of photogeneration of charge carriers and the transition temperature in viscous flowing state in organic nano roomy polymer composites – C₆₀.
3. The proposed model explains the dependence photoprocesses in organic nanocomposites polymer - fullerene conformational state of the polymer molecules.

1. *Dennler Gilles, Sariciftci Niyazi Serdar, Brabec Christoph J.*, Conjugated Polymer-Based Organic Solar Cells, *Semiconducting Polymers: Chemistry, Physics and Engineering*, Vol I Second Edition. Edited by G. Hadziioannou and G.G., 2006 WILEY-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, Weinheim
2. *Е.Л.Александрова*. Светочувствительные полимерные полупроводники // *Физика и техника полупроводников*, 2004, т.38. № 10, с.1153 - 1194.
3. *Kouwenhoven L.P., Marcus Ch.M., Meeuwsen P.L., Tarucha S., Westervelt R. M., Wingree N.S.*, Electron transport in quantum dots, edited by L.L. Sohn, L.P. Kouwenhoven, G. Schön, 1997, p 110.
4. *Заболотный М.А., Кулиш Н.П., Дмитренко О.П., Барабаш Ю.М.*, Модель диссоциации электрон – дырочной пары в супрамолекулярных фоточувствительных полупроводниках, // *Nanosystems, Nanomaterials, Nanotechnologies*, 2008, том.6, №4, С.1043 – 1057

РАДИАЦИОННЫЕ ТЕХНОЛОГИ В МЕДИЦИНЕ

А.П. Черняев, А.С. Осипов, С.М. Варзарь, Е.В. Заглубоцкая, Ю.В. Пашкова

*МГУ им. М.В. Ломоносова, физический факультет,
кафедра «Физики ускорителей и радиационной медицины»,
119991, ГСП-1, Москва, Ленинские горы, МГУ им. М.В.Ломоносова,
Дом 1, строение 2, Физический Факультет, кафедра ФУиРМ.
тел +7(495) 939-49-46; kfuirm@rambler.ru*

Аннотация. В настоящее время ускорители широко используются как в научных исследованиях, так и в прикладных областях – в сельском хозяйстве и биологии, химии и экологии. Целые направления в медицине и промышленности: стерилизация продуктов питания и медицинского инструмента, лечение онкологических заболеваний и радиодиагностика, а так же дефектоскопия и сшивание полимеров базируются на применении ускорителей. В статье собраны ранние и современные данные об ускорителях, используемых в различных отраслях, на основании анализа количественных данных предложен прогноз развития производства ускорителей в мире.

Abstract. In recent years, accelerators are widely used in scientific research and in many branches of applied sciences – agriculture, biology, chemistry and ecology. Whole areas in medicine and industry: sterilization of food and medical devices, medical radiation treatment (radiotherapy) and radiodiagnostics, defect detection and linking of polymers based on the application of accelerators. In this article the authors collected recent data on the accelerators that are used in various industries. The author also gives an analysis of the present situation concerning the development of production of accelerators in the world.

Ключевые слова: ускоритель, медицина, ядерная медицина, радиология, электроны, протоны, фотоны, стереотаксическая хирургия, лучевая терапия, онкологические заболевания, ядерно-физические технологии, изотопы, ионизирующие излучения, кобальтовые установки, линейные ускорители.

Key words: Accelerator, medicine, nuclear medicine, radiology, electrons, protons, photons, stereotaxic surgery, radiation therapy, oncology, nuclear-physical technology, isotope, ionizing radiation, cobalt installation, linear accelerator.

В мире общее количество ускорителей действующих в науке, промышленности и медицине к концу 2011 года составляло примерно 34540 единиц. Это число не включает в себя ускорители, используемые в закрытых работах, в частности, в оборонной промышленности, а так же электронные микроскопы. В научных лабораториях и ускорительных центрах при исследованиях в ядерной физике и физике элементарных частиц действует около 1200 ускорителей, что составляет примерно 3% всех существующих ускорителей. В промышленности функционирует примерно 21350 (62%), в медицине – 11990 (35%). Что касается России, то распределение между этими отраслями сильно отличается. Так, в науке задействовано около 20% работающих в стране ускорителей, в промышленности – 30%, а в медицине - 50%. Значительная часть последних (86%) используется в лучевой терапии, остальные – в ядерной медицине. На графике (Рис.1) отражена динамика роста количества ускорителей в медицине, промышленности и науке за 50 лет.

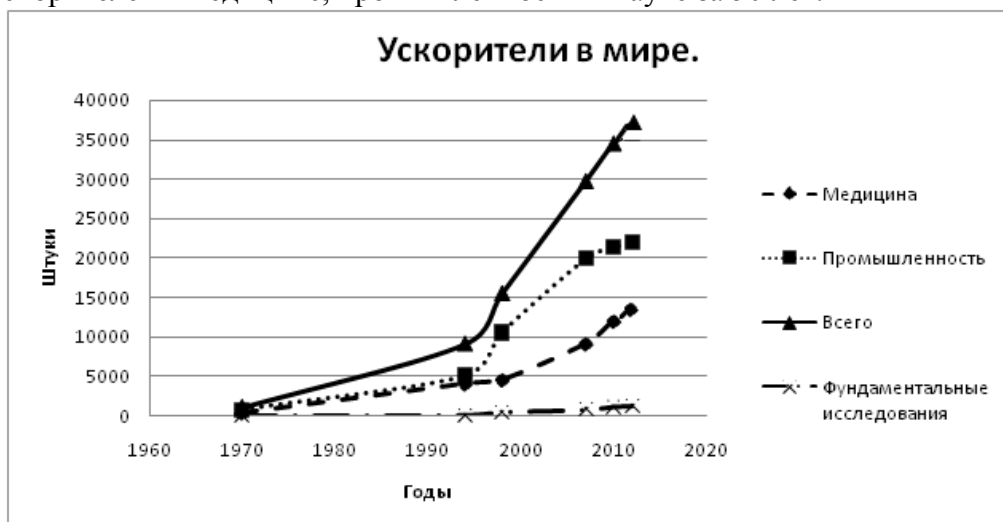


Рис.1 Ускорители в медицине, промышленности и науке, 1970-2020.

В таблице 1 приведены данные, собранные из различных источников о развитии ускорительной техники за 40 лет [1,2].

Таблица 1. Ускорители в мире.

Год	1970	1989	1994	1998	2006	2007	2010 Оцен.	2012 Прог.
ПРОМЫШЛЕННОСТЬ						19850	21350	21660
Радиационное производство	694		1500	1500	1500	2000	2340	2560
Ионные имплантанты (в т. ч. для создания электросхем компьютерных чипов)		3000	2000	6000	7000	9500	10660	10700
Лучевая сварка, резка и т. д.						4500	4500	4500
Неразрушающий анализ						650	650	700
Ионный анализ						200	200	200
Сшивка труб, проводов, кабелей; отверждение красок; производство термоусадочных пленок; вулканизация компонентов шин; техническое обслуживание						2000	2000	2000
Генераторы нейтронов						1000	1000	1000
ФУНДАМЕНТАЛЬНЫЕ ИССЛЕДОВАНИЯ							1200	1200
E>1 ГэВ В т. ч.: источники синхр. излучения коллайдеры			112 50	112 83	110 70		260 83 10	260
Другие линейные и кольцевые ускорители							940	940
МЕДИЦИНА			4200	4700	5200	9650	11990	13100
Лучевая терапия	306	2500	4000	4500	5000	9100	11440	12500
Радионуклидная диагностика и терапия			200	200	200	550	550	600
ВСЕГО							34540	35960

Из 11990 ускорителей, используемых в медицине, около 11440 установок – это ускорители электронов. В целом, рост числа последних в мире с 60-х годов, по нашим оценкам, подчиняется зависимости третьей степени. Если такая тенденция будет наблюдаться и в дальнейшем, то, к примеру, к 2021 году количество ускорителей электронов, применяемых в медицине, может достигнуть почти 21000 единиц. В России дело обстоит немного по-другому – число медицинских ускорителей растет линейно. Если сейчас используется около 125 ускорителей, то к 2021 их количество может возрасти почти всего лишь в 2 раза – до 240. На сегодня соотношение между количеством медицинских ускорителей и кобальтовых источников в мире оценивается как 8:1, в то время как в России – 1:2. Тем не менее, можно говорить о том, что наша страна находится на пути выхода из сложившейся ситуации, т. к. еще пару лет назад источников γ -излучения Co^{60} было в 3 раза больше чем медицинских ускорителей. Эти показатели существенно улучшились в 2000-2011 гг., в разные города России было установлено более 35 ускорителей фирм Varian, Elekta и Siemens.

В лучевой терапии используются в основном линейные ускорители, в ядерной медицине – циклотроны и реакторы. Около 98% всех медицинских ускорителей действует в США, странах Европы, Японии, Китае, Индии и России.

В США, например, функционирует один ускоритель на 70 тыс. жителей, а всего используется около 4400 единиц. В Европе, в среднем, один ускоритель приходится на 100 тыс. человек, при этом работает около 3200 ускорителей. Примерно 910 ускорителей применяется в медицине в Японии, быстро растет их число в Китае и Индии. Около 1000

ускорителей сейчас работает в медицине в Китае и 520 – в Индии. Лучевую терапию в мире проходят 70% онкологических больных, в том числе 25% - на пучках тяжелых заряженных частиц, в России лечение с использованием ускорителей получает 30% заболевших.

Сегодня достижения современной физики широко используются в медицинской технике. Кроме ускорителей это кобальтовые установки, кибер- и гамма-ножи, гамма-камеры и ОФЭКТ, компьютерные томографы, МРТ-томографы, ПЭТ-томографы и сканеры – всего более 103000 устройств, не включая электронные микроскопы и рентгеновские аппараты. В таблице 2 приведено сравнение количества техники и медицинских центров, действующих в России и мире.

Таблица 2. Количество медицинской техники и центров в мире.

Техника	В России	В мире
Ускорители электронов	~125	~ 11 440
Источники гамма-излучения Co-60	~270	~ 1 500
Гамма-камеры + ОФЭКТ	~200	~ 17 000
Компьютерные томографы	~450	~ 40 000
МРТ	~ 100	~ 30 000
ПЭТ - сканеры	22	~ 2 500
ПЭТ-центры	7	~ 550
Центры радионуклидной диагностики и терапии	5	>1000
Установки стереотаксической радиохирургии	6	~ 510
Центры брахитерапии	>10	~ 800
Центры адронной терапии, в т. ч:	5	>33
1)центры протонной терапии	3+1	~30
2)центры лучевой терапии на пучке углерода	1	3
Центры нейтронной терапии	4	~ 20

Для достижения показателей, близких к среднеевропейским, России необходимо увеличить количество ускорителей электронов до 1400 (минимум до 400, сохраняя 200 источников Co⁶⁰), количество центров с ускорителями для протонной лучевой терапии хотя бы до 30 (при имеющихся семи). Для примера, в Германии таких центров сейчас строится около 20.

Для диагностики и лечения онкологических заболеваний перспективным является использование ускорителей протонов (циклотронов), устанавливаемых в центрах позитронно – эмиссионной томографии (ПЭТ). В мире работает около 550 центров, в России их 7, для обеспечения потребности населения необходимо иметь хотя бы 100, например, в США функционирует более 300 ПЭТ-центров. Первый промышленный ПЭТ-томограф российского производства создан и работает в Санкт-Петербурге.

В последнее время большую популярность при лечении онкологических заболеваний приобретает стереотаксическая радиохирургия, которая позволяет избежать хирургического вмешательства и последующей длительной реабилитации пациента. Для осуществления этого метода в мире используются установки типа Гамма-нож, Кибер-нож и модифицированные линейные ускорители LINAC. Гамма-нож был создан в 1968 году, но поначалу использовался для решения узкоспециализированных задач. После проведения клинических исследований и разработки методов применения данных устройств оборудование для стереотаксической радиохирургии стало широко применяться в медицинских центрах по всему миру. На сегодня функционирует 266 Гамма-ножей и 252 Кибер-ножа (Табл. 3), причем больше половины установок приходится на США и Японию[3,4].

Таблица 3. Распределение Гамма- и Кибер ножей по странам и частям света

Страна	Гамма-нож	Кибер-нож
США	107	144
Япония	48	23
Китай	16	10
Россия	2	4
Европа (не включая Россию)	37	44
Азия (не включая Китай и Японию)	36	20
Северная Америка (не включая США)	10	4
Южная Америка	7	3
Африка	3	-
Всего	266	252

В России в настоящее время функционирует два Гамма-ножа – в НИИ нейрохирургии им. Н. Н. Бурденко (Москва) и Международном институте биологических систем им. С. М. Березина (С.-Петербург), и четыре Кибер-ножа – в НИИ нейрохирургии им. Н. Н. Бурденко (г. Москва), ФМБЦ им. А. И. Бурназяна (г. Москва), Международном институте биологических систем им. С. М. Березина (г. С.-Петербург) и Челябинском областном клиническом онкологическом диспансере (г. Челябинск).

Таким образом, в начале 21-го века наметились следующие тенденции развития ускорительной техники в медицине:

быстрый рост количества линейных ускорителей электронов с энергией 3 – 25 МэВ для лучевой терапии;

развитие ускорительной техники для стереотаксической хирургии (уменьшение их размеров, веса и увеличение мощности пучка);

строительство кольцевых ускорителей различных типов для ядерной медицины (производство изотопов для радиотерапии, диагностики ПЭТ и ОФЭКТ);

Перспективным направлением является создание и применение компактных разрезных микротронов, которые эффективно могут быть использованы не только в промышленности, но и в медицине за счет своих маленьких размеров и невысокой цены.

Темпы строительства медицинских ускорителей велики - около 500-700 установок ежегодно. Существенную часть бюджета крупных стран, выделяемого на здравоохранение, и корпораций, заинтересованных в применении данных устройств, составляют средства, выделяемые на приобретение и создание ускорителей. Размеры и вес медицинских ускорителей уменьшаются, спектр применения расширяется, а надежность при использовании, качество воздействия возрастают. Процентная доля медицинских ускорителей в общем числе ускорителей будет увеличиваться, от 30% сегодня до 50% к 2030 году.

1. Черняев А. П. Введение в физику ускорителей. Учебное пособие. – М.: Изд-во Моск. ун-та, 2009. – 384 с.
2. Chernyaev A. P., Nuclear Physics Based Technologies in Medicine // Physics of Particles and Nuclei / 2012, Vol. 43, No. 2, pp. 262–272.
3. CyberKnife: <http://www.cyberknife.com/>
4. Gamma Knife radiosurgery for Patient Resource Center: <http://www.gammaknife.com/>

ИССЛЕДОВАНИЯ МОЛЕКУЛЯРНОГО МЕХАНИЗМА ПОЛИМЕРИЗАЦИИ ФИБРИНА МЕТОДОМ КАПЛИ, КОТОРАЯ ИСПАРЯЕТСЯ

Л.А. Булавин¹, О.В. Коробко^{1,*}, Э.В. Луговской², Л.Ю. Вергун¹, Е.М. Макогоненко²,
Г.Н. Вербинская¹, А.В. Британ¹

1) Киевский национальный университет имени Тараса Шевченко, физический факультет

2) Институт биохимии им. О.В.Палладина Национальной академии наук Украины

*Oksana2208@i.ua

Аннотация. С помощью метода испаряющейся капли исследуется процесс полимеризации фибрина. Получены экспериментальные зависимости, определяющие кинетику этого процесса. Сделан вывод, что полимеризация фибрина происходит в два этапа: на первом этапе образуется тонкая трёхмерная сеть из протофибрилл, а на втором - происходит утолщение её звеньев вследствие латеральной ассоциации со свободными протофибриллами из раствора и превращения протофибрилл в фибриллы.

Abstract. By the evaporating drop method the fibrin polymerization is investigated. The experimental dependences, which determine the kinetics of this process are obtained. The fibrin polymerization occurs during two stages is made the conclusion. During the first stage thin three-dimensional network from the protos-fibril is formed. During the second stage its sectional thickening occurs. As a result of this process is the lateral association with the free protos-fibril from the solution and the transformation of protos-fibril into the fibrils.

Ключевые слова: полимеризация, фибриллы, фибриноген, испарение

Key words: polymerization, fibrils, protos-fibril, evaporation

Процесс свёртывания крови происходит вследствие превращения «фибриноген-фибрин» под действием тромбина и полимеризации фибрина с образованием трёхмерной сети [1]. Фибриноген представляет собой димерный белок, включающий 2964 аминокислотных остатков. Процесс превращения фибриногена в фибрин активируется тромбином, который образуется при активации системы свёртывания крови.

Вначале отщепляются фибринопептиды А, и фибриноген превращается в des AA фибрин, из которого строятся промежуточные полимеры фибрина - протофибриллы. Затем тромбин отщепляет от des AA фибрина, входящего в состав полимерного фибрина, два фибринопептида В и превращает des AA фибрин в des AABV - фибрин, увеличивая скорость латеральной ассоциации протофибрилл и фибрилл. На завершающем этапе перехода «фибриноген-фибрин» образуется трёхмерная сеть фибрина, которая является каркасом тромба.

В настоящее время предложены две возможные схемы протекания полимеризации фибрина [2,3]. Согласно первой схеме вначале происходит объединение протофибрилл в фибриллы, которые затем, латерально ассоциируя, образуют трёхмерную сеть. Согласно второй схеме вначале образуется тонкая сеть из протофибрилл, а затем происходит разрастание протофибрилл в фибриллы.

Цель работы состоит в том, чтобы выяснить какая из этих схем соответствует реальности.

Для ответа на этот вопрос был использован экспериментальный метод испаряющейся капли [4,5].

Исследовалось испарение капли буферного раствора в контроле и капли того же раствора, в которой происходит полимеризация фибрина в реакции фибриногена с тромбином при конечных концентрациях фибриногена и тромбина 0,4 мг/мл и 0,54 НИН/мл соответственно.

Внешний вид экспериментальной установки для исследования процесса испарения капли показан на рис.1.

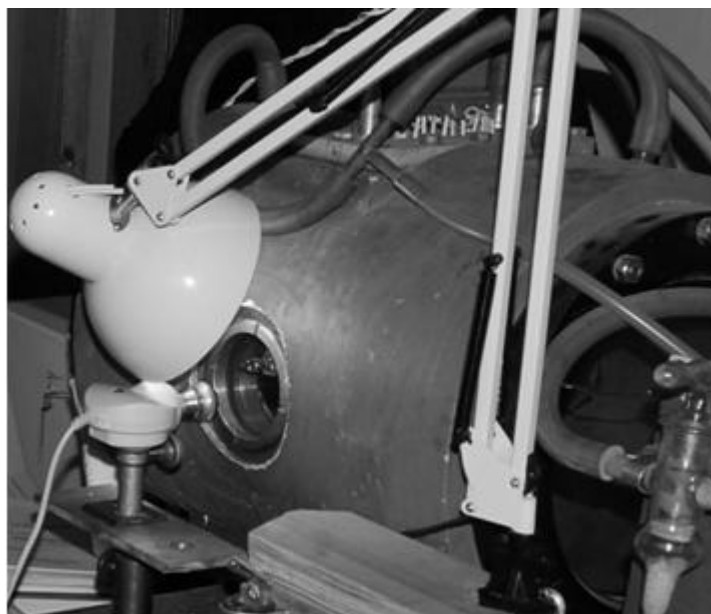


Рис.1. Внешний вид экспериментальной установки

На рис. 2 приведены временные зависимости $\xi(t)$, где ξ - отношение площади капли в начальный момент времени t_0 к площади капли в момент времени t . Эксперимент проводился при постоянной температуре 293 К.

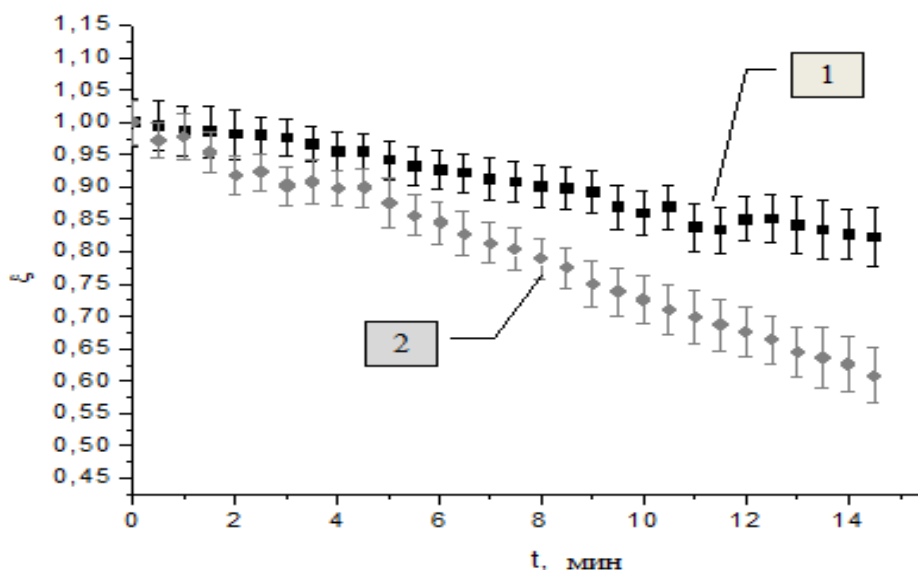


Рис.2. Временная зависимость относительного изменения площади капли (1- капля буферного раствора, 2 – капля буферного раствора, в которой происходит полимеризация фибрина)

Как видно из рис. 2 на кривой 2 по сравнению с кривой 1 наблюдается две особенности. Первая состоит в том, что в интервале времени 2-4 минуты испарение практически не происходит. Вторая особенность состоит в том, что скорость испарения капли превосходит скорость испарения буферного раствора.

Указанные особенности интерпретируются следующим образом. Во временном интервале 2 мин – 4 мин происходит формирование трёхмерной сети из тонких протофибрилл, промежутки между которыми заполнены молекулами воды. Часть этой воды образует гидратные оболочки протофибрилл, а другая часть находится в свободном состоянии. Поскольку значительная часть воды находится в связанном состоянии, то это

приводит к существенному уменьшению скорости испарения. После быстрого образования тонкой трёхмерной сетки из протофибрилл, происходит утолщение её звеньев вследствие латеральной ассоциации со свободными протофибриллами из раствора и превращения протофибрилл в фибриллы. В результате этого процесса высвобождается определённое количество молекул воды, которые ранее образовывали гидратные оболочки протофибрилл. Эти молекулы выталкиваются из сетки, в результате чего возрастает скорость испарения.

Таким образом, результаты, полученные с помощью метода испаряющейся капли, позволяют утверждать, что в действительности реализуется вторая схема построения трёхмерной сети фибрина, при которой вначале формируется тонкая трёхмерная сетка из протофибрилл, которые затем ассоциируют в фибриллы.

В дальнейшем планируется провести исследования по влиянию облучения на процесс перехода фибриноген-фибрин, методом испаряющейся капли.

1. *Blomback B., Hanson L.A.* Plasma proteins. Fibrinogen and fibrin formation.-New York.Brisbane. Toronto: Jonh Wiley and Sons, 1979, p.223-253.
2. *Baraset T.C., Haselgrove J.C., Weisel J.W.* Biophys.J., 1995, 68, p.1551.
3. *Hantgan R.R., Hermans J. J.* Biol.Chem., 1979, 254 (22), p.11272.
4. *Лушников А.А., Загайнов В.А., Нужный В.М.* Физика аэрозолей, 2001, с.7.
5. *Булавин Л.А., Вербинская Г.Н., Нужный В.М.* Кинетика испарения капель жидкости в паро-газовой среде. – Киев: Киевский университет, 2003-48с.

Радіаційна безпека

- **Забезпечення та контроль якості в радіології**
- **Радіотерапевтичні ризики та радіаційні аварії в радіології**
- **Організація та управління радіаційною безпекою**

Radiation Safety

- *Quality assurance and quality control in medical radiology*
 - *Radiotherapeutic risks and radiation accident in radiology*
 - *Organization and management of radiation safety*
-

АКТИВАЦІЯ ПОВІТРЯ ТА ЕЛЕМЕНТІВ КОНСТРУКЦІЇ ПРИ РОБОТІ МЕДИЧНОГО ПРИСКОРЮВАЧА ЕЛЕКТРОНІВ

**О.А. Безшийко^{2,*}, Б.М. Бондар^{1,2}, Л.О. Голінка-Безшийко², І.М. Каденко², Я.В. Кметюк¹,
К.Г. Кошарський¹, Є.Л. Момот², А.О. Нагай²**

1) Всеукраїнський центр радіаційної хірургії клінічної лікарні «Феофанія»

2) Київський національний університет імені Тараса Шевченка

** вул. Васильківська, 98а, Київ, Україна, 03022;*

+38(068)1177784; obezsh@gmail.com

Анотація. В роботі розглядаються основні шляхи активації компонентів середовища та матеріалів при роботі медичного лінійного прискорювача електронів та основні особливості забезпечення радіаційної безпеки персоналу.

Аннотация. В работе рассматриваются основные пути активации компонентов среды и материалов при работе медицинского линейного ускорителя электронов, а также основные особенности обеспечения радиационной безопасности персонала.

Abstract. Main pathways of air and accelerator materials activation during the work of medical linear accelerator are considered, main features of radiation safety are discussed.

Ключові слова: лінійний прискорювач, активація, радіаційна безпека.

Ключевые слова: линейный ускоритель, активация, радиационная безопасность.

Keywords: linear accelerator, activation, radiation safety.

Рак займає одне з провідних місць серед захворювань населення більшості економічно розвинутих країн світу. Незважаючи на позитивні тенденції, рак – у всіх його проявах – продовжує підривати глобальну охорону здоров'я. В 2008 році було 12700 тисяч нових випадків захворювання на рак та 7,6 мільона випадків смерті в відповідності з American Cancer Society (ACS) [1]. До 2030 року Всесвітня організація охорони здоров'я прогнозує, що ми стикнемося з більш ніж 21 мільоном нових випадків захворювання на рак та 13 мільонами випадків смерті в рік. Це обумовлює актуальність і важливість пошуку нових методів лікування онкологічних захворювань.

Лінійні прискорювачі електронів набули широкого використання в променевій терапії при лікуванні пацієнтів хворих на рак. Під час проведення лікувальної процедури з використанням лінійного прискорювача окрім опромінення самого пацієнта відбувається опромінення стовпа повітря між хворим і прискорювачем та конструкційних елементів голови прискорювача та процедурної. При використанні для опромінення високих енергій гамма-квантів (вище 10 MeV) окрім утворення озону відбувається також активація компонентів середовища та матеріалів (можуть відбуватись реакції з утворенням різних радіоактивних ізотопів, які створюють додаткову дозу в приміщенні, де проводиться

лікування) і як наслідок існує небезпека опромінення персоналу, в тому числі внутрішнього опромінення за рахунок активації компонентів повітря.

При аналізі можливої активації повітря до розгляду бралися наступні хімічні елементи: N₂, O₂, Ar, CO₂, Ne, He, CH₄, H₂, Kr, SO₂, масовий та об'ємний вміст яких в повітрі наведено в таблиці 1 [2].

Таблиця 1. Склад повітря.

Компонент	Об'ємний вміст%	Масовий вміст %
N ₂	78,09	75,50
O ₂	20,95	23,15
Ar	0,933	1,292
CO ₂	0,03	0,046
Ne	1,8 10 ⁻³	1,4 10 ⁻³
He	4,6 10 ⁻⁴	6,4 10 ⁻⁵
CH ₄	1,52 10 ⁻⁴	8,4 10 ⁻⁵
Kr	1,14 10 ⁻⁴	3 10 ⁻⁴
H ₂	5 10 ⁻⁵	8 10 ⁻⁵
N ₂ O	5 10 ⁻⁵	8 10 ⁻⁵
Xe	8,6 10 ⁻⁶	4 10 ⁻⁵
O ₃	3 10 ⁻⁷ - 3 10 ⁻⁶	5 10 ⁻⁷ - 5 10 ⁻⁶
Rn	6 10 ⁻¹⁸	4,5 10 ⁻¹⁷

Найбільш імовірні реакції, що можуть мати місце при роботі лінійного прискорювача електронів в режимі генерації гамма-квантів з енергією 18 MeV – це реакції з відділенням одного або ж двох нуклонів, такі як: (γ,n), (γ,2n), (γ,p), (γ,2p), (γ,np) та реакції з вильотом альфа частинки. Так для найбільших за масовою часткою складових повітря таких як азот та кисень порогові реакцій з відділенням одного нейтрона становлять 10,6 MeV та 15,7 MeV відповідно [3]. Продукти реакцій з вильотом двох нейтронів на основних компонентах повітря є або стабільними ізотопами, або ж мають дуже малий період напіврозпаду (десятки секунд) в порівнянні з ¹³N та ¹⁵O, які є продуктами реакцій ¹⁴N(γ,n) ¹³N та ¹⁶O(γ,n) ¹⁵O і мають періоди напіврозпаду близько 10 та 2 хвилин відповідно. Перерізи цих реакцій згідно [4] становлять 2-3 мбарна для реакції ¹⁴N(γ,n) ¹³N та до 5 мбарн для реакції ¹⁶O(γ,n) ¹⁵O. Продукти ядерних реакцій з вильотом альфа-частинки при взаємодії гамма-квантів з ядрами повітря також є або стабільними ізотопами, або ж мають дуже малий період напіврозпаду, а такі як ¹⁴C, що є продуктом реакції ¹⁸O(γ,α) ¹⁴C має період напіврозпаду 5700 років.

Ядерні реакції під дією гамма-квантів також можуть відбуватися на складових пилу, який складається з - органічних сполук (H₂, N₂, O₂, F, S), кварцу (SiO₂), карбонатів (CaCO₃) [5]. Згідно санітарних правил України, значення ГДК для нейтрального пилу, що не має отруйних властивостей, не повинно перевищувати 10 мг/м³ [5]. Як відомо, 1 м³ повітря при нормальних умовах важить 1,29 кг. Таким чином кількість ядер пилу в порівнянні з кількістю ядер кисню та азоту в повітрі не може дати істотного внеску в активацію повітря.

Концентрацію радіоактивного повітря в зоні опромінення під час роботи медичного прискорювача можна розрахувати за формулою [6]:

$$C = \frac{C_0 \cdot E_0 \cdot I \cdot d \cdot K}{\left(K + \frac{0,693}{T_{1/2}}\right) \cdot V \cdot K_k} \left[1 - e^{-\left(K + \frac{0,693}{T_{1/2}}\right)}\right],$$

де C₀ – стала швидкості утворення радіоактивного газу в повітрі (Кюри/год·MeV·А·м), T_{1/2} – період напіврозпаду радіоізоотопу, який утворився, E₀ – енергія електронів в MeV, K – кратність повітрообміну в зоні опромінення, K_k – кратність повітрообміну в робочій камері, I – струм, V – об'єм камери прискорювача, d – відстань від вхідного вікна прискорювача до мішені.

Так при високих енергіях гальмівних гамма-квантів при розрахунку забороненого часу необхідно враховувати не тільки утворення озону, а й накопичення радіоактивних газів в приміщенні прискорювача.

Також можна проводити розрахунки активації повітря згідно [7].

Було проведено виміри розподілу залишкової дози в часі після набору 300 моніторних одиниць за 30 секунд на прискорювачі Varian CLINAC в Всеукраїнському центрі радіаційної хірургії клінічної лікарні «Феофанія». Результати вимірів наведено на Рис.1.

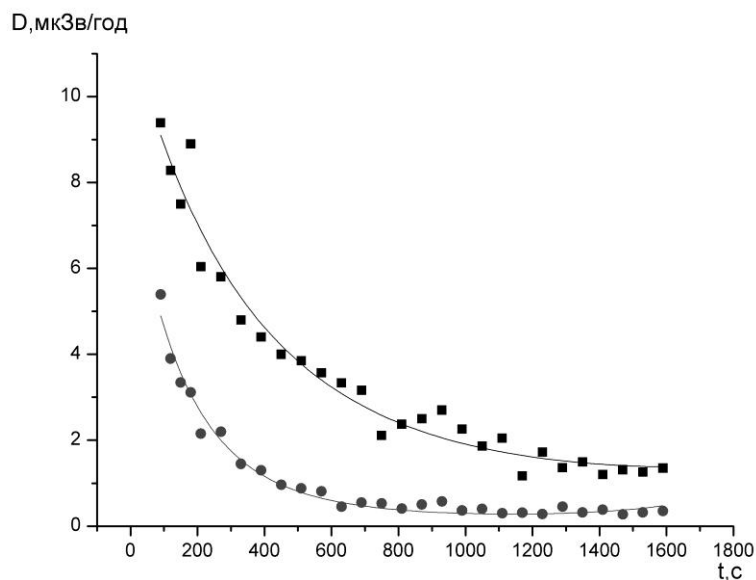


Рис.1. Залежність потужності дози від часу після кінця опромінення. Заповнені чорні квадрати – виміри сосно пучка, сірі кола – виміри поза зоною пучка.

Для проведення вимірів використовувалися два однакових дозиметри Red Eye G-10. Gamma Survery Meter SN. Виміри проводилися соосно осі пучка прискорювача та поза зоною цієї осі, як при відкритих щелепах, так і при закритих щелепах.

Певний внесок в загальну залишкову дозу може давати активація конструкційних елементів голови прискорювача. Продукти фотоядерних реакцій з вильотом одного або двох нуклонів на ізотопах свинцю, вольфраму, заліза, міді і т. ін. не всі є стабільними, а деякі з них мають кількахвилинні періоди напіврозпаду, пороги таких реакцій менші за 18 MeV, а перерізи становлять сотні мілібарн. Тому треба враховувати, що наприкінці робочого дня (тижня) в приміщенні лінійного прискорювача доза дещо збільшиться за рахунок активації конструкційних елементів.

1. Cancer prevention outlook. The prevention agenda S2 // Nature.- vol 471.- 24 march 2011.
2. Режим доступу: <http://chemistry.narod.ru/tablici/vozduh.htm>
3. Режим доступу: <http://cdfc.sinp.msu.ru>.
4. Режим доступу: <http://www-nds.iaea.org/exfor/exfor.htm>
5. Основні санітарні правила забезпечення радіаційної безпеки України ОСПУ (ДСП 6.177-2005-09-02).
6. Санитарные правила размещения и эксплуатации ускорителей электронов с энергией до 100 МэВ.- №1858-78.- 1978.
7. Radiation Protection for Particlt Accelerator Facilities //NCRP Report №144.- 2003.- P.499.

ПИТАННЯ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ГАРАНТІЇ ЯКОСТІ ТА РАДІАЦІЙНОЇ БЕЗПЕКИ ТЕХНОЛОГІЧНОГО ЛАНЦЮЖКА ПЕТ-ДІАГНОСТИКИ

О.А. Безшийко^{2,*}, Л.О. Голінка-Безшийко², І.М. Каденко², О.А. Казінова²,
Я.В. Кметюк¹, Г.В. Рабош¹, А.О. Нагай²

1) Всеукраїнський центр радіаційної хірургії клінічної лікарні «Феофанія»

2) Київський національний університет імені Тараса Шевченка

* вул. Васильківська 98а, Київ, 03022;

+38(068) 117-77-84, obezsh@gmail.com

Анотація: В роботі розглядаються основні фізичні принципи позитронно-емісійної томографії (ПЕТ) та основні особливості забезпечення радіаційної безпеки і гарантії якості усього технологічного ланцюжка ПЕТ-діагностики.

Аннотация: В работе рассматриваются основные физические принципы позитронно-эмиссионной томографии (ПЭТ), а также основные особенности обеспечения радиационной безопасности и гарантии качества всей технологической цепочки ПЭТ-диагностики.

Abstract: The main physics fundamentals of positron emission tomography (PET) and most important features of radiation safety and quality assurance for technology chain of PET diagnostics are considered.

Ключові слова: ПЕТ, позитронно-емісійна томографія, радіаційна безпека, гарантія якості

Ключевые слова: ПЭТ, позитронно-эмиссионная томография, радиационная безопасность, гарантия качества.

Keywords: PET, positron emission tomography, radiation safety, Quality Assurance.

Вступ. Позитронно-емісійна томографія за останні десять-п'ятнадцять років стала одним з найважливіших діагностичних засобів при лікуванні онкологічних захворювань. Основна перевага і унікальність цього методу в тому, що він дозволяє знаходити і ідентифікувати злоякісні утворення невеликих розмірів (метастазні утворення менше сантиметру), які знаходяться в стадії активного розвитку, досліджувати активність пухлин, чітко визначати стадію розвитку хвороби, прогнозувати ефективність лікування та визначати якість лікувального процесу в післятерапевтичний період. Останнім часом проходить активний розвиток нових ПЕТ методик, швидкими темпами покращуються характеристики обладнання та аналізуючого програмного забезпечення. Поєднання позитронно-емісійного томографа з комп'ютерним рентгенівським томографом в один тандем надало суттєві переваги і покращання характеристик сканерів для позитронно-емісійної томографії і на даному етапі розвитку практично всі такі системи випускаються в парі з комп'ютерним томографом, тому і назва їх модифікується до ПЕТ/КТ сканери (чи ПЕТ/КТ томографи). Буквально останні кілька років з появою ефективних напівпровідникових електронних помножувачів (SiPM), які мало чутливі до магнітного поля, з'являється тенденція суміщення ПЕТ сканера з магніто-резонансним томографом, нові часопрольотні методики дозволяють суттєво покращити фонові умови для отримання якісних діагностичних сканів.

Основні фізико-біологічні принципи ПЕТ томографії. Ще на початку 30-х років минулого століття було помічено, що значна частина злоякісних утворень відрізняється підвищеним рівнем споживання глюкози. Це пов'язано головним чином з тим, що ракові клітини швидко ростуть і розмножуються, що при такому метаболізмі вимагає споживання великої кількості будівельно-енергетичних ресурсів, одним із важливих з яких є глюкоза. В семидесятих роках було запропоновано використовувати мічені аналоги глюкози для вивчення метаболізму в організмі людини. При цьому використовувались радіоактивний вуглець, але особливо широкого розповсюдження набуло використання радіоактивного ізотопу фтору ^{18}F у речовині фтордезоксиглюкоза (ФДГ), яка є аналогом глюкози на кількох етапах її метаболізму, але на відміну від неї, метаболізм ФДГ закінчується передчасно і її продукт з радіоактивною міткою фтору накопичується в тканинах. Якщо визначити концентрацію фтору-18 в тканинах, то по відповідному високому рівню метаболізму можна

локалізувати з непоганою точністю і високим рівнем ймовірності наявність скупчень злоякісних пухлин. Підвищеним рівнем метаболізму відзначаються деякі важливі органи тіла (наприклад мозок, серце), що ускладнює в деякій мірі визначення злоякісних пухлин в таких зонах, але при цьому це дозволяє досліджувати мозкову і серцеву діяльність прямо в динаміці, що є дуже важливим для відповідних напрямків медицини. Ядро фтора-18 при розпаді випромінює позитрони достатньо низької енергії, що дозволяє з непоганою точністю і низьким фоном визначати точку (для конкретного ядра визначається напрямок, на якому лежить це ядро), де розпалося ядро. Фізика процесу виглядає так. Коли в результаті β^+ розпаду вилітає позитрон з енергією не більше 0.63 MeV, він загальмовується в речовині тіла і при досягненні кінетичної енергії, близької до нуля анігілює з одним із електронів середовища. В результаті утворюються два гамма-кванти з однаковою енергією 511 keV кожний, які розлітаються в протилежні боки (під кутом 180° один відносно іншого). Навколо пацієнта по колу знаходиться матриця з сцинтиляційних детекторів, в яких реєструється енергія гамма квантів та час їх появи. При співпаданні сигналів від двох детекторів матриці визначається пряма (по двом «точкам»-детекторам), на якій знаходиться джерело випромінювання, а точки перетину кількох таких прямих дозволяють визначити місце випромінювання позитронів.

Для синтезу ФДГ, який вводять внутрішньо пацієнтам, потрібне напрацювання радіоактивного фтору-18 кожного дня, необхідні активності порядку кількох Кюрі, оскільки період напіврозпаду ^{18}F близько $T_{1/2}=110$ хвилин, тобто ізоотоп достатньо швидко розпадається. Остання характеристика з одного боку із-за короткого часу життя призводить до відносної безпечності ізоотопу (за один – три дні не залишається і сліду від ядер радіоактивного фтору-18), з іншого боку обмежує можливості використання фтору-18 із одного спеціалізованого центру (не можна довести вчасно ізоотоп на далекі відстані) і вимагає виробництво ^{18}F та ФДГ на його основі максимально наближувати до місць їх використання (в межах однієї-двох годин пересування транспортом). Тому для виробництва ^{18}F будують медичні циклотрони та автоматизовані системи синтезу ФДГ, як правило, на базі одного із великих клінічних закладів. Один із найбільш поширених способів отримання ^{18}F – опромінення високоенергетичними (порядку 15 MeV) протонами ядер ^{18}O . Як правило, опромінюють воду, збагачену стабільним ізоотопом ^{18}O до величин, більше 90% збагачення у порівнянні з ізоотопом ^{16}O . В результаті реакції $p+^{18}\text{O} \rightarrow n+^{18}\text{F}$ утворюється необхідний ізоотоп фтору, але при цьому як побічний шкідливий процес утворюється значний потік нейтронів, які треба враховувати при забезпеченні радіаційної безпеки. Далі вода з фтором-18 перетискується в систему автоматизованого синтезу ФДГ, де всі процеси очистки речовин і синтезу фармпрепарату проходять без участі людини в автоматичному режимі. Після перевірки якості підготовленого препарату, він фасується для використання в тому самому медичному закладі, де ФДГ було виготовлено, або для перевезення в інші медичні заклади, які використовують ПЕТ-сканери для діагностики. Пацієнту за допомогою шприца вколюють ФДГ для ефективного розповсюдження по кровоносній системі і через невеликий час (20-40 хвилин для досягнення відповідних стадій метаболізму) проводиться діагностичне сканування на ПЕТ (ПЕТ/КТ) сканері. Увесь технологічний ланцюжок отримання якісного діагностичного ПЕТ зображення достатньо складний і має суттєві відмінності від процесів отримання рентгенодіагностичних зображень не тільки в базових фізичних принципах, але і в питаннях радіаційної безпеки та розвитку систем управління якістю процесів.

Питання радіаційної безпеки при проведенні позитронно-емісійної томографії. При проведенні заходів з радіаційної безпеки, пов'язаних з проведенням ПЕТ діагностичних досліджень, виникає цілий ряд важливих особливостей, які ставлять суттєво більш жорсткі вимоги до проектування приміщень технологічного ланцюжка ПЕТ діагностики, засобів періодичного контролю та постійного радіаційного моніторингу, радіаційного захисту персоналу та попередження потенційних аварійних викидів в атмосферу. Із таких особливостей необхідно виділити перш за все такі:

1. Основний внесок в радіоактивне опромінення від ізотопів, які випромінюють позитрони, дають анігіляційні гамма-кванти, енергія яких (511 кеВ) суттєво вища за звичні величини для рентгенівського випромінювання подавляючої більшості рентгенодіagnostичних апаратів і помітно вища за енергію основних ізотопів ядерної медицини (таких, як ^{99m}Tc). Для такої енергії внесок від фотоэффекту при поглинанні гамма-променів не є вже визначальним, як для рентгенодіagnostичної області чи розрахунку захисту від технецію. Тому звичні для спеціалістів з радіаційної безпеки в рентгенодіagnostичній області сильні залежності поглинання від атомного номеру матеріалу для енергії гальмівних гамма-квантів практично відсутні. І в цьому випадку матеріали типу свинцю чи баритової штукатурки вже не є ефективними для захисту. Наприклад, для свинцю шар десятикратного ослаблення для випромінювання ^{99m}Tc складає 0.9 мм, а для гальмівних гамма квантів ^{18}F – порядку півтора сантиметри, при тому, що для випромінювання від рентгенівської трубки з анодною напругою 100 кВ, десятикратне ослаблення досягається шаром свинцю, не більшим за 0.25 мм (після попередньої фільтрації 2 мм шаром алюмінію) Тому як висновки з цього:
 - а. найефективніший захист від гальмівних гамма-квантів – стіни з бетону, а головне – збільшення відстані до джерела, що є найоптимальнішим з точки зору співвідношення фізичної та економічної ефективності.
 - б. ускладнюються заходи із радіаційної безпеки медичного персоналу, який вводить шприцами фармпрепарат в кров пацієнта, захисні чохла із свинцю і навіть з вольфраму не вирішують повністю проблеми (при цьому суттєво ускладнюючи роботи із-за своєї великої маси), на перше місце для зменшення отриманої дози персоналу в районі пальців і кистей рук висувається мінімізація часу введення фармпрепарату.
 - в. з точки зору радіаційної небезпеки як для самих пацієнтів, так і для оточуючих людей, хоча потужність дози від позитрон випромінюючих ізотопів майже на порядок вища за таку ж величину для технецію, але за рахунок короткого періоду напіврозпаду (близько 110 хвилин) загальна кумулятивна доза для пацієнта одного порядку з дозою від ^{99m}Tc .
 Детально з питаннями побудови радіаційного захисту і радіаційної безпеки при проведенні процедур ПЕТ діагностики можна ознайомитися в [1, 2].
2. Якщо для отримання ^{18}F використовується реакція із заміщенням нейтрона протоном в $p+^{18}\text{O} \rightarrow n+^{18}\text{F}$, утворюється інтенсивний потік достатньо високоенергетичних нейтронів, при виробленні активностей фтору на рівні кількох кюрі потік нейтронів може досягати величин 10^{12} за секунду в тілесний кут 4π. Після термалізації на елементах конструкції циклотрону та стінках захисного бункеру утворюється інтенсивний потік теплових та резонансних нейтронів. В результаті інтенсивно проходять реакції захоплення нейтронів. За рахунок високоенергетичних нейтронів проходять інші ядерні реакції з нейтронами. Все це призводить до досить великого радіаційного фону наведеної радіації, з яким необхідно боротися і враховувати при розрахунках радіаційного захисту і засобів моніторингу. Для зменшення активації конструкційних матеріалів виробники циклотронів використовують в області мішені матеріали з невеликими перерізами взаємодії з нейтронами, або такі елементи, активація яких формує радіоактивні ізотопи з малим часом напіврозпаду. Для циклотронів без вбудованого протинейтронного захисту користувачам необхідно уникати розташування в бункері циклотрону (особливо в районі мішені) речовин з великими перерізами захоплення теплових нейтронів. При активації повітря найбільш суттєва проблема захоплення аргоном нейтронів і утворення радіоактивного аргону-41 з періодом напіврозпаду майже дві години [3]. З цим ефективно можливо боротися двома шляхами. Найбільш ефективний – використання внутрішнього комбінованого

вбудованого захисту від нейтронів. В цьому випадку опромінюється невелика область з повітрям в районі мішені (десятки літрів) і це повітря розбавляється до допустимих величин наведених активностей перед викидом в атмосферу при вентиляції. Якщо вбудований захист відсутній, об'єм активованого повітря бункеру може складати десятки кубометрів і його розбавлення до допустимих норм залишкової активності проблематичне. В цьому випадку проводять вентиляцію циклотронних систем без викиду повітря в атмосферу, по закінченні напрацювання фтору-18 активоване повітря закачується в балони під великим тиском (при цьому об'єм балонів має розумно невелику величину) і після вичікування (як правило в межах однієї доби) для розпаду аргону-41 викидається в атмосферу при постійному радіаційному моніторингу.

3. В процесі виробництва фармпрепаратів на основі позитронно випромінюючих ізотопів, особливо при використанні легко летючих чи газових компонентів (особливо це відноситься до карбону-11) є ризик витоку радіоактивних компонентів в вентиляційні системи (що може призвести до їх викиду в атмосферу) і у внутрішній простір приміщень технологічного ланцюжку ПЕТ-діагностики [4]. Тому необхідний безперервний моніторинг рівнів радіації у вентиляційних каналах і приміщеннях із автоматичними системами блокування вентиляції та сповіщення персоналу про аварійний викид. Це достатньо складна задача, оскільки при концентраціях радіоактивностей, близьких до допустимих, пряме вимірювання детекторними системами без концентрування радіоактивних ізотопів проблематичне [5].

Забезпечення гарантії якості при ПЕТ-діагностиці. Оскільки методика позитронно-емісійної томографії достатньо складна і технологічний рівень складових високий, для гарантування високого рівня якості виконання всіх процедур ПЕТ ланцюжку необхідне виконання цілого ряду чітко визначених дій як при формуванні відділень ПЕТ-діагностики, так і при поточному виконанні контролю та налаштуванню апаратно-програмних систем. Різними організаціями розроблено цілу низку програмних і технічних документів для проведення таких процедур. Найбільш відомі серед них документи МАГАТЕ (наприклад [6,7]), акредитаційні процедури Американського коледжу радіології (ACR accreditation, [8]) та NEMA стандарти 2001 та 2007 років (NEMA standards for positron emission tomography, [9]).

ПЕТ-діагностика у Всеукраїнському центрі радіаційної хірургії клінічної лікарні «Феофанія». В рамках Всеукраїнського центру радіаційної хірургії клінічної лікарні «Феофанія» у Києві вже більше року функціонує підрозділ ПЕТ-діагностики з повним технологічним ланцюжком від напрацювання на циклотроні фтору-18 і виготовлення РФП до сканування на ПЕТ/КТ томографі. Циклотрон має власний вбудований захист, що суттєво покращує і спрощує мови для забезпечення високого рівня радіаційної безпеки. При розробці процедур враховуються всі настанови не тільки українського законодавчого поля, але і основних авторитетних організацій в цій області [5-8]. Для томографічного сканування використовується ПЕТ/КТ томограф Biograph 64 TruePoint фірми Siemens, в рамках системи управління якістю підрозділ використовує фантом NEMA IEC Body phantom згідно стандарту NEMA NU2-2007, ACR фантом «Flangeless Deluxe ECT Phantom» згідно акредитаційної програми ACR з ядерної медицини, дозний калібратор Atomlab™ 500 Dose Calibrator (Biodex) та інше новітнє обладнання.

1. Mark T. Madsen et al. AAPM Task Group 108: PET and PET/CT Shielding Requirements // Med.Phys. – 2006. – V.33(1). – P. 4 – 15.
2. Radiation Protection in newer medical imaging techniques: PET/CT // SRS No.58. – IAEA, Vienna, 2008.
3. Bezshyyko O., Golinka-Bezshyyko L., Kadenko I. Argon activation in air at medical cyclotron RDS ECLIPSE during production of ^{18}F . // VANT.- 2009.- №5.-P.37-39.

4. Calandrino R., del Vecchio A., Todde S. and Fazio F. Measurement and Control of the Air Contamination Generated in a Medical Cyclotron Facility for PET Radiopharmaceuticals // The Radiation Safety Journal.- Vol. 92.- Suppl.2.- 2007.-P.-70-77.
5. Нечай Д., Безиийко О., Голінка-Безиийко Л., Громлюк А., Каденко І. Оптимізація радіаційного впливу на оточуюче середовище при використанні позитрон-емісійної томографії // Наук.вісн.Ужг.унів.- 2009.- №24.- С.-131-135.
6. Planning a Clinical PET Centre // IHHS No.11. – IAEA,Vienna, 2010.
7. Quality Assurance for PET and PET/CT Systems // IHHS No.11. – IAEA,Vienna, 2009.
8. Режим доступу: <http://www.acr.org/Quality-Safety/Accreditation/Nuclear-Med-PET>
9. Режим доступу: <http://www.nema.org/Standards/ComplimentaryDocuments/Contents-and-Scope-NU-2-2007.pdf>

ПРОБЛЕМИ МЕТОДИЧНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ІНДИВІДУАЛЬНОГО ДОЗИМЕТРИЧНОГО КОНТРОЛЮ ПЕРСОНАЛУ ПРИ ЗАСТОСУВАННІ НОВІТНІХ МЕДИЧНИХ ТЕХНОЛОГІЙ

В.В. Чумак^{1,*}, О.В. Баханова¹, В.М. Волоський¹, А.О. Моргун²

1) ДУ „Національний науковий центр радіаційної медицини НАМН України”

2) АТ „НДІ РЗ АТН України”

* вул. Мельникова 53, м. Київ, Україна, 04050;

+(38) (044) 4893414; chumak@leed1.kiev.ua

Анотація. Доповідь присвячена висвітленню актуальних проблем індивідуального дозиметричного контролю професійного опромінення в медицині, а саме – оцінці ефективної дози зовнішнього опромінення при використанні захисних обладунків, дозиметрії кінцівок та кришталіка ока, дозиметрії нейтронного випромінювання для персоналу прискорювачів.

Аннотация. Доклад посвящен освещению актуальных проблем индивидуального дозиметрического контроля профессионального облучения в медицине, а именно – оценке эффективной дозы внешнего облучения при использовании защитного снаряжения, дозиметрии конечностей и хрусталика, дозиметрии нейтронного излучения для персонала ускорителей.

Abstract. The presentation is devoted to discussion of the significant problems of individual dosimetric monitoring of occupational exposure in medicine, specifically – assessment of effective dose of external exposure in case of use of protective gear, dosimetry of extremities and lens, neutron dosimetry for accelerator operators.

Ключові слова: дозиметрія, дозиметричний контроль, професійне опромінення, медичний персонал.

Ключевые слова: дозиметрия, дозиметрический контроль, профессиональное облучение, медицинский персонал.

Key words: dosimetry, dosimetric monitoring, occupational exposure, medical staff.

Вступ. Дедалі ширше використання новітніх радіаційних технологій в медицині (інтервенційна радіологія, ПЕТ томографія, прискорювачі електронів та важких іонів тощо) висуває нові завдання в галузі індивідуального дозиметричного контролю (ІДК) професійного опромінення. Поширені в Україні засоби й методи ІДК вже не відповідають сучасним вимогам, забезпечуючи, у кращому випадку, контроль гамма/рентгенівського опромінення всього тіла в досить вузькому енергетичному діапазоні (десятки-сотні кеВ). Фактично без контролю залишаються дози на кінцівки (лаборантів та маніпуляційних медсестер, що працюють з ДІВ, а також інтервенційних радіологів), дози на кришталік ока, дози нейтронного випромінювання персоналу, що використовує прискорювачі з енергією електронів вище 8 МеВ. Окремою проблемою є коректне визначення ефективної дози інтервенційних радіологів, які працюють у безпосередній близькості до джерел рентгенівського випромінювання та використовують захисний одяг (фартухи, коміри,

спідниці). Відсутність контролю не означає відсутності проблеми – часто рівні опромінення окремих органів можуть наближатися та й навіть перевищувати ліміти дози, встановлені НРБУ-97 [1]. Гостроти проблемі контролю доз кришталика ока найближчим часом додасть перегляд (зниження у 7.5 рази) ліміту дози для цього органу, яке було ініційоване МКРЗ та потрапило до нової редакції Основних норм безпеки МАГАТЕ. Спробуємо у цій роботі класифікувати методичні проблеми дозиметрії професійного опромінення при використанні новітніх медичних технологій та оцінити сучасний стан методичного та технічного забезпечення ІДК медичного персоналу в Україні й світі.

Концептуальні проблеми контролю доз опромінення медичних працівників. Головною концептуальною перепоною для безпосереднього використання даних вимірювань індивідуальних доз є те, що величини, у яких здійснюється нормування безпечних рівнів опромінення персоналу (ефективна доза, еквівалентні дози на окремі органи та тканини) є принципово такими, що їх неможливо виміряти. Так, ефективна доза є зваженою сумою еквівалентних доз на органи (12 органів, згідно з Публікацією 60 МКРЗ [2] чи НРБУ-97 [1] або 14, згідно з новою (2007 рік) Публікацією 103 МКРЗ [3]) із відповідними ваговими множниками. Еквівалентні дози на ці органи, а також на органи, для яких встановлені окремі нормативи – ліміти доз (кришталик, шкіра, кисті та стопи) напряду неможливо виміряти, оскільки для цього потрібно було б розмістити тканиноеквівалентні (sic!) детектори дозиметрів у місцях розташування відповідних органів. Ті ж дозиметричні величини, які можна фізично строго виміряти (наприклад, поглинена доза у повітрі) не мають прямого зв'язку із дозами у термінах яких встановлені нормативи.

МКРО та МКРЗ пропонують компромісне рішення у вигляді введення та використання т.зв. операційних (робочих) величин які б, з одного боку, можна було практично виміряти та які б, з іншого боку, наближували (за певних, чітко визначених, умов) величини для нормування. У контексті дозиметричного контролю опромінення людини, як таку операційну величину запропоновано використовувати персональний еквівалент дози, $H_p(d)$ – еквівалентну дозу на глибині d мм під заданою точкою на тілі людини. Відповідно, в залежності від глибини d , ця операційна величина має наближувати різні величини, які є важливими з точки зору нормування: $H_p(10)$ – ефективну дозу E , $H_p(3)$ – еквівалентну дозу кришталика, $H_p(0.07)$ – еквівалентну дозу шкіри (70 мкм – глибина залягання радіочутливого базального шару шкіри).

Хоча такий підхід (використання операційних величин як сурогату величин, що нормуються) на сьогодні є загальновизнаним та прийнятий МКРЗ та МАГАТЕ (Основні правила безпеки – BSS-115 [4]), його використання має здійснюватись із певними застереженнями та із чітким усвідомленням меж застосування. Так, використання $H_p(10)$ як міри ефективної дози неможливе у сильно неоднорідних (часткове опромінення тіла) чи анізотропних радіаційних полях, а також при використанні індивідуальних захисних обладунків (фартухів, комірків, спідниць). У решті випадків загальносвітовою практикою є вимірювання операційних величин за допомогою особливим чином спроектованих та відкаліброваних дозиметрів та безпосереднє використання цих результатів (у одиницях операційних величин) для оцінки доз, в термінах яких встановлені нормативи (ефективна доза, еквівалентні дози на певні органи).

Проблеми приладового забезпечення ІДК в сучасній медичній практиці. Одна з основних проблем приладового забезпечення, особливо на теренах України, впливає з того, що найбільш розповсюджені прилади (системи) ІДК були розроблені ще до прийняття МКРЗ та МКРО концепції операційних величин (відбулося це на початку 1990-х років). Деякі системи ІДК взагалі розраховані на калібрування у термінах іррелевантних одиниць, наприклад, експозиційній дозі, яка за визначенням характеризує іонізацію сухого повітря і не має відношення до поглиненої чи еквівалентної дози. Відповідно, найбільш поширені в практиці ІДК медичного персоналу України дозиметри системи ДТУ-01 (т.з. „черепашка” чи „божа корівка”) здатні вимірювати дозу всього тіла (при певному калібруванні – $H_p(10)$), але тільки для фотонного випромінювання для досить вузького діапазону енергій та кутів

падіння випромінювання). Водночас, вони в принципі не спроможні визначати дози нейтронного випромінювання, дози на кришталік чи шкіру, тобто більшість видів опромінення та органів, для яких НРБУ-97 встановлює ліміти доз та які дедалі частіше зустрічаються при використанні сучасних радіаційних технологій в медицині. Також, ці дозиметри, не призначені для використання в умовах опромінення людини під різними, заздалегідь невідомими, кутами – їхні кутові залежності чутливості є сильно вираженими і суттєво поступаються більш сучасним системам. Ці вади, які були підтверджені результатами міжнародних інтеркалібрувань [5], суттєво обмежують використання ДТУ-01 в умовах сучасної медичної практики.

Іншою проблемою є обмежена спроможність вимірювати увесь релевантний набір операційних величин: Нр(10) фотонного (гамма та рентгенівського різних енергій) та нейтронного випромінювання, Нр(3) та Нр(0.07) рентгенівського та м'якого гамма випромінювання, доз на кінцівки (у першу чергу – пальці та кисті рук). На сьогодні ця проблема не має універсального розв'язку – відомі сучасні дозиметричні системи здатні вимірювати окремо (але не водночас!) всі перелічені величини та їх обмежені комбінації, вибір варіанту дозиметра (наприклад Нр(10) гамма + нейтронного або ж Нр(10) гамма + Нр(3) + Нр(0.07) тощо) залежить від очікуваних умов опромінення особи.

Досить суттєва проблема постає через введення нового нормативу для кришталіка ока – 20 мЗв на рік замість 150 мЗв, як встановлено нині. До сих пір загально визнавалось, що неперевищення ліміту дози на все тіло (20 мЗв) та на шкіру (500 мЗв) гарантує для цієї особи неперевищення ліміту для кришталіка (150 мЗв) і тому безпосередньому контролю дози на кришталік приділялось менше уваги. Перегляд у бік зниження ліміту дози на кришталік виводить проблему контролю цієї дози на перший план. Проблема ускладнюється відмінністю локалізації дозиметра (зазвичай – на рівні грудей) та ока, а також модифікуючим впливом захисних окулярів на дозу на кришталік. Зараз за кордоном ведеться розробка нових дозиметрів Нр(3), які будуть позбавлені цих вад.

Ще однією проблемою приладового забезпечення ІДК в Україні є те, що вищезгадані системи ДТУ-01, за допомогою яких зараз здійснюється моніторинг близько 98% медичних працівників, є ручними приладами, які не мають автоматизації вимірювань та, головне, не зберігають первинні результати вимірювань (показання приладу зчитується з табло та вручну заноситься оператором до журналу вимірювань) і, відповідно, немає жодної можливості повернутися до результатів зчитування дозиметра та повторно їх проаналізувати. Так само відсутня можливість архівації первинних даних (як це було, наприклад, при вимірюваннях плівковими дозиметрами), які б мали офіційну силу на випадок перегляду спірних результатів ІДК. Цей недолік існуючих ТЛД систем стає дедалі більш актуальним з огляду на суворі вимоги законодавства України в галузі радіаційного захисту та відшкодування шкоди при переопроміненні.

Проблеми метрологічного забезпечення ІДК. Калібрування індивідуальних дозиметрів в термінах операційних величин вимагає використання відповідних еталонів (каліброваних джерел випромінювання) та застосування необхідних таблиць конверсійних коефіцієнтів. Останній аспект добре опрацьований та включений до відповідних публікацій Міжнародної організації стандартів (МОС-ISO) [6], однак при проведенні калібрування слід суворо керуватися описаними у цих публікаціях процедурами та коефіцієнтами – вимога, яка, на жаль, не завжди виконується.

Більш складною є проблема відсутності у центрах метрології усіх необхідних каліброваних джерел випромінювання. До таких відносяться стандартні джерела рентгенівського та гамма випромінювання різних енергій, бета-джерела, еталони нейтронного випромінювання. Не завжди в метрологічних лабораторіях наявні необхідні джерела, а деякі з еталонів можуть бути відсутніми й у цілій державі. Досвід показує, що такі проблеми до певної міри можуть вирішуватись за рахунок міжнародного співробітництва.

Запорукою успіху при розв'язанні проблем метрологічного забезпечення ІДК є постійний контакт фахівців в галузі метрології та практичної дозиметрії. Однією з галузей

такого співробітництва є проведення інтеркалібрувань систем ІДК, яке являє собою сліпий тест, при якому дозиметри лабораторій-учасниць опромінюються у невідомих для них умовах (види та енергії випромінювання, кути опромінення, величина дози), а потім визначені за допомогою звичайних процедур накопичені дози порівнюються з номінальними (заданими при опроміненні) значеннями. Багаторічний досвід проведення таких міжнародних та національних інтеркалібрувань показав їхню надзвичайну ефективність та дієвість в плані підвищення якості вимірювань.

Проблеми інтерпретації результатів вимірювань та оцінки доз. Розвиток новітніх радіаційних технологій в медицині значно розширює спектр умов опромінення та видів випромінювання, що діють на людину. Найпершим завданням при плануванні програми дозиметричного контролю професійного опромінення медичного персоналу є ретельний аналіз вірогідних умов опромінення, видів випромінювання, які впливатимуть на людину, визначення органів, що опромінюються та видів контролю. Часто виняткового контролю фотонного опромінення всього тіла недостатньо для контролю всіх доз, для яких НРБУ-97 встановлює ліміти. Так, поруч з контролем дозиметрами всього тіла буває необхідним контролювати опромінення рук, шкіри чи кришталіка. Дедалі частіше використовуються високо енергетичні прискорювачі, використання яких супроводжується появою фотонейтронів. Таким чином, при плануванні ІДК повинні враховуватись всі значущі шляхи опромінення персоналу та забезпечуватись необхідний контроль усіх релевантних органів та від наявних видів випромінювання. Крім того, при застосуванні дозиметрів необхідно відстежувати відповідність умов опромінення (вид випромінювання, енергія, кут падіння проміння) характеристикам дозиметра та умовам його калібрування.

Важливою практичною проблемою є вибір місця носіння дозиметра (де саме на тулубі людини, на якому пальці чи зап'ясті тощо) та, за необхідності, визначення конверсійного коефіцієнту переходу до величини, у якій здійснюється нормування.

Окремою, досі не до кінця вирішеною проблемою є визначення ефективної дози при використанні персоналом захисних обладунків. Загальний підхід полягає у одночасному використанні двох дозиметрів (над та під захисним фартухом), однак алгоритми оцінки ефективної дози та й навіть місця розташування дозиметрів поки що потребують обґрунтування та стандартизації.

Висновки. При позірній простоті індивідуального дозиметричного контролю за допомогою індивідуальних дозиметрів коректна оцінка доз, які мають контролюватися згідно вимог НРБУ-97 є досить нетривіальним завданням. Досягнення належного рівня контролю пов'язане з розв'язанням цілого комплексу науково-методичних та організаційних проблем. Частина з цих проблем є притаманною лише нашій державі та може бути розв'язаною через приведення ІДК у відповідність до кращою світової практики, деякі з проблем досі не мають розв'язку але над ними працюють вчені різних країн у міжнародній кооперації. Можна з впевненістю сказати, що першим і головним кроком у надолуженні цих проблем є усвідомлення їх наявності та воля до подолання відомих недоліків.

1. ICRP Publication 60. Recommendations of the ICRP. // Ann ICRP. Oxford: Pergamon Press. – 1991. – Vol. 21 (1-3) – 215 p.
2. Норми радіаційної безпеки України, доповнення: Радіаційний захист від джерел потенційного опромінення (НРБУ-97/Д-2000): Державні гігієнічні нормативи ДГН 6.6.1.-6.5.061-2000. Комітет з питань гігієнічного регламентування; Національна комісія з радіаційного захисту населення України // І.А. Ліхтарьов (наук.керівник авт.кол.). – Вид. офіц. – К., 2000. – 80 с.
3. ICRP Publication 103. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection // Ann ICRP. Oxford, UK: Pergamon, Elsevier Science Ltd. – 2007. – Vol. 37, N2-4. – 332 p.
4. International Basic Safety Standards for Protection against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources. // IAEA Safety Series 115. STI/PUB/996. – IAEA, Vienna, Austria, 1996. – 354 p.
5. Gimbergen T.W.M., Figel M., Romero A.M., Syadtman H., and McWhan A.F. EURADOS Intercomparison 2008 for Whole Body Dosimeters in Photon Fields // EURADOS Report 2012-01 – European Radiation Dosimetry e.V, Braunschweig, 2012. – 155 p.

6. INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. X and gamma reference radiation for calibrating dosimeters and dose rate meters and for determining their response as a function of photon energy – Part 3: Calibration of area and personal dosimeters and the measurement of their response as a function of energy and angle of incidence. TC 85/SC 2 ISO 4037-3:1999 – BSI, 1999. –46 p.

ПОЗИЦІЯ ДЕРЖАТОМРЕГУЛЮВАННЯ УКРАЇНИ ЩОДО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ МЕДИЧНИМ ФІЗИКОМ РАДІАЦІЙНОГО ЗАХИСТУ ПАЦІЄНТІВ

Л.В. Кириченко

Північна державна інспекція з ядерної та радіаційної безпеки

Держатомрегулювання України

kyrychenko@inspect.snrc.gov.ua

Анотація: У статті викладена позиція Держатомрегулювання України щодо забезпечення медичними фізиками радіаційного захисту пацієнтів під час лікувально-діагностичного процесу..

Аннотация: В статье изложена позиция Госатомрегулирования Украины, касающаяся обеспечения медицинскими физиками радиационной защиты пациентов в период лечебно-диагностического процесса.

Abstract. The article describes the attitude of The State Nuclear Regulatory Inspectorate of Ukraine on medical physicist's work for radiation safety of patients in therapy and diagnostic.

Ключові слова: Медична радіологія, радіаційний захист, медичні заклади, медичні фізики, персонал, діагностичні процедури, терапевтичні процедури, променева терапія.

Ключевые слова: Медицинская реatment , радиационная защита, медицинские заведения, медицинские физики, персонал, диагностические процедуры, терапевтические процедуры, лучевая терапия.

Keywords: Medical radiology, radiating protection, medical institutions, medical physicists, the personnel, diagnostic procedures, therapeutic procedures, beam therapy.

Державна інспекція ядерного регулювання України є головним центральним органом виконавчої влади з формування та реалізації державної політики у сфері безпеки використання ядерної енергії, а також здійснення державного регулювання ядерної та радіаційної безпеки, основним принципом якої є: пріоритет захисту людини та навколишнього природного середовища від впливу іонізуючого випромінювання.

Державне регулювання безпеки джерел іонізуючого випромінювання (далі – ДІВ) забезпечується Держатомрегулювання України та її територіальними органами – державними інспекціями з ядерної та радіаційної безпеки у відповідності до Указу Президента України від 06.04.2011 № 403/2011 «Про затвердження Положення про Державну інспекцію ядерного регулювання України» та Закону України «Про дозвільну діяльність в сфері використання ядерної енергії».

Основною метою діяльності Держатомрегулювання України є забезпечення ефективної реалізації державної політики у сфері використання ядерної енергії, державного нагляду за дотриманням норм та правил з радіаційної безпеки при використанні ДІВ.

Одним із напрямків діяльності Державної інспекції ядерного регулювання України є дозвільна та наглядова діяльність в сфері використання ДІВ у медицині.

Зважаючи на те, що на сьогодні в Україні спостерігається тенденція до збільшення кількості проведених радіологічних досліджень у медичних закладах (частка рентгено-діагностики у загальній кількості радіологічних досліджень перевищує 60%), можна стверджувати, що майже кожна людина піддається опроміненню під час проведення медичних процедур, пов'язаних з використанням ДІВ.

Статистика говорить про те, що за останні 100 років по рівню захворюваності та смертельних випадків у світі онкопатологія перемістилася з 10-го на 2-е місце, поступаючись

лише хворобам серцево-судинної системи. За даними ВООЗ, кожен рік фіксується 10 млн. нових випадків захворювань на рак. В Україні щороку реєструють 165 тисяч нових випадків захворювань на рак. Одним з засобів боротьби з раком залишається променева терапія, у зв'язку з чим збільшується чисельність відведених процедур онкологічним хворим.

Із застосуванням ДІВ в медицині постійно зростають колективні ефективні дози населення від діагностичних обстежень, трапляються важкі радіаційні аварії при лікуванні, пов'язані з ненавмисним або випадковим опроміненням хворих.

З розвитком та поширенням інноваційних технологій в медицині стає все більш гострим питання ефективного використання медичним персоналом цього обладнання та забезпечення належної радіаційної безпеки.

Але забезпечення радіаційного захисту як персоналу так і пацієнтів необхідне та важливе не тільки в сучасних медичних установах, ай в медичних закладах з застарілим обладнанням.

Для забезпечення належного процесу діагностики та лікування, а також радіаційного захисту пацієнтів, медичним закладам необхідна наявність персоналу, який має належну освіту, професійну підготовку, кваліфікацію та досвід, достатні для проведення діагностичних та/або терапевтичних процедур і забезпечення ефективних дій у разі ненавмисного або випадкового медичного опромінення, тобто наявність таких спеціалістів, як медичні фізики.

Медичні фізики мають володіти знаннями фізики, медицини та біології, що дозволить використовувати всі можливості сучасного медичного обладнання для діагностики та лікування.

Наявність висококваліфікованих спеціалістів підвищить якість лікувально-діагностичного процесу та забезпечить покращення радіаційного захисту пацієнта при медичному опроміненні.

Завданням медичних фізиків є, перед усім, участь в лікувально-діагностичному процесі (участь спільно з медичним персоналом у плануванні, організації та проведенні діагностики та лікування), визначення відповідних показань для використання радіаційних технологій при будь-яких обставинах для недопущення отримання небезпечної дози пацієнтом, тобто забезпечення радіаційного захисту людини від додаткового опромінення та недопущення необґрунтованого її повторного медичного опромінення.

Від медичних фізиків залежить забезпечення якості проведення як діагностичних процедур, так і лікування в цілому.

Кожен медичний заклад має бути забезпечений високо кваліфікаційними спеціалістами для забезпечення якісного лікувально-діагностичного процесу.

Підготовка таких спеціалістів має здійснюватись вищими навчальними закладами України за підтримки держави за єдиною (стандартною) програмою навчання медичних фізиків, яка відповідає міжнародним стандартам та програмам інших держав, та національним потребам.

1. Конституція України. – 1996.
2. Закон України «Про використання ядерної енергії та радіаційну безпеку».-1995;
3. Закон України «Про захист людини від впливу іонізуючого випромінювання».-1998.
4. Норми радіаційної безпеки України (НРБУ-97). – 1997.
5. Основні санітарні правила забезпечення радіаційної безпеки України, затверджені наказом Міністерства охорони здоров'я України № 54.- 2005.
6. Державні санітарні правила і норми «Гігієнічні вимоги до облаштування та експлуатації рентгенівських кабінетів і проведення рентгенологічних процедур».- 2007.
7. Наказ МОЗ України № 340 «Про удосконалення організації служби променевої діагностики та променевої терапії».- 1997.
8. Наказ Держатомрегулювання України № 166 про затвердження «Вимог до системи управління якістю проведення діагностичних та терапевтичних процедур з використанням джерел іонізуючого випромінювання». – 2008.

9. Наказ Держатомрегулювання України № 193 про затвердження «Вимог та умов (ліцензійних умов) провадження діяльності з використання джерел іонізуючого випромінювання у променевій терапії». -2007.
10. Наказ Держатомрегулювання України № 125 про затвердження «Вимог та умов (ліцензійних умов) провадження діяльності з використання джерел іонізуючого випромінювання». -2002.
11. Положення «Про Державну інспекцію ядерного регулювання України», від 06.04.2011.
12. Режим диспуту <http://health.unian.net/ukr/detail/229562>

EVALUATION OF THE INDEPENDENT CALCULATION ALGORITHM FOR HIGH DOSE RATE BRACHYTHERAPY

J. Laurikaitiene¹, D. Adliene², K. Jakstas^{1,2}

1) Hospital of Lithuanian University of Health Sciences Kauno Klinikos, Oncology Hospital, Volungiu g.16, Kaunas, Lithuania, +370 37 346219, jurgita@medicinosfizika.lt

2) Kaunas University of Technology, Physics Department, Studentu g. 50, Kaunas, Lithuania, +370 37 300342, diana.adliene@ktu.lt

3) Hospital of Lithuanian University of Health Sciences Kauno Klinikos, Oncology and Hematology Clinic, Eiveniu g. 2, Kaunas, Lithuania

Abstract. The aim of this work was to adopt and to implement an independent dose calculation algorithm for dose verification in HDR brachytherapy. Brachytherapy test plans were created using standard dose planning system and verified using chosen independent calculation algorithm. It was found that the dose values obtained using different calculation tools were in good agreement. The identified dose differences varied within the range of 3 % which is recommended to assure quality of the brachytherapy treatment. Performed investigation showed the relevance of the proposed independent algorithm for the estimation of possible dose calculation errors in HDR brachytherapy. Further steps of its implementation in clinical practice are discussed.

Key words: HDR brachytherapy, treatment planning, dose calculation, independent algorithm and dose verification.

Introduction. The main task applying radiotherapy treatment for cancer patients is to spare critical organs, do not exceeding the tolerance dose level, and at the same time do not decreasing the maximum dose to the tumour. That is why today different modern radiotherapy techniques and 3D planning systems are used to ensure an accurate and safe dose delivery to a target volume, avoiding unnecessary irradiation of the healthy tissues. The high dose rate (HDR) brachytherapy is a promising method in this frame, being cost effective, corresponding to more localised high dose delivery to the target volume, reducing the radiation exposure to the surrounding healthy tissues, and being suitable for a wide range of different anatomical sites [1-2]. Nevertheless, being an advantageous method, brachytherapy treatment also contains a risk [3]: heterogeneities related to biological tissue differences, or introduced due to the usage of applicators, can significantly affect dose distributions in patient. Due to this reason verification of different technological methods or techniques used in clinical practice; especially methods related to dose and dose distribution measurements, aimed to correctly reflect the accuracy of the dose delivery to the target during the clinical radiation treatment is always an intrigue issue and is a complicated step in a medical physicist's practice. Treatment planning system provides a lot of different dose optimization abilities [4], that make dose planning very complicated and opened for any unexpected errors (software bugs, dosimetry errors, etc.) [5]. Application of the independent dose calculation algorithm for dose verification is especially useful under these circumstances. Dose verification in brachytherapy let detect significant errors, so ensuring that the correct source is used, that initial

source data has not been modified, that correct source activity, treatment date, decay parameters are used. [5-7].

The aim of this work was to adopt and to use an independent dose calculation algorithm for the dose verification in pre-treatment stage of the HDR brachytherapy.

Materials and methods. VariSource “GammaMed iX” (Varian Medical Systems) HDR remote afterloading unit supported with 3D treatment planning system “BrachyVision” (Eclipse) have been used in this investigation. “Acuros” algorithm of Varian Medical Systems was used for dose planning. This algorithm is based on the solution of the linear Boltzmann transport equation (LBTE). 15 different test plans were created using “Acuros” algorithm and verified using a secondary point dose software program “HDR Physics Check (V.01)” [9] (Fig.1). Verification was aimed for the evaluation of possible treatment planning errors, such as inaccurate calculation of the dose distribution around the source, inaccurate summation of primary and scatter dose components [8]; and most common human errors, such as mistaken data entries, or incorrectly specified source track lengths.

Fig. 1. Screenshot of “HDR PhysCheck (V.01)” window

Dose at the calculation point taking into account source dwell position and time, was calculated as:

$$D = \Gamma \cdot \frac{A}{r^2} \cdot \frac{t_{Dwell}}{3600} \cdot f_{med} \cdot (1 + k_a \cdot (\mu \cdot r)^{k_b}) \cdot e^{-\mu \cdot r}, \quad (1)$$

where: $\Gamma = 4.69 \left[\frac{R \cdot cm^2}{mCi \cdot h} \right]$; A – source activity [mCi]; $f_{med} = 0.971$ – conversion factor from the exposure dose [R] to the absorbed dose [cGy]; t_{Dwell} - dwell time [s]; r – distance from the source to the calculation point [cm]; $k_a = 1.59$; $k_b = 1.23$ scatter and absorption coefficients in a matter; $\mu = 0.092$ – attenuation coefficient.

Required input data (dwell position, calculation point coordinate, and dwell time at each dwell position, as well as dose value at the point provided by TPS) for the independent calculation were taken from the plan report, generated by treatment planning system.

The dosimetric performance and accuracy of algorithm “Acuros” was investigated in different possible clinical geometries of catheters subsequently checking the results using secondary independent calculation algorithm. Visualized geometrical positions of the source and planned 2D and 3D dose distributions are presented in Figure 2 and Figure 3.

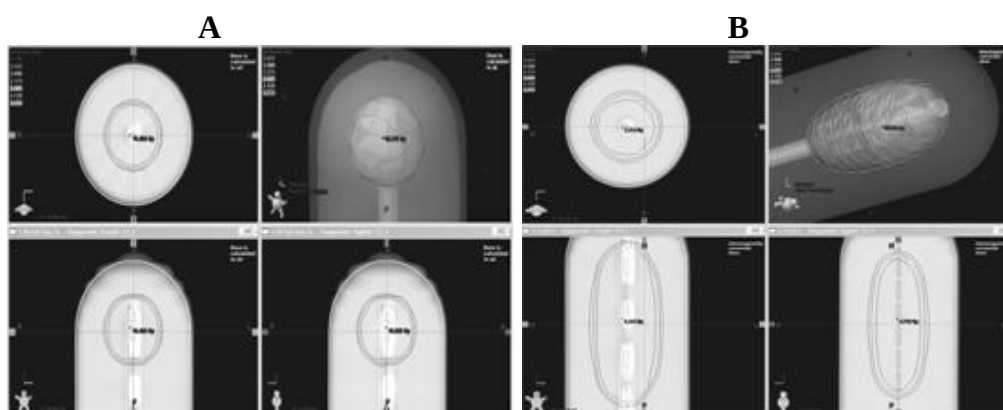


Fig. 2. Test plans prepared by treatment planning system: a) with one catheter and one dwell position of the source; b) with one catheter and six dwell positions of the source

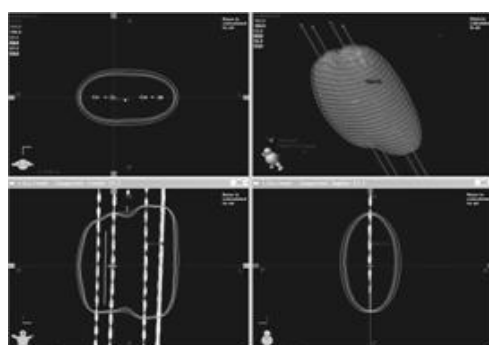


Fig. 3. Test plan prepared by treatment planning system: with 6 catheters and 34 dwell positions of the source

Results and Discussion. In high dose rate (HDR) brachytherapy, heterogeneities introduced by anatomical or catheter material differences, possible software bug and accuracy in treatment planning can in some treatment sites significantly influence calculated dose and dose distribution. In such cases, commissioning and quality assurance of the dose calculation systems is essential ensuring an accurate dose delivery. For this reason independent dose calculation prior the radiation treatment delivery is an important aspect of dosimetry quality assurance. Checking the calculated or planned dose to the patient ensures the accuracy and safety of dose delivery during brachytherapy treatments procedures [10-11].

Test plans were checked with an independent calculation algorithm and the dose deviations were estimated as it is shown in Table 1.

Table 1. Comparison of dose values calculated using treatment planning system and independent dose calculation algorithm

Plan No.	Prescribed dose, Gy	Calculated dose, Gy		Deviation, %	Calculated dose, Gy		Deviation, %
		3D TPS	Independent calculation algorithm		3D TPS	Independent calculation algorithm	
1	0.50	0.52	0.51	1.92	0.54	0.53	1.85
2	1.00	0.99	1.00	-1.01	1.01	1.03	1.98
3	1.50	1.53	1.51	1.32	1.55	1.53	1.29
4	2.00	2.12	2.09	1.42	2.10	2.07	1.43
5	2.50	2.57	2.52	1.95	2.60	2.56	1.54
1 catheter, 1 dwell position of source					1 catheter, >1 dwell position of source		

This kind of dose verification is the fast and simple way to perform quality assurance checks of treatment planning system. Deviations obtained comparing dose values calculated using TPS

“BrachyVision” and using independent calculation algorithm “HDR PhysCheck” were within 3.00%, and did not exceed the tolerance limits [5, 12].

Table 3. Comparison of dose values calculated using treatment planning system and independent dose calculation algorithm: test plans with more then one catheter and more then one source dwell position

Test plan No.	Prescribed dose, Gy	Calculated dose, Gy		Deviation, %
		3D TPS	Independent calculation algorithm	
11	2.50	2.49	2.53	-1.61
12	2.50	2.53	2.59	2.37
13	2.00	1.98	2.03	2.52
14	2.00	2.06	2.09	1.46
15	2.50	2.52	2.47	1.98

Recalculated test plans for 4 or 6 catheters and more than 20 different source dwell positions indicated good agreement with the values obtained by independent dose calculation algorithm as well. The relative dose deviation was higher than the tolerance limit ($< 2.00\%$) just in a few cases (Table 3). Obtained results show possibility to use an adopted independent calculation algorithm “HDR PhysCheck” as a secondary verification software tool for the dose calculations in different practical cases ensuring the accuracy and precision of the calculations made by treatment planning system.

Conclusions. The steep dose gradients, especially in brachytherapy may have significant uncertainties in dose measurements and calculation. Due to this reason adoption of additional secondary independent dose calculation algorithm is the way to follow operational reliability of treatment planning system, any possible bugs of software, or/and any human related errors.

The obtained results are in good agreement within 3.00 % range. Independent verification of the dose calculations performed by standard treatment planning system “BrachyVision” assures a quality of radiation treatment in HDR brachytherapy.

Acknowledgement. This work was partially funded by a grant No.MIP-082/2011 “Clinical and physical aspects in the head and neck cancer brachytherapy” from the Research Council of Lithuania.

1. *Lympelopoulou G, Papagiannis P, Angelopoulos A, Karaikos P, Georgiou E, Baltas D.* A dosimetric comparison of 169Yb and 192Ir for HDR brachytherapy of the breast, accounting for the effect of finite patient dimensions and tissue inhomogeneities // *Med. Phys.* – 2006. – V. 33. – P. 4583-9.
2. *Shigehara K, Mizokami A, Komatsu K, Koshida K, Namiki M.* Four year clinical statistics of iridium-192 high dose rate brachytherapy // *Int. J. Urol.* – 2003. – V. 13. – P. 116-21.
3. *Laurikaitiene J, Adliene D, Jakstas K, Cibulskaitė I, Adlys G, Andrejaitis A.* IMRT and brachytherapy for head and neck cancer patients // *Conf. Proc. Medical Physics in the Baltic States.* – 2011. – V. 9. – P. 93-97.
4. *Dempsey C.* Methodology for commissioning a brachytherapy treatment planning system in the era of 3D planning // *Australas Phys Eng Sci Med.* – 2010 – V. 33. – P. 341–349.
5. *Kumar R, SD Sharma, Vijaykumar, Deshpande S, PK Sharma, Vandana S, Philomena A, Ravi H Chilkulwar.* A dose verification method for high-dose-rate brachytherapy treatment plans // *J. Cancer Res. Ther.* – 2008. – V. 4. – P. 173-177.
6. *Buzdar Saeed A, Gadhi Muhammad A, Rao Muhammad A, Laghari Naeem A, Anees M.* Verification of computerized treatment planning for HDR 192Ir brachytherapy for gynaecological cancer // *J. Pak. Med. Assoc.* – 2009. – V. 59. – P. 113-115.
7. *Mosleh Shirazi M A, Faghihi R, Siavashpour Z, Nedaie H A, Mehdizadeh S, Sina S.* Independent evaluation of an in-house brachytherapy treatment planning system using simulation, measurement and calculation methods // *J. Appl. Clin. Med. Phys.* – 2012. – V. – 13. – P. 103-112.
8. *Lympelopoulou G, Pantelis E, Papagiannis P, Rozaki-Mavrouli H, Sakelliou L, Baltas D, et al.* A Monte Carlo dosimetry study of vaginal 192Ir brachytherapy applicators with a shielded cylindrical applicator set. // *Med. Phys.* – 2004. – V. – 31. – P. 3080-3086.
9. Access mode: <http://www.medphysfiles.com/index.php?name=Downloads&c=2>

10. Rivard M J, Beaulieu L, Mourtada F. Enhancements to commissioning techniques and quality assurance of brachytherapy treatment planning systems that use model-based dose calculations // Med. Phys. – 2010. – V. – 37. – P. 2645 – 2658.
11. Moslemi V, Esmaili-Torshabi A, Mosleh-Shirazi M A, et al. CT-based brachytherapy treatment planning using Monte Carlo simulation aided by an interface software // Iran J. Med. Phys. – 2011. – V. – 8. – P. 41–53.
12. Khan, F M. Physics of Radiation Therapy / 3rd Ed. by Philadelphia, Lippincott Williams & Wilkins; 2003.

ОСОБЛИВОСТІ ТЛ ДОЗИМЕТРІЇ ВИСОКОІНТЕНСИВНИХ ГАММА-, ЕЛЕКТРОНИХ ТА НЕЙТРОНИХ ПОЛІВ В ЯДЕРНІЙ МЕДИЦИНІ

В.Т. Маслюк^{1,*}, Т.О. Окунєва¹, І.Г. Мегела¹, Я.М. Пекар², В.Я. Пекар²

1) Інститут електронної фізики НАН України, м. Ужгород

2) ТОВ "Технокристал-Корунд", м. Ужгород

*nuclear@email.uz.ua

Анотація. Досліджено особливості ТЛ дозиметрії високоінтенсивних прискорених електронних пучків, гальмівного гамма-випромінювання та нейтронного випромінювання, що використовуються в променевій терапії та індивідуальній дозиметрії медичного та технічного персоналу.

Аннотация. Исследовано особенности ТЛ дозиметрии высокоинтенсивных ускоренных электронных пучков, тормозного гама-излучения и нейтронного излучения, которые используются в лучевой терапии и индивидуальной дозиметрии медицинского и технического персонала.

Abstract. The features of TL dosimetry of high-accelerated electron beams, bremsstrahlung and neutron radiation used in radiotherapy and individual dosimetry medical and technical personnel are investigated.

Ключові слова: ядерна медицина, високоінтенсивні β -, γ -пучки, термолюмінесцентна дозиметрія, фосфоресценція, LiF, Al₂O₃.

Ключевые слова: ядерная медицина, высокоинтенсивные β -, γ -пучки, термолюминесцентная дозиметрия, фосфоресценция, LiF, Al₂O₃.

Key words: nuclear medicine, high-intensity β -, γ -beams, thermoluminescent dosimetry, phosphorescence, LiF, Al₂O₃.

Електронні прискорювачі з високоінтенсивними пучками (лінійний прискорювач, мікротрон) широко використовуються в ядерній медицині, зокрема, для напрацювання ізотопних джерел іонізуючого випромінювання та променевій терапії онкологічних хворих [1]. Однією з суттєвих проблем при проведенні таких робіт є забезпечення адекватного дозиметричного супроводу з метою зменшення дозових навантажень як хворих, так і обслуговуючого персоналу. Останнім часом зроблені спроби використання для цих цілей термолюмінесцентної (ТЛ) дозиметрії, яка має ряд переваг в порівнянні з іншими методами: простота у використанні, довготривале зберігання інформації, а також можливість використання ТЛ дозиметрів при вимірюваннях *in situ*. В роботі [2] повідомляється про використання ТЛ дозиметрії прискорених на циклотроні пучків протонів доповнене методом оптичної стимуляції люмінесценції (ОСЛ). Метод ОСЛ оснований на оптичній іонізації рівнів захоплення, які заповнені при опроміненні іонізуючим випромінюванням та реєстрації вторинного оптичного випромінювання, зумовленого рекомбінацією звільнених носіїв та випромінювальних центрах люмінесценції. Вихід ОСЛ виявився пропорційний поглинутій дозі та інтенсивності опромінення [2].

На базі електронного прискорювача мікротрона М-30 ІЕФ НАН України нами проведені виміри ТЛ кристалів LiF та Al₂O₃ опромінених при кімнатній температурі електронами та гальмівними гамма-квантами в інтервалі 4-18 MeV різними інтегральними

флюенсами до 10^{13} част/см² при різних інтенсивностях опромінення. Характерні криві ТЛ приведені на рисунку 1.

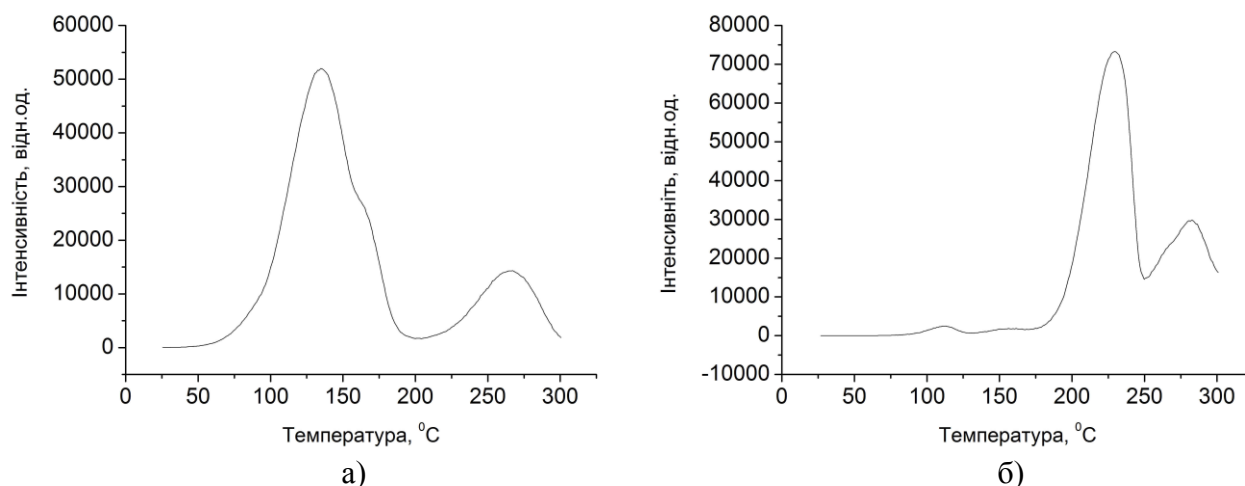


Рис. 1 Криві ТЛ Al_2O_3 (а) та LiF (б) опроміненіх електронами з енергією 12 MeV флюенсом $5 \cdot 10^{10}$ ел/см²

Як показали проведені дослідження вихід ТЛ виявився лінійно пропорційний дозі опромінення до 10^{12} ел/см². При цьому знайдено, що в межах похибки залежність виходу ТЛ від енергії та інтенсивності опромінення відсутня.

Виявилось, що відразу після опромінення досліджених кристалів спостерігається достатньо довготривала фосфоресценція при кімнатній температурі [3], вихід якої пропорційний як дозі так і інтенсивності опромінення. На рисунку 2 показано кінетику спаду фосфоресценції кристала LiF опроміненого електронами з енергією 10 MeV в залежності від інтенсивності (а) і дози (б) опромінення.

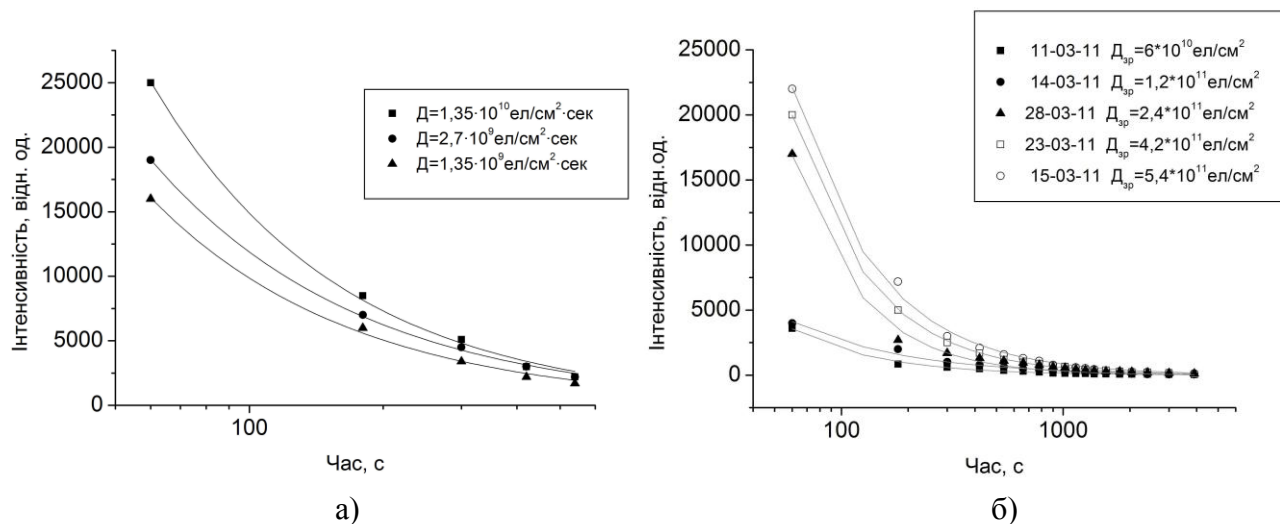


Рис. 2 Кінетика спаду фосфоресценції кристала LiF опроміненого електронами з енергією 10 MeV в залежності від інтенсивності (а) і дози (б) опромінення

Як показав числовий аналіз вихід фосфоресценції при постійній інтенсивності опромінення лінійно пропорційний дозі опромінення, а при постійній дозі опромінення лінійно пропорційний інтенсивності. Враховуючи, що вихід ТЛ при цьому не залежить від інтенсивності опромінення, а визначається тільки дозою, спільне вимірювання ТЛ та фосфоресценції дає змогу визначати інтенсивність опромінення.

Перспективним для дозиметричного супроводу медичних опромінювальних робіт є також вимірювання зміни оптичного пропускання ТЛ кристалів LiF та Al_2O_3 в результаті

опромінення. Як показано в роботі [4] на прикладі кристалів LiF результати вимірювання оптичного пропускання збільшують межі достовірного вимірювання доз.

Таким чином, комплексне вимірювання ТЛ, фосфоресценції та оптичного пропускання з використанням кристалів LiF та Al_2O_3 є зручним методом для моніторингу високоінтенсивних пучків електронних прискорювачів.

Робота виконана при підтримці проекту № X-1-257 (ННЦ ХФТИ НАН У).

1. Ципенюк Ю.М. Фундаментальные и прикладные исследования на микротроне. – М.: ФИЗМАТЛИТ, 2009. – 424 с.
2. Кружалов А.В., Мильман И.И., Нешев Ф.Г. Оптически стимулированная люминесценция кристаллов $\alpha-Al_2O_3$, облученных протонами // Письма в ЖТФ. – 2008. – Т.34, вып. 18. – С. 83 – 88.
3. Окунева Т.А., Мегела И.Г., Маслюк В.Т., Головей В.М., Биров Н.Н. Фосфоресценция и термолюминесценция облученных на микротроне М-30 кристаллов тетрабората лития // Тезисы докладов X конференции по физике высоких энергий, ядерной физике и ускорителям (ННЦ ХФТИ), Харьков, 27 февраля - 2 марта 2012 г. – Харьков. – 2012. – С. 26.
4. Окунева Т.А., Мегела И.Г., Маслюк В.Т., Лопушанский В.В., Примак Н.В. Исследование образования и отжига радиационных дефектов в облученных на микротроне М-30 кристаллах LiF оптическими методами // Тезисы докладов X конференции по физике высоких энергий, ядерной физике и ускорителям (ННЦ ХФТИ), Харьков, 27 февраля - 2 марта 2012 г. – Харьков. – 2012. – С. 25.

НОВАЯ СИСТЕМА ПРОТИВОРАДИАЦИОННОЙ ЗАЩИТЫ, ПУТИ РЕАЛИЗАЦИИ В УКРАИНЕ

Т.А. Павленко

*ДУ «Институт гигиены и медицинской экологии им. А.Н. Марзеева НАМН Украины»,
ул. Попудренко, 50, г. Киев, Украина, 01001;
+(38) (044) 5139412; tpavlenko@ukr.net*

Аннотация. В статье рассмотрены основные принципы новой системы радиационной защиты в контексте требований к планируемой ситуации облучения. Рассмотрены особенности требований к ограничению медицинского облучения. Определены основные проблемы в этой области.

Abstract. The article includes basic principles of new radiation protection system in context requirements for the planned exposure situations, some peculiarities of these requirements for medical exposure and main problems in this area.

Ключевые слова: радиационная защита, оправданность, оптимизация, медицинское облучение

Key words: radiation protection, justification, optimization, medical exposure.

Введение. Украинской системе радиационной безопасности присущ «жесткий» регулирующий подход, который предусматривает разработку и внедрение нормативно-правовых актов, содержащих подробные технические требования, критерии и параметры. Преимуществом такого подхода является четкость и однозначность, а недостатком - чрезмерная детализация на уровне норм и правил. Это приводит к росту общего количества нормативно-правовых актов, что усложняет процесс регулирования и контроля уровней облучения как персонала, так и населения.

Новая система радиационной безопасности использует более гибкий подход, при котором на уровне норм и правил оговариваются фундаментальные положения и референтные уровни [1], которые не потребуют частого пересмотра. Технические и радиационно-гигиенические требования могут меняться, но при этом их содержание должно соответствовать фундаментальным требованиям, а текущие изменения переносятся в документы эксплуатирующих организаций, компаний, лабораторий и вносятся на стадии получения лицензии.

Кроме «жесткой» системы регулирования, сегодня существуют и другие проблемы. Многие нормативно-правовые акты, которые сегодня действуют в стране, принимались в разные периоды времени. До сих пор некоторые вопросы регулируются документами СССР, хотя с 1991 года дважды фундаментально менялась система противорадиационной защиты. Кроме того, многие документы разрабатывались разными органами государственной власти и регуляторами без соответствующей корректировки и согласования друг с другом. Некоторые области регулирования, например регламентация новых медицинских технологий, украинской нормативной базой практически не регулируются.

Основные принципы. Новая система радиологической защиты разделяет ситуации облучения на планируемые, существующие и аварийные для трех сценариев облучения: в производственных условиях, облучение население и медицинское облучение [2].

В основу современной классификации заложено новое понятие "источника" [1]. Под словом "источник" МКРЗ сегодня понимает как одиночный, источник ионизирующего излучения, так и технологические операции или сложные производственные процессы. Определение "источника" зависит от контекста оценки ситуации облучения, выбора стратегии защиты, а также договоренностей с регулятором о приемлемости этой системы [3]. Из понятия "источник" вытекают и основные принципы новой системы радиологической защиты [2]:

Оправданность – "любое решение, которое меняет существующую радиационную ситуацию, должно приносить больше пользы, чем вреда" ("источник" в этом случае связывает принцип со всеми ситуациями облучения).

Оптимизация защиты – "при вероятности подвергнуться облучению, количество облученных людей и величина их индивидуальных доз должны быть сохранены на столь низком уровне, как это разумно достижимо, принимая во внимание экономические и социальные факторы". (в этом случае, "источник" также связывает принцип со всеми ситуациями облучения).

Ограничение дозы – "суммарная доза любого индивидуума от регулируемых источников для запланированных ситуаций облучения, исключая медицинское облучение пациентов, не должна превысить референтные уровни и дозы, рекомендованные МКРЗ" (этот принцип индивидуален и применяется только для запланированных ситуаций облучения).

Рассмотрим данные принципы более детально.

Оправданность. Принцип оправданности означает, что привнесение нового источника должно приносить такую выгоду, которая бы восполнила вред от облучения и для отдельного человека, и для общества в целом. При анализе оправданности рассматриваются как прямые последствия (альфа - компонента), так и аспекты проблемы, отстраненные от радиационного фактора, но которые включают определенные затраты и риски, а также выгоды от реализации данной "практической деятельности". Если раньше этот принцип рассматривался только для ситуации "вмешательство" (ситуации существующего и аварийного облучения), то новая система использует его для всех ситуаций облучения. Причем соотношение затраты/вред, как правило, напрямую зависят от выбора стратегии радиационной защиты и связаны с процедурами оптимизации.

Оптимизация. Принцип оптимизации - краеугольный камень современной системы противорадиационной защиты, и признание, что все уровни радиационного облучения наносят некоторый вред здоровью. Тем не менее, должен быть разумный баланс между уровнями радиационного облучения финансовыми и социальными контрмерами по их уменьшению. МКРЗ в публикации 103 ввело понятия "квоты дозы" и "ограничения риска", а также значения референтных уровней для реализации процедур оптимизации гарантируя, что процедура оптимизации не приведет к "предвзятым и несправедливым результатам". Публикации 103, 104 подчеркивают важность оптимизации контрмер для всех ситуаций облучения (запланированный, существующей и аварийной).

Принципы и методы оценки эффективности контрмер более ранних Публикаций МКРЗ остаются в силе (ICRP 1985 [4], 1988 [5], and 1991b [6]).

Однако, новые рекомендации уточняют систему 1991 года (Публ. 60) [7] относительно применения процедур оптимизации, предлагая диапазон различных инструментов и процессов, которые могут использоваться для оптимизации, одновременно признавая, что выбор подхода должен соответствовать потребностям решаемой проблемы. Другими словами, МКРЗ подчеркивает: "важно, чтобы ресурсы, израсходованные на оптимизацию, соответствовали потенциальным результатам, направленным на сохранение здоровья, а также, чтобы выбранные контрмеры являлись доступными для всех тех, кого затрагивают его результаты". МКРЗ ясно заявляет, что "оптимизация защиты - это не минимизация дозы" [2].

В новой системе радиационной защиты процесс оптимизации включает только те защитные мероприятия, которые оправданы. В основу процедур оптимизации положено понятие индивидуальной дозы, и ее процедуры включают оценку доз облучения для всех возможных ситуаций облучения: запланированной, аварийной и существующей. Этот принцип сегодня применяется для планирования "практической деятельности", когда защитные мероприятия закладываются на стадии планирования. Новые рекомендации распространяют этот подход и на другие ситуации облучения. Основными инструментами для данных процедур являются "квоты доз" и референтные уровни.

Другими словами, процедуры оптимизации напрямую зависят от "источника". При этом защитные мероприятия должны быть разумно взвешенными и давать возможность уменьшить вероятность риска облучения для отдельного индивидуума до величин, ниже соответствующих значений квот доз и референтных уровней, учитывая все социальные и экономические аспекты проблемы (Публ. 101) [8].

Оптимизация - это итеративный процесс, который последовательно включает:

- оценку ситуации облучения и обоснование необходимости действий (фактически эта процедура аналогична обоснованию вмешательства НРБУ-97);
- выбор подходящих уровней для квот и референтных уровней;
- индексацию возможных вариантов защиты, которые позволят удерживать облучение так низко, как это разумно достижимо;
- выбор наилучших мероприятий для конкретных обстоятельств, квот и референтных уровней;
- утверждение программы оптимизированных мероприятий;
- систематический пересмотр защитных мероприятий в контексте их эффективности для новых обстоятельств;
- оценка степени предотвращения аварийных ситуаций и потенциального облучения для запланированных ситуаций.

Рекомендации подчеркивают, что некоторые источники (технологии) способны устанавливать защиту на разных уровнях благополучия. Следовательно, оптимизация дает определенную свободу в выборе мероприятий, когда речь идет об ограничении доз облучения [2].

Первые два принципа являются универсальными и применяются для всех ситуаций облучения. Третий принцип – ограничения доз облучения, в новой системе противорадиационной защиты применяется только для запланированных ситуаций облучения.

Ограничение индивидуальных доз облучения. Предел дозы - это "суммарная доза любого индивидуума от регулируемых источников для запланированных ситуаций облучения, исключая медицинское облучение пациентов, которая не должна превысить референтные уровни и дозы, рекомендованные МКРЗ" [2]. Это понятие применяется для запланированных ситуаций облучения и отражает совокупные ограничения при профессиональном облучении или облучения населения от всех регулируемых источников.

Для реализации этого принципа проводится оценка доз облучения для индивидуумов и сравнивается с пределами доз, рекомендованными МКРЗ. Причем, пределы эффективных доз (ЭД) являются суммой ЭД от источников внешнего облучения за один год, а также накопленной

ЭД от внутреннего поступления радионуклидов за это период. Для взрослых, накопленная эффективная доза рассчитывается на период в 50 лет с момента поступления радионуклида, для детей - 70 лет. Для профессионального облучения существуют дополнительное условие (например, аварийная ситуация) - ЭД не должна превышать 50 мЗв за один отдельно взятый год. Существуют также дополнительные ограничения для беременных женщин. Для населения МКРЗ также предусматривает условия реализации ЭД – ее величина не должна превышать за один отдельно взятый год, при условии, что в течении 5 последующих лет, ЭД будет составлять не более 1 мЗв в год.

Новые понятия. Понятие квоты дозы было предложено МКРЗ в 1990 году (Публ. 60) [7] и до недавнего времени применялось при проведении процедур оптимизации для практической деятельности. По сути, квота дозы и в новой системе является ограничением индивидуальной дозы для планируемой деятельности от источника, который был оптимизирован. В рекомендациях 2007 года МКРЗ (Публ. 103) распространяет это понятие на все ситуации облучения. Другими словами, квоты доз для планируемых ситуаций, первоначально рассматривались только в контексте "практической деятельности". В новой системе это понятие распространяется и для референтных уровней аварийной и существующих ситуаций облучения.

На стадии планирования, вариант при котором дозы облучения превышают референтные уровни, априори считается неприемлемым. В таблице 1 приведены рекомендованные МКРЗ референтные уровни и квоты доз (Публ. 103) [2]. Данные величины являются верхними пределами для анализа контрмер при проведении процедур оптимизации противорадиационной защиты для случаев, когда может измениться число факторов, которые необходимо проанализировать, включая все выгоды для общества от анализируемой деятельности, в также стоимость и целесообразность защитных мероприятий.

Публикация 104 МКРЗ [], подчеркивает, что национальные регуляторы должны обеспечить величины лимитов и квот доз для разных ситуаций облучения на уровне выше величин, рекомендованных МКРЗ (Табл.1).

Таблица 1. Референтные уровни эффективных доз облучения.

Уровни границ оптимизации (квот доз и референтных уровней) для эффективных доз, мЗв	Характеристика ситуации облучения	Пример
>20-100 Высокие референтные уровни устанавливаются для хорошо обученного персонала, который работает в аварийных условиях	Экстремальные ситуации облучения, когда требуются обязательные защитные меры для всех путей облучения, а источник является неконтролируемым	Ситуация аварийного облучения
>1-20	Индивидуум обычно получает выгоду от данной ситуации. Защита применяется для всех типов облучения или источников.	Профессиональное облучение для запланированных ситуаций, а также для реабилитационных мероприятий после аварий. Существующие ситуации облучения
1 и менее	Применяется только для ситуаций, когда будет присутствовать выгода для общества, а не отдельного человека	Облучение населения для запланированных ситуаций.

Еще одним нововведением является понятие "репрезентативного человека". МКРЗ дает следующее определение этому термину: "Репрезентативный человек - это индивидуум,

получающий дозу облучения, наиболее представительную для самой облучаемой категории индивидуумов из населения" [2]. Этот термин - эквивалентен и заменяет понятие "среднего индивидуума критической группы". Понятие "репрезентативного человека". не следует путать с "референтным человеком", это понятие используется для стандартизированных математических моделей при вычислении эквивалентной и эффективной дозы.

Концепции "критической группы" и "репрезентативного человека" особенно важны для планирования сбросов-выбросов в окружающую среду. В этом случае доза или риск для среднестатистического человека из критической группы (или репрезентативного человека) сравнивается со среднегодовым пределом дозы или соответствующей квотой дозы/риска для населения. Новые рекомендации предусматривают использование понятия "репрезентативный человек" также для существующих и аварийных ситуаций облучения.

Все приведенные принципы и понятия используются для всех сценариев облучения, включая медицинское облучение. Далее мы более подробно остановимся на особенностях требований к ограничению медицинского облучения, которые уже реализованы в для практического применения в BSS [1].

Особенности требований к ограничению медицинского облучения. Медицинскому облучению МКРЗ посвятило целый ряд публикаций, но основные требования изложены в Публикации 105 [9]. Большинство этих требований нашли свое отражение в регламентах BSS [1].

Новая система радиационной безопасности для медицинского облучения рассматривает медицинское облучение как запланированную ситуацию облучения и на них распространяются все принципы, изложенные выше. Публикация 104, а затем и BSS для данной ситуации облучения предполагают внедрение требований регуляторного характера (лицензирование), включая обязательную оптимизацию защиты персонала и пациентов.

В соответствии с требованиями BSS лицензированию подлежат медицинское радиологическое оборудование (генераторы излучений, ускорители, источники, гамма-камеры, томографы и т.д.) и программное обеспечение, которое прилагается к технологии и может повлиять на расчеты дозовых нагрузок и их реализацию на практике. Контролю подлежит также система гарантий качества медицинских исследований, которая включается в лицензионные условия.

Документ предусматривает специфические требования как для диагностического оборудования, так и для оборудования и технологий, которые используются в терапевтических целях.

Для обоих направлений конечная цель (либо диагностика, либо лечение) определяет пути реализации процедур оптимизации противорадиационной защиты. Например, использование тех или иных радиофармпрепаратов для диагностики, должно обеспечивать не только нужное разрешение для получения визуального отображения органов и тканей, но и обеспечивать непривышение референтных уровней облучения как пациента, так и персонала. В идеальном случае, дозы облучения должны быть минимальны.

В случае терапевтических процедур, цель противорадиационной защиты будет несколько иной: лечение должно гарантировать, что доза облучения пациента будет настолько низкой, насколько это позволяет его диагноз и предписание лечащего врача. При этом, по сути, процедуры оптимизации это сотрудничество нескольких специалистов: врача - радиолога, врача-онколога, медицинского физика, фармацевта.

Особое внимание при проведении процедур оптимизации уделяется дозам облучения детей, при проведении скрининговых исследованиях (например, диспансеризация), когда речь идет о добровольцах при проведении научных исследований или когда пациентом является беременная или кормящая грудью женщина.

Кроме того, процедуры оптимизации должны включать и анализ аспектов, которые касаются технического обслуживания оборудования, и в первую очередь его калибровки, обеспечения системы гарантий качества исследований или измерений, включая обязательную индивидуальную дозиметрию персонала и пациентов. Все эти моменты

практически отсутствуют в отечественной нормативной базе и должны быть разработаны и внедрены в ближайшее время.

Выводы.

1. Требования действующих в Украине нормативных документов лишь частично обеспечивают необходимую радиационную защиту для медицинского облучения. Их требования традиционно ограничиваются регламентацией доз облучения персонала, вопросов обращения с РАО и радиоактивными источниками и т.д.
 2. При модернизации НРБУ-97 и других нормативных документов в области радиационной безопасности, медицинскому облучению необходимо уделить особое внимание.
 3. Внедрение новой системы противорадиационной защиты, которая базируется на принципе оптимизации, требует уделить особое внимание подготовке медицинских физиков.
 4. В соответствии с новой системой противорадиационной защиты ограничение медицинского облучения предполагает введение лицензирования отдельных видов деятельности и, соответственно, разработки лицензионных условий и др. документов.
1. Radiation Protection and Safety of Radiation Sources: International Basic Safety Standards//IAEA Safety Standards Series No. GSR - IAEA, Vienna – 2011. -303 p.
 2. ICRP Publication 103: Recommendations of the ICRP. - New York: Pergamon Press. - 2008. - p. 303 (Annals of the ICRP. - 2008. - V. 37/ 2-4)
 3. ICRP Publication 104: Scope of Radiological protection control measures.- New York: Pergamon Press. - 2008. - p. 108 (Annals of the ICRP. - 2008. - V. 37/5)
 4. Оптимизация радиационной защиты на основе анализа соотношения затраты-выгода (Публикация МКРЗ №37).- Москва: Энергоатомиздат, 1985.- 95 с.
 5. Publication ICRP № 55. Optimization and Decision-Making in Radiological Protection. – New York: Pergamon Press, 1988. – 60 p.
 6. ICRP Publication 63. Principles for intervention for protection of the public in a radiological emergency - New York: Pergamon Press. - 1991. - 120 p. (Annals of the ICRP. - 1991. - V. 22, № 4).
 7. ICRP Publication 60. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. - New York: Pergamon Press. - 1991. - 136 p. (Annals of the ICRP. - 1991. - V. 21, № 1-3).
 8. ICRP Publication 101. The optimisation of radiological protection: broadening the process. - New York: Pergamon Press. - 2006. - p. 104 (Annals of the ICRP. - 2006. - V. 36/2-3)
 9. ICRP Publication 105. Radiological protection in medicine. - New York: Pergamon Press. - 2008. - p. 108 (Annals of the ICRP. - 2006. - V. 37/6)

ТОЧНОСТЬ ПЛАНИРОВАНИЯ ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ – ГАРАНТИЯ КАЧЕСТВА ПРОВЕДЕНИЯ ЛЕЧЕНИЯ

Ю.Н. Селивра

*Донецкий областной противоопухолевый центр
ул. Полоцкая, 2а, г. Донецк, Украина, 83092,
selivra_yuliya@rambler.ru*

Аннотация: весомое значение при использовании оборудования для трехмерной конформной лучевой терапии имеет технический уровень периферийного оборудования и аксессуаров – планирующие системы, системы визуализации, приспособления для иммобилизации и индивидуальные фиксирующие устройства – то, от совершенства чего на 70% зависит эффективность лечения.

Abstract: when using the equipment for three-dimensional conformal radiation therapy the technical level of peripheral equipment and accessories - system planning, imaging systems, devices for immobilization and

individual locking device has weighty significance. This is all whose perfection provides the effectiveness of treatment by 70%.

Ключевые слова: конформная лучевая терапия, трехмерное планирование лучевой терапии, точность укладки пациента.

Key words: conformal radiation therapy, 3D treatment planning, the accuracy of position of the patient.

Одной из актуальных проблем здравоохранения является разработка и внедрение современных технологий лечения онкологических больных. Перспективы в этой области во многих отношениях связаны с достижениями в лучевой терапии, которая среди существующих методов лечения по частоте и широте спектра применения занимает ведущее место.

Технический прогресс за последние десятилетия в области лучевой терапии, совершенствование аппаратуры для планирования и проведения облучения привел к созданию нового направления в радиологии – трехмерного компьютерного планирования и проведения облучения, при котором максимум формируемого дозного распределения наиболее точно соответствует форме мишени. При этом доза резко падает за границами мишени, что позволяет проводить облучение новообразований, непосредственно прилегающих к критическим радиочувствительным структурам и органам. Данная методика получила название конформной терапии.[1]

Применение трехмерного компьютерного планирования предоставляет возможность конструирования трехмерной модели злокачественного новообразования с целью установления его геометрических размеров и конфигурации; объемного выделения прилегающих критических органов и структур; подбора наиболее эффективных полей и доз облучения.

Решение вопроса ограничения облучения здоровых органов и тканей пациентов при лучевой терапии заключается в разработке и совершенствовании процессов выполнения каждого из этапов комплекса процедур, включенных в технологию облучения и предлучевой подготовки. Такой подход полностью соответствует обеспечению гарантии качества лучевой терапии.

Изначально базовое значение в радиотерапевтическом комплексе отводилось облучающим установкам, но затем, с совершенствованием технологий, все большее внимание стало уделяться тому технологическому оборудованию, которое задействовано при предлучевой подготовке, планировании, дозиметрии и т.п. При этом недооценка использования отдельных элементов пусть даже на первый взгляд второстепенных (например, фиксирующих приспособлений) приводит к значительной потере качества и соответственно снижению эффективности лечения.

В Донецком областном противоопухолевом центре в 2006 году были введены в эксплуатацию два линейных ускорителя фирмы Varian Medical Systems. Соответственно на протяжении уже 6 лет при проведении дистанционной лучевой терапии наряду с лечением на кобальтовых радиотерапевтических установках используется методика трехмерного компьютерного планирования и конформной терапии.

За этот период времени в Донецком областном противоопухолевом центре на линейных ускорителях было пролечено более 5,5 тысяч пациентов и проведено более 70 тысяч сеансов. Исследуя распределение пролеченных больных по локализациям, можно отметить, что у наибольшего числа пациентов, получивших конформную лучевую терапию, изначально диагностировались злокачественные новообразования головного мозга, предстательной железы и женских половых органов.

Учитывая обширные возможности и преимущества линейных ускорителей, врачи-радиологи вместе с инженерной службой особое внимание уделяли и уделяют тщательному планированию облучения.

В нашем центре мы используем следующую последовательность методических и технологических этапов при подготовке к проведению лечения:

- 1) укладка пациента;
- 2) проведение иммобилизации области, подлежащей облучению;
- 3) выполнение компьютерного томографического исследования и введение томографических срезов в программу планирования;
- 4) трехмерное компьютерное планирование облучения;
- 5) симуляция и верификация плана облучения.

Заключительным и обязательным этапом предлучевой подготовки является проведение симуляции лучевой терапии, которую мы проводим на симуляторе Asuity, входящем в состав радиотерапевтического комплекса и находящегося в локальной сети с рабочими станциями и линейными ускорителями. Во время данной процедуры мы производим физическое моделирование терапевтического пучка излучения с целью определения положения и размеров радиационных полей.

Процесс симуляции начинали с точного воспроизведения укладки пациента на столе в зависимости от локализации процесса. Далее мы проводили корректировку индивидуального для каждого пациента разработанного плана лечения. Заключалась эта процедура в сравнении реконструированных цифровым способом системой планирования снимков пациента для каждого из полей облучения с изображениями, полученными на симуляторе для соответствующих полей в режиме реального времени. Особое место отводили позиционированию пациента, ограничению движений и контролю за смещением внутренних органов. Конечный результат мы оценивали путем сравнения получающегося распределения дозы с формой планируемого объема мишени и критических органов. Дополнительно определяли положение изоцентра полей облучения относительно анатомии пациента, координаты которого затем экспортировали в систему лазерной разметки. Также в обязательном порядке мы проводили оценку соответствия выполненных клиньев. Врач-радиолог, убедившись в корректности составленного плана облучения и в соответствии необходимого дозного распределения непосредственно на теле пациента, выполнял маркировку. После этого окончательно утверждался план лечения.

Планирование компьютерно-томографического исследования, проецирование наружных полей облучения во время симуляции, сеансы лучевого лечения осуществлялись строго в одной и той же укладке. Причем учитывался тот факт, что укладка пациента в максимально комфортном положении для него приводит к достоверному и существенному снижению общего количества смещений даже при отсутствии специальных фиксирующих приспособлений.

Выбор устройств позиционирования и иммобилизации происходил индивидуально в соответствии с потребностями каждого пациента. Крайне важно использование фиксирующих устройств при проведении симуляции, а в дальнейшем и каждого сеанса лучевой терапии детям.

Анализируя возможности и результаты проведения лучевой терапии на оборудовании разного типа, необходимо отметить, что лечение пациентов на линейных ускорителях позволяет провести квалифицированное трехмерное конформное планирование, тщательную корректировку планов лечения, включающую оценку дозного распределения относительно формы планируемого объема очага и критических органов и визуализацию положения изоцентра относительно анатомии пациента, точное воспроизведение позиционирования пациента на столе и фиксацию области, подлежащей облучению, что позволяет свести на нет лучевые реакции и осложнения, минимизировать облучение и переоблучение здоровых органов и тканей и исключить инвалидацию больных. Кобальтовые радиотерапевтические установки не могут предоставить таких возможностей.

1. Агапов А.В., Гаевский В.Н., Гулидов И.А. и др. Методика трехмерной конформной протонной лучевой терапии // Письма в ЭЧАЯ. 2005. Т.2, №6(129). С. 80-86
2. Малаховский В.Н., Труфанов Г.Е., Рязанов В.В., Асатурян М.А., Жаринов Г.М. Радиационная безопасность при проведении лучевой терапии. – СПб.: ЭЛБИ, 2011. – 214с.

3. Тарутин И.Г. Контроль качества работы рентгеновских симуляторов для лучевой терапии: Инструкция по применению / И.Г. Тарутин, Г.В. Гацкевич. – Минск, 2005. – 36с.
4. Ошибки в клинической онкологии: руководство для врачей // Под ред. В.И. Чиссова, А.Х. Трахтенберга / 3е изд., испр. и доп. — М.: ГЭОТАР Медиа, 2009. — 768с.
5. Бальтер С. А. Основы клинической топографии в онкологии// М.: Медицина, 1986. 251 с.
5. Режим доступа: <http://medicalline.info/> Онкологический портал Украины

ПОГРЕШНОСТИ В ОТПУСКЕ ДОЗЫ В РОТАЦИОННЫХ МЕТОДАХ ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ. ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫЕ ИССЛЕДОВАНИЯ ВЛИЯНИЯ ПЕРЕХОДНЫХ ХАРАКТЕРИСТИК ШТАТИВОВ ЛИНЕЙНЫХ УСКОРИТЕЛЕЙ

И.Г. Тарутин, Е.В. Титович

*ГУ «РНПЦ онкологии и медицинской радиологии им. Н.Н. Александрова»
г. Минск, Беларусь*

Аннотация. В статье приводятся результаты исследования разгонных и тормозных характеристик штативов линейных ускорителей фирмы «Вариан» и их влияния на погрешность отпуска дозы в динамических режимах облучения пациентов.

Abstract. Results of dynamic characteristic of accelerators gantries investigation are represented. The speed of gantries acceleration from zero angle to maximum $4.8^{\circ}/s$ and hampering from maximum speed to stop are different for three accelerators “Varian” company/ The errors in absorbed dose delivery are depend on speed, and rotate sector size.

Ключевые слова. Ускорители, разгоны штативов, погрешности в отпускаемой дозе

Keywords. Accelerators, gantry acceleration, errors in dose delivery

Введение

Стремительное развитие медицинских ускорителей электронов, наблюдающееся в последние годы, позволило разработать новые методики облучения онкологических больных. К таким методикам относятся облучение с модулированной интенсивностью излучения IMRT, подвижные (ротационные) режимы облучения с изменяющимися в процессе вращения штативов ускорителей скорости их вращения, мощности дозы фотонных пучков, размеров и конфигурации полей облучения VMAT, RapidArc, синхронизированного с дыханием пациентов 4D и т.п. В итоге удастся существенно уменьшить объемы облучения нормальных тканей и критических органов, окружающих мишень, и, тем самым, снизить токсичность облучения, уменьшить лучевые реакции и осложнения и улучшить продолжительность и качество жизни пролеченных пациентов.

В то же время применение высокотехнологичных методов облучения на современных ускорителях требует регулярной оценки качества работы как аппарата в целом, так и отдельных его систем. С этой целью разрабатываются новые протоколы контроля качества аппаратов, а также создаются новые критерии оценки качества реализуемых планов облучения. Разработана система оценки распределений дозы в пациентах, называемая гамма-индексом, которая оценивает расхождение реализуемых и спланированных распределений дозы по геометрии (не более 3 мм) и по дозе (не более 3%), а иногда и точнее [1].

Реализация такой точности требует внимательного анализа всех погрешностей, которые могут возникать при выполнении планов облучения. В мире изучаются характеристики отдельных систем ускорителей, главным образом тех, которые влияют на геометрические и дозовые распределения в облучаемых объектах [2-4]. Основными изучаемыми системами ускорителей являются динамические многопластинчатые диафрагмы dMLC и системы регистрации портальных изображений EPID.

При внедрении подвижной лучевой терапии VMAT или RapidArc, при которых все параметры ускорителя изменяются непрерывно, наряду с контролем dMLC и мощности дозы фотонного излучения, возникает необходимость постоянного контроля характеристик вращающегося штатива ускорителя: скорости вращения, разгонов и торможений при изменении скорости. В литературе данных об изучении этих характеристик не выявлено.

Нами была поставлена задача изучить характеристики переходных процессов при динамическом изменении скорости вращения штативов ускорителей, в частности разгонов и торможений. Исследовались характеристики 3-х ускорителей фирмы «Вариан»: «Clinac-2300», «Trilogy» и «Unique» в режимах разгона и торможения штативов и оценены возникающие дополнительные погрешности в отпуске дозы в различных угловых секторах облучения.

Методика проведения исследований

1. Методика измерения скорости движения штативов ускорителей заключалась в измерениях сигналов тахометров с помощью запоминающего осциллографа «Tektronix TDS 2024 В». Величина сигналов тахометров должна была быть пропорциональной скорости вращения. Максимальная скорость вращения была выбрана равной 4,8 градуса в секунду, что соответствует скорости, наиболее применяемой в режимах облучения RapidArc и VMAT. Разгоны измерялись при положениях штатива 0° , 90° , 180° и 270° в обоих направлениях вращения.

2. Методика оценки погрешностей в отпускаемой дозе, возникающих при разгонах штативов ускорителей заключалась в расчете изменения дозы на секторе за счет разгона штативов. Применялось допущение мгновенного установления мощности дозы в секторе с начала вращения [5], хотя это допущение нуждается в последующей проверке. Для расчетов выбирались три сектора 48° , 24° и 12° . Время прохождения сектора штативами ускорителей составляло 10с, 5с и 2,5с при максимальной скорости вращения $4,8^{\circ}/с$. Все кривые разгонов в первом приближении аппроксимировались прямыми линиями, хотя на самом деле таковыми не являлись. Для более точного расчета необходимо провести в рамках протоколов контроля качества неоднократные повторные измерения разгонов и торможений и в случае повторения формы кривых применить аналитические или численные методы расчета отпущенной дозы на этапах разгона.

Оценка погрешностей в дозе при торможении штативов не рассчитывалась, так как излучение фотонов при достижении конца сектора выключалось мгновенно, и торможение проходило без пучка.

Результаты исследований

На рис.1-8 и в таблицах 1-4 приведены результаты измерений.

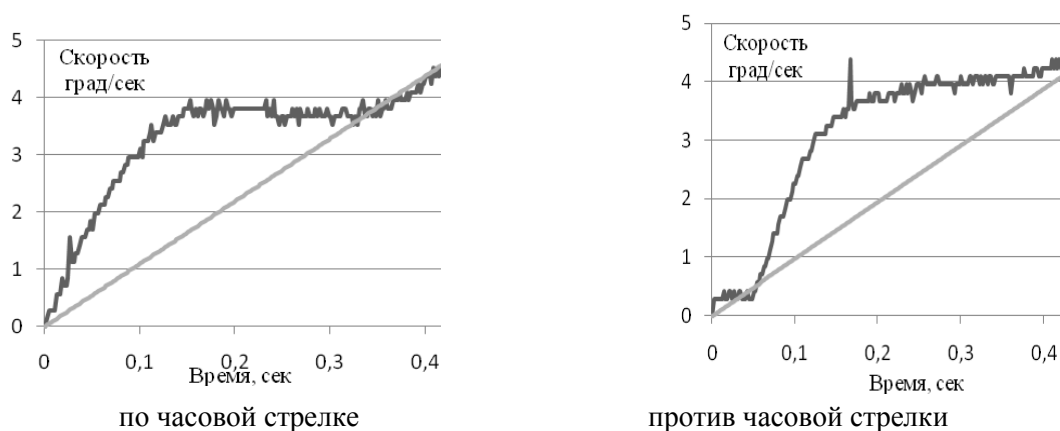
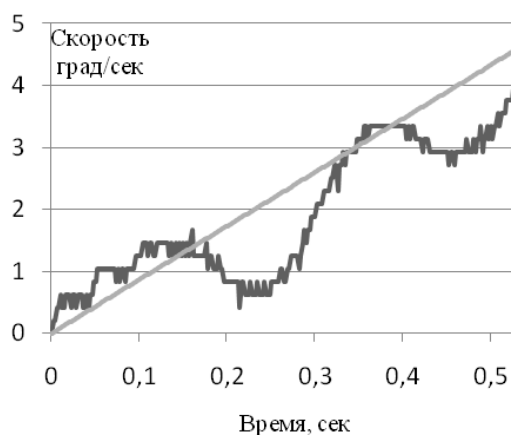
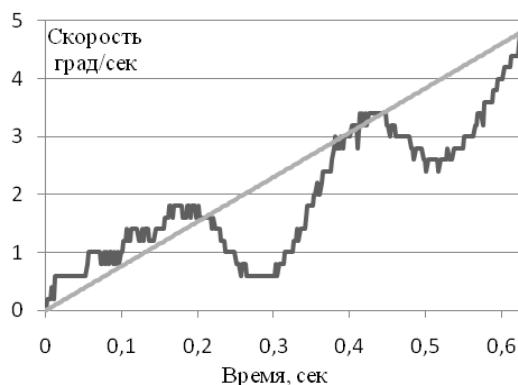


Рис. 1. Разгон штатива ускорителя «Clinac-2300» из положения 0° (Varian IEC) до максимальной скорости вращения.

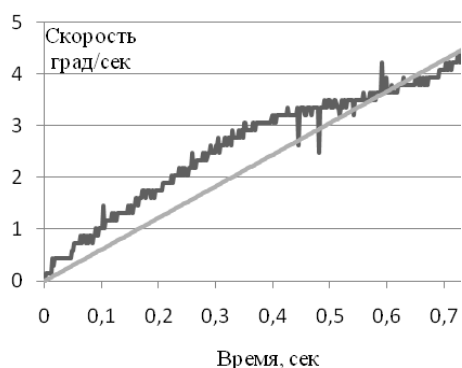


по часовой стрелке

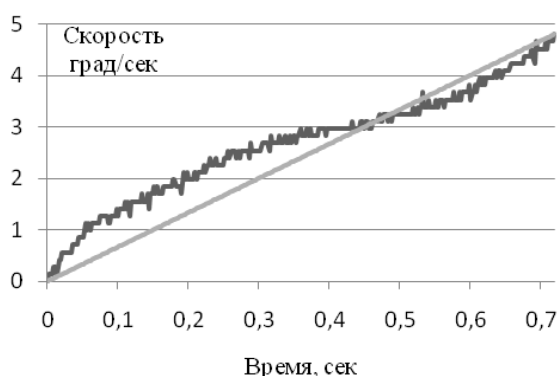


против часовой стрелки

Рис. 2. Разгон штатива ускорителя «Trilogy» из положения 0^0 (Varian IEC) до максимальной скорости вращения/



по часовой стрелке



против часовой стрелки

Рис. 3. Разгон штатива ускорителя «Unique» из положения 0^0 (Varian IEC) до максимальной скорости вращения.

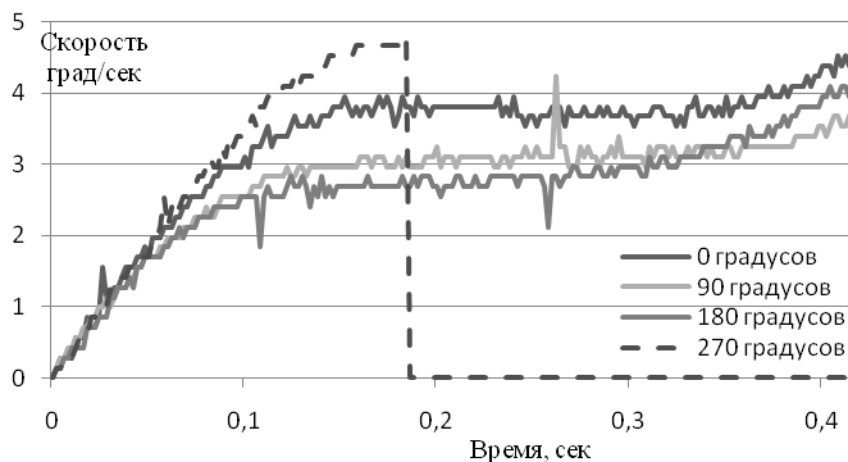


Рис. 4. Разгон штатива ускорителя «Clinac» до максимальной скорости вращения по направлению движения часовой стрелки при различных углах начала движения.

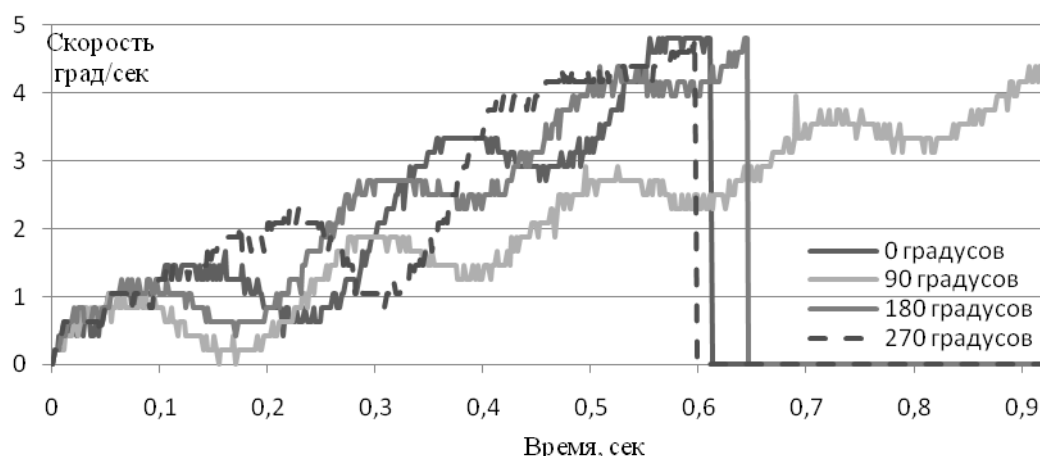


Рис. 5. Разгон штатива ускорителя «Trilogy» до максимальной скорости вращения по направлению движения часовой стрелки при различных углах начала движения.

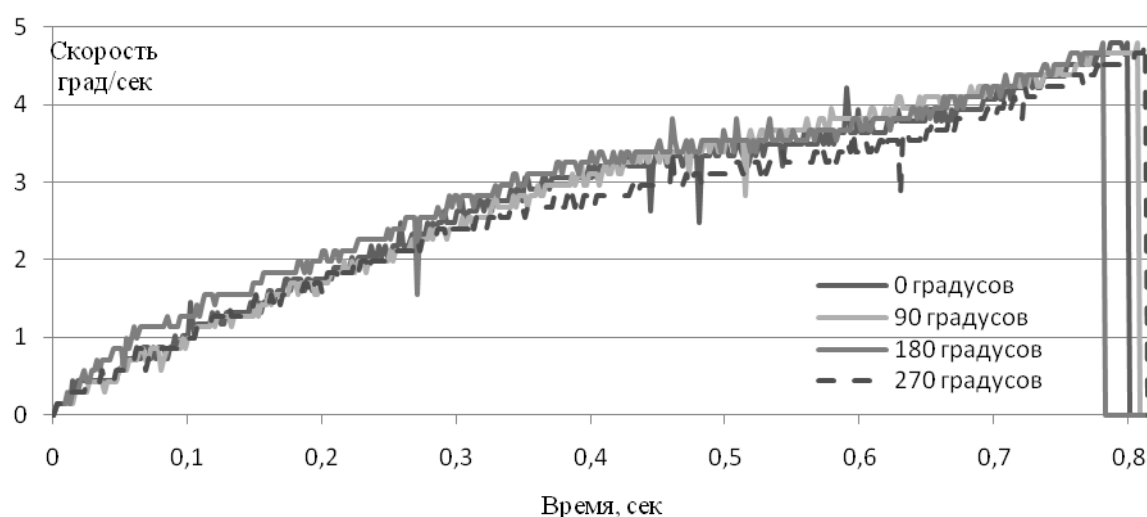


Рис. 6. Разгон штатива ускорителя «Unique» до максимальной скорости вращения по направлению движения часовой стрелки при различных углах начала движения.

Таблица 1. Время разгона штатива линейных ускорителей до с максимальной скорости вращения (сек).

Угол начала движения	Clinac	Trilogy	Unique
0 градусов	0,438	0,554	0,786
90 градусов	0,482	0,938	0,806
180 градусов	0,464	0,642	0,78
270 градусов	0,184	0,592	0,812

Таблица 2. Величина смещения штатива от угла начала движения необходимая для достижения им максимальной скорости вращения (град.).

Угол начала движения	Clinac	Trilogy	Unique
0 градусов	1,47	1,11	2,14
90 градусов	1,41	2,01	2,25
180 градусов	1,30	1,52	2,23
270 градусов	0,54	1,42	2,13

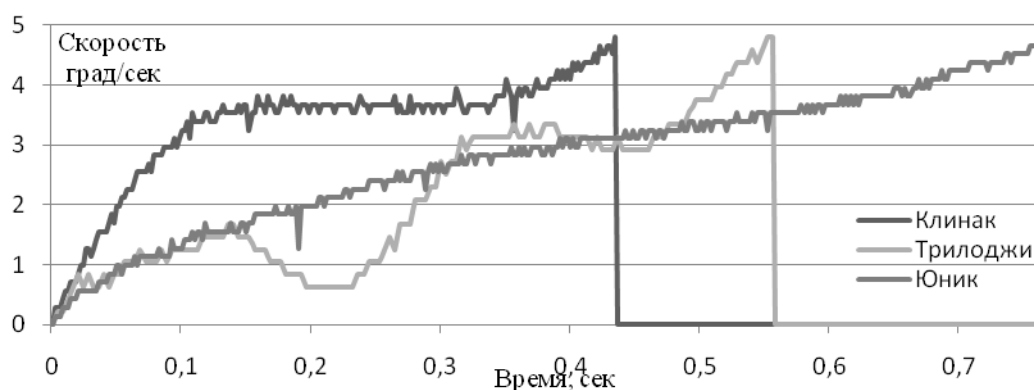


Рис. 7. Сравнение разгонных характеристик штативов линейных ускорителей при вращении.

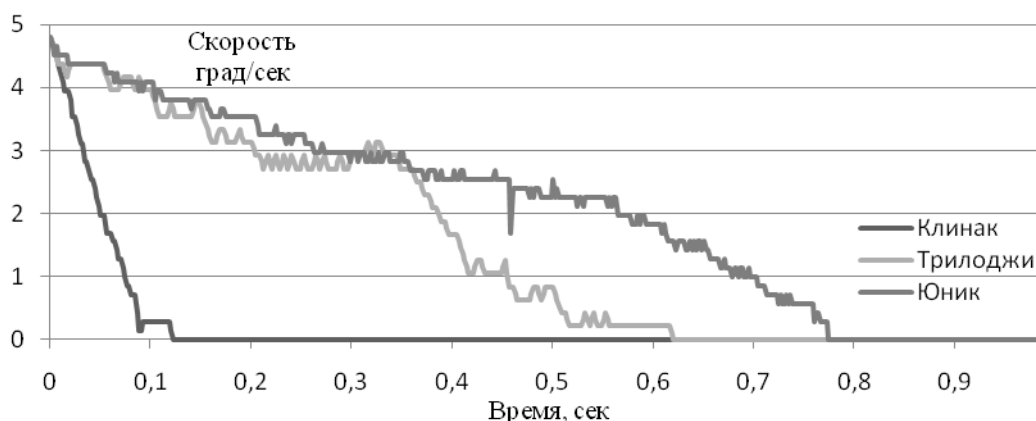


Рис. 8. Сравнение тормозных характеристик штативов линейных ускорителей при вращении.

Таблица 3. Время торможения до полной остановки штатива линейных ускорителей с максимальной скорости вращения (сек).

Clinac	Trilogy	Unique
0,122	0,62	0,774

Таблица 4. Погрешность в отпускаемой дозе за счет разгонов штативов до 4,8⁰/с на секторах 48⁰, 24⁰ и 12⁰

Ускоритель	48 ⁰ , %	24 ⁰ , %	12 ⁰ , %
Clinac	2,18	4,35	8,70
Trilogy	2,78	5,56	11,12
Unique	3,88	7,76	15,52

Обсуждение и выводы

1. Все ускорители имеют свои индивидуальные режимы разгона на заданные скорости вращения и разные в зависимости от величины угла начала разгона.

2. Во всех случаях поглощенная доза в секторе вращения увеличивается по сравнению с расчетной на начальных углах секторов, что должно сказаться на результирующих распределениях дозы.

3. Погрешности отпуска дозы возрастают с уменьшением величины сектора вращения и увеличения скорости вращения штатива.

4. Скорость вращения штатива должна быть малой при малой величине секторов и может быть увеличена при увеличении угловых размеров секторов.

5. Необходимо исследовать характеристики аппаратов по поведению мощности дозы в первые моменты после включения излучения и после изменения ее величины в ходе облучения.

6. Необходимо оценить влияние переходных характеристик ускорителей на результирующие распределения дозы при ротационных режимах облучения пациентов в режимах VMAT и RapidArc.

Заключение

Исследования переходных характеристик систем ускорителя представляют собой важное направление исследований с точки зрения контроля качества работы аппарата в целом при применении новых высокотехнологичных подвижных методов облучения пациентов. Работы в этом направлении в нашем Центре будут продолжены.

1. *Matuszak M.M. Clinical Application of Volumetric Modulated Arc Therapy/ Matuszak M.M., Yan D., Grills I., Martinez A.// Int. J. Radiation Oncology, Biology, Physics. – v.77- No.2, 2012 – p. 608 – 616.*
2. *Ling C.C. Commissioning and Quality Assurance of RapidArc Radiotherapy Delivery System/Ling C.C., Zhang P., Archambault Y. etc// Int. J. Radiation Oncology, Biology, Physics. – v.72, No. 2. – 2008. - p. 575-581.*
3. *Ślosarek K. Beam rate influence on dose distribution and fluence map in IMRT dynamic technique/ Ślosarek K., Grądział A., Osewski W. etc.// Reports of practical oncology and radiology. v. 17, No.2. – 2012. – p. 97-103.*
4. *Chui C.S. Testing of dynamic multileaf collimation/Chui C.S., Spirou S., LoSasso T.// Medical Physics, v.23, 1996. – p. 635-641.*
5. *Performance of an “off-the-shelf” clinical linac for radiation standards dosimetry, recent advances in absorb dose standards/ McEven M.R., Ross S.K.//Proceedings of International workshop, 2003, Melbourne (ARPANSA, Melbourne, 2003).*

РАЗРАБОТКА И ВНЕДРЕНИЕ СИСТЕМЫ РЕФЕРЕНТНЫХ ДИАГНОСТИЧЕСКИХ УРОВНЕЙ ОБЛУЧЕНИЯ ПАЦИЕНТОВ В РЕНТГЕНОДИАГНОСТИКЕ В РОССИИ

А.В. Водоватов, М.И. Балонов, В.Ю. Голиков, С.А. Кальницкий

*ФБУН научно-исследовательский институт
радиационной гигиены имени профессора П.В.Рамзаева
ул. Мира, д. 8, г. Санкт-Петербург, Россия, 197101;
т/ф: +7 (812) 233-53-63; IRH@EK6663.spb.edu*

Аннотация. Проведено многоплановое исследование с целью разработки системы референтных диагностических уровней (РДУ) облучения пациентов при рентгенологических исследованиях в РФ. В ходе выполнения работы рассмотрены различные аспекты РДУ, разработана методология РДУ, создана концепция РДУ, Санкт-Петербургским НИИРГ подготовлены и внедрены регулирующие документы.

Annotation. A multi-task study to develop a system of diagnostic reference levels (DRL) of patient's exposure in routine X-ray studies was performed. During the studies different aspects of DRLs were evaluated; DRL methodology and conception were developed. Saint-Petersburg IRH prepared and implemented the regulations.

Ключевые слова: медицинское облучение, лучевая диагностика, пациент, рентгенологическое исследование, рентгеновский аппарат, радиационная защита, оптимизация, референтный диагностический уровень, квантиль, входная доза, произведение дозы на площадь, эффективная доза

Key-words: medical exposure, radiology, patient, X-ray examination, X-ray unit, radiation protection, optimization, diagnostic reference level (DRL), a quantile, entrance surface dose, dose area product, effective dose

Референтные диагностические уровни (РДУ) являются неотъемлемой частью системы радиационной защиты, а именно инструментом ее оптимизации и представляют собой

установленные уровни дозы облучения пациентов в медицинской практике при типовых рентгенологических исследованиях (РЛИ) стандартных пациентов с использованием распространенного оборудования [1]. РДУ устанавливаются на региональном уровне [2]. Численное значение РДУ составляет 75% квантиль распределения стандартных доз пациентов и служат средством достижения показателей образцовой практики.

В период 2009-2012 гг. Санкт-Петербургским Институтом радиационной гигиены была выполнена научно-практическая работа с целью разработки и внедрения концепции РДУ при медицинском рентгенодиагностическом облучении пациентов. Исследования включали разработку методологии РДУ на основе зарубежного опыта с учетом особенностей отечественной практики.

Задачами работы являлись: выбор пациентов и оборудования; выбор условий и режимов рентгенологических исследований (РЛИ); выбор метода и способа определения дозы пациента; разработка нормативных документов. В работе приняли участие различные организации здравоохранения и санитарной службы. Были собраны как данные о стандартных режимах процедур (около 1000), так и статистику по индивидуальным режимам для каждого пациента в том случае, когда аппарат работал на автоматическом контроле экспозиции - таких индивидуальных пациентов было также около 1000. Было обследовано 160 рентгеновских аппаратов в 100 ЛПУ.

В ходе работы были рассмотрены и сопоставлены различные подходы в определении РДУ. В частности, наиболее простым и доступным базовым элементом была выбрана отдельная рентгеновская процедура, которая представляет единичное радиационное воздействие на пациента, по которой легко определить его дозу и выполнить защитные мероприятия. Были также сопоставлены разные способы определения дозы пациента, среди них: произведение дозы на площадь (ПДП), входная (поверхностная) доза (ВД) и эффективная доза (ЭД). Оказалось, что, несмотря на явные преимущества ПДП, только небольшое число рентгеновских аппаратов оборудованы дозиметрами для ее определения, что значительно ограничивает применение данной методики. Поэтому акцент был сделан на ВД и ЭД. Среди них предпочтение было отдано ЭД по следующей причине: способ расчета ЭД успешно разработан на основе измерения радиационного выхода рентгеновского аппарата в рамках проведения контроля его эксплуатационных параметров в соответствии с требованиями санитарного законодательства [3,4]; ЭД широко применяется в медицинской практике, в том числе для сравнения доз от различных РЛИ и разных технологий в различных ЛПУ (регионах) в рамках единой системы контроля доз пациентов (ЕСКИД) [5,6]; ЭД специально создана, как дозиметрическая величина, характеризующая радиационный риск [7]. ЭД рассчитывалась для выбранной процедуры и конкретного рентгеновского аппарата на основе специальной компьютерной программы (EDEREX) с помощью радиационного выхода и средних режимов проведения исследования: напряжения на рентгеновской трубке, экспозиции, фильтрации; кожно-фокусного расстояния размера поля облучения [8,9].

В результате проведенной данной работы были определены средние дозы облучения пациентов и РДУ при проведении основных видов рентгенологических процедур для г. Санкт-Петербурга (табл. 1).

Различия в дозах в разных ЛПУ в представленных данных обусловлены главным образом использованием различного рентгеновского оборудования, его техническим состоянием, а также человеческим фактором (отсутствием стандартизованных методик РЛИ).

В ходе выполнения данной работы был выявлен ряд практических проблем, требующих безотлагательного решения, среди них: отсутствие необходимого количества клинических дозиметров; отсутствие стандартизованных методик проведения РЛИ; недостаточное использование зеленочувствительной рентгеновской пленки; отсутствие необходимого технического обслуживания рентгеновских аппаратов; невысокое качество радиационного

контроля и контроля эксплуатационных параметров рентгеновских аппаратов; чрезмерное использование ручной проявки рентгеновской пленки.

Таблица 1. Средние дозы и референтные диагностические уровни (РДУ).
Облучения пациентов в ЛПУ СПб

Показатель	Череп		ОГК		Ребра	ШОП		ГОП		ПОП		Таз	БП
	ПЗ	Б	ЗП	Б	ПЗ	ПЗ	Б	ПЗ	Б	ПЗ	Б	ПЗ	ПЗ
Средняя доза, мЗв	0,06	0,02	0,08	0,13	0,35	0,06	0,05	0,36	0,26	0,60	0,69	0,52	0,77
РДУ, мЗв	0,07	0,03	0,1	0,17	0,52	0,08	0,05	0,38	0,33	0,77	0,87	0,69	0,88

*ОГК- органы грудной клетки, ШОП – шейный отдел позвоночника, ГОП – грудной отдел позвоночника, ПОП – поясничный отдел позвоночника, БП – брюшная полость, ЗП - задне-передняя, Б – боковая, ПЗ – переднее-задняя проекции соответственно.

На основании полученных данных были разработаны методические рекомендации МР 2.6.1.0066.12 от 23.07.2012 г. «Применение референтных диагностических уровней для оптимизации радиационной защиты пациента в рентгенологических исследованиях общего назначения». Данные рекомендации являются первым документом подобного рода в Российской Федерации. Документ содержит общие положения концепции РДУ, методику определения РДУ на основе как измеряемых, так и рассчитываемых параметров и рекомендации по использованию РДУ для оптимизации радиационной защиты пациента.

На конец 2012 г. Комитетом по Здравоохранению г. Санкт-Петербурга запланировано законодательное утверждение обязательного исполнения методических рекомендаций по РДУ в г. СПб.

С утверждением методики начинается внедрение РДУ в клиниках г. Санкт-Петербурга и Брянской обл. На основе собранных данных ЛПУ получают реальную информацию по дозам облучения пациентов; проводится обучение медицинского рентгеновского персонала основам радиационной защиты, в том числе с использованием РДУ. В случаях превышения доз у пациентов над значениями РДУ будут расследоваться причины превышения РДУ с последующей коррекцией режимов проведения процедур и исправления технических неисправностей в аппаратуре. Данные работы будут проводиться в партнерстве с сервисными центрами и лабораториями радиационного контроля.

Внедрение концепции РДУ позволит создать систему регулирования уровней облучения пациентов в отечественной рентгенодиагностике и без значительных дополнительных расходов оптимизировать дозы пациентов.

1. Guidance on Diagnostic Reference Levels (DRLs) for Medical Exposures. Radiation Protection 109. Directorate-General, Environment, Nuclear Safety and Civil Protection. European Commission. 1999.
2. Публикация МКРЗ 105. Радиационная защита в медицине. Ред. русского перевода М.И.Балонов. ФГУН НИИРГ. СПб. 2011.
3. СП 2.6.1.2612-10 Основные санитарные правила обеспечения радиационной безопасности (ОСПОРБ 99/2010).
4. Гигиенические требования к устройству и эксплуатации рентгеновских кабинетов, аппаратов и проведению рентгенологических исследований. СанПиН 2.6.1.1192-03. М.: Роспотребнадзор. 2004.
5. Контроль эффективных доз облучения пациентов при медицинских рентгенологических исследованиях МУК 2.6.1.1797-03. М. Роспотребнадзор. 2004.
6. Заполнение форм федерального государственного статистического наблюдения №3-ДОЗ. Методические рекомендации. М.: Роспотребнадзор, 2007.
7. Sources and Effects of Ionising Radiation. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. UNSCEAR 2008 Report, Volume I. – NY.: United Nations. 2010.
8. Голиков В.Ю., Барковский А.Н., Барышков Н.К., Власов А.Ю. Оценка эффективных доз облучения пациентов при проведении рентгенологических исследований. /Сборник научных трудов «Радиационная гигиена». СПб. 2003. С.75-88.

9. Определение радиационного выхода рентгеновских излучателей медицинских рентгенодиагностических аппаратов. Методические рекомендации. ФГУН НИИРГ Роспотребнадзор. М СПб. 2008.
10. Применение референтных диагностических уровней для оптимизации радиационной защиты пациента в рентгенологических исследованиях общего назначения. Методические рекомендации МР 2.6.1.0066.12 (в печати).

КОНТРОЛЬ ЯКОСТІ ПРИ ВИКОРИСТАННІ МЕТОДУ ПРОМЕНЕВОЇ ТЕРАПІЇ З МОДУЛЯЦІЄЮ ІНТЕНСИВНОСТІ ПУЧКА (IMRT)

Р.М. Зелінський

*Медичний Центр «Кибер Клініка Спіженка»
вул. Харківське шосе, 154А, м. Київ, Україна, 02091;
+38(097) 691-11-34; zelinskyi.ruslan@gmail.com*

Анотація. IMRT – це метод променевої терапії, який лише нещодавно був реалізований в Україні. Кожен IMRT-пучок складається з підпучків різної інтенсивності. Методи перевірки доставки дози у цьому випадку повинні відрізнятися від методів, що застосовувались для конформних пучків. Складність методу IMRT вимагає високого рівня контролю якості лікування для кожного пацієнта індивідуально. Ця стаття висвітлює, які точкові детектори, діодні матриці, плівки та методи аналізу дозових розподілів використовуються у Кибер Клініці Спіженка.

Аннотация. IMRT – это метод лучевой терапии, который только недавно был реализован в Украине. Каждый IMRT-луч состоит с подлучей различной интенсивности. Методы проверки доставки дозы такими лучами должны отличаться от методов, которые использовались для конформных лучей. Сложность метода IMRT требует высокого уровня контроля качества лечения для каждого пациента индивидуально. Эта статья показывает, какие точечные детекторы, диодные матрицы, пленки и методы анализа дозных распределений используются в Кибер Клинике Спизженка.

Abstract. IMRT is a new technique in the delivery of radiation therapy in Ukraine. Each IMRT beam is composed of many beamlets with varying intensities, methods and practice used to verify delivered dose from IMRT beams are also different from conformal treatment beams. The complexity of IMRT techniques demands a high level of quality control in the delivery of treatment to individual patients. This paper provides overview of what point detectors, arrays, film and dose distribution analysis techniques are used in Cyber Clinic of Spizhenko.

Ключові слова: променева терапія з модуляцією по інтенсивності променя, променева терапія, верифікація, діодна матриця, іонізаційна камера, гамма аналіз, Кибер Клініка Спіженка.

Ключевые слова: лучевая терапия с модуляцией по интенсивности луча, лучевая терапия, диодная матрица, ионизационная камера, гамма анализ, Кибер Клиника Спизженка.

Key words: IMRT, radiation therapy, verification, array, ionization chamber, gamma analysis, Cyber Clinic of Spizhenko.

У 2012 році у Кибер Клініці Спіженка сталась подія, яка розширила можливості променевої терапії в Україні – реалізація методу променевої терапії з модуляцією інтенсивності пучка (IMRT). Цей метод є більш складніший за ті, які використовувались в Україні раніше (звичайна та конформна променева терапія) і він вимагає створення програм контролю якості планів, створених за допомогою нього.

IMRT (Intensity-modulated radiation therapy) – метод променевої терапії з модуляцією інтенсивності пучків, яка досягається шляхом розбиття кожного з основних пучків на сегменти. Таким чином отримується багато сегментів різної конфігурації, кожен з яких робить свій внесок у доставку загальної дози у опромінений об'єм. Оскільки загальний периметр всіх сегментів різко збільшується у порівнянні з конформною променевою терапією, то так само і збільшується внесок ефекту напівтіні, розсіювання на краях пелюстків

коліматора і т.д. Ці ефекти змодельовані у плануючих системах лише у певному наближенні, тому інколи ізодозний розподіл, відображений у них, може не зовсім точно відповідати реальному розподілу, який буде отриманий після опромінення пацієнта. Для того, щоб контролювати рівень похибок, який виникає внаслідок вищезгаданих ефектів необхідно проводити верифікацію кожного IMRT-плану.

При проведенні верифікації IMRT-планів можна використовувати різні дозиметричні пристрої – іонізаційні камери, радіографічні або радіохромні плівки, діодні матриці тощо.

Іонізаційні камери – це найоптимальніший варіант для вимірів абсолютної дози в точці. Основна вимога до камер при верифікації IMRT-планів – це їх об'єм. Він повинен бути мінімальним. При використанні багатосегментних полів утворюються високі градієнти дози і у випадку використання іонізаційної камери з відносно великим об'ємом ми будемо отримувати усереднену дозу, а це не дасть змоги правильно оцінити план. Сегменти IMRT-полів як правило малої площі і цей факт може привести до відсутності поперечної електронної рівноваги. Тому нами використовуються іонізаційні камери PTW PinPoint об'ємом 0.015 cm^3 (рис.1) у поєднанні з універсальним акриловим фантомом для IMRT-верифікації (рис.2).



Рис.1. Іонізаційна камера PTW PinPoint.



Рис.2. Універсальний IMRT Phantom.

Проте, щоб оцінити якість IMRT-плану, вимірів дози у певній точці (або кількох точках за наявності декількох іонізаційних камер) недостатньо. Виникає необхідність використання двохвимірних дозиметричних засобів. Прикладами таких є радіохромні та радіографічні плівки і матриці діодів або іонізаційних камер.

Безумовним плюсом радіографічних плівок є висока роздільна здатність. Але низький діапазон вимірюваних доз та великий час аналізу (у зв'язку з необхідністю проявлення плівки і її сканування) робить більш привабливими для використання радіохромні плівки [1]. У Кібер Клініці Спіженка використовуються радіохромні плівки GAFCHROMIC® EBT2 (Рис.3.). Висока роздільна здатність, широкий діапазон вимірювання дози (від 1 сГр до 40 Гр), швидкий аналіз (у порівнянні з радіографічними плівками), можливість використання при кімнатному світлі – одні з найосновніших переваг [1,2].

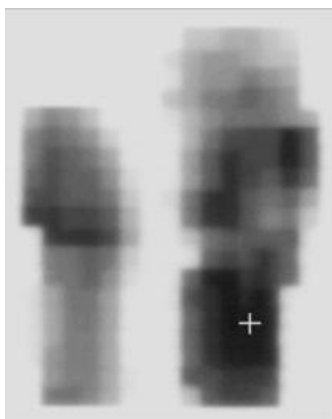


Рис.3. Радіохромна плівка GAFCHROMIC® EBT2 після опромінення багатосегментним полем. Вищий рівень потемніння плівки відповідає більшій інтенсивності дози.

Не зважаючи на доступність всіх вище наведених засобів, для верифікації IMRT-планів нами найчастіше використовується діодна матриця. Такий вибір був зроблений через те, що даний варіант на наш погляд є найбільш зручним та оптимальним. Основні переваги – це простота установки, досить хороша роздільна здатність, широкий діапазон вимірюваних доз, он-лайн аналіз, який дає можливість отримати результат за мінімум часу.

В Кібер Клініці Спіженка використовується діодна матриця MapCheck 2 компанії SunNuclear (Рис.4.). Розміри матриці – 32х26 см. На цій площі розташовано 1527 детекторів, які забезпечують вимірювання дози з великою роздільною здатністю (відстань між детекторами 7,07 мм). Використовуються SunPoint діоди n-типу об'ємом 0.000019 см³, які дають змогу проводити виміри у діапазоні енергій електронів від 6 до 25 MeV та фотонів від 1 до 25 MeV [3]. Детектори також характеризуються хорошою стабільністю. Опромінюючи детектори 15 раз підряд з використанням 60 MU/експозицію було визначено, що похибка знаходиться у діапазоні $\pm 0,15\%$. Довгострокові ж виміри, які проводились на протязі 9 місяців, відобразили похибку у діапазоні $\pm 0,2\%$. Чутливість детекторів становить 32 нКл/Гр, а зміна чутливості в залежності від накопиченої дози < 0.5 %/кГр для 6 MeV, <1.5 %/кГр для 10 MeV, що дозволяє проводити калібрування орієнтовно один-два рази на рік [4, 5].



Рис.4. Діодна матриця MapCheck 2.

Дані, виміряні діодною матрицею MapCheck 2, аналізуються γ -методом за допомогою програмного забезпечення SNC Patient (Рис.5.).

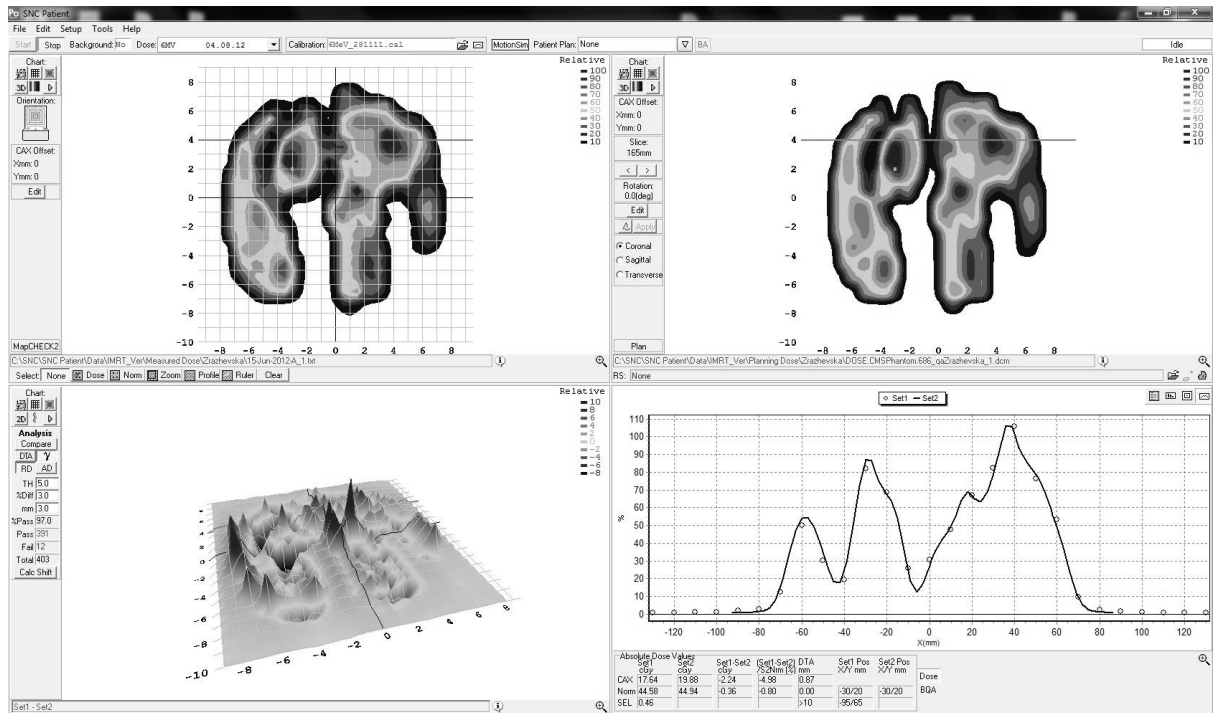


Рис.5. Вікно програмного забезпечення SNC Patient, на якому відображено вимірю та розраховану карту дози, різницю між ними та профіль.

γ -аналіз – це метод порівняння вимірних та спланованих дозових карт. Використовуючи цей метод SNC Patient розраховує значення безрозмірного « γ -індексу» для кожної вимірної точки. γ -індекс – це міра співпадіння між дозою у вимірній точці та відповідній області плану. Якщо він дорівнює або менший одиниці, то відповідна точка задовольняє критерії перевірки. Доступний аналіз у відносних та абсолютних одиницях. Розрахунок γ виражається параметрами, які використовуються у програмному забезпеченні, наступним чином:

$$\gamma(\vec{r}_{m,n}) = \{\min \Gamma(\vec{r}_{m,n}, \vec{r}_{k,l})\} \forall \{\vec{r}_{k,l}\}, \quad (1)$$

де

$$\Gamma(\vec{r}_{m,n}, \vec{r}_{k,l}) = \sqrt{\frac{r^2(\vec{r}_{m,n}, \vec{r}_{k,l})}{\Delta d_M^2}} + \frac{NDE_{k,l}^2}{\Delta D'_M} \quad (2)$$

для аналізу у відносних одиницях, або

$$\Gamma(\vec{r}_{m,n}, \vec{r}_{k,l}) = \sqrt{\frac{r^2(\vec{r}_{m,n}, \vec{r}_{k,l})}{\Delta d_M^2}} + \frac{PDE_{k,l}^2}{\Delta D'_M} \quad (3)$$

в абсолютних, і де Δd_M - критерій відстані, $\Delta D'_M$ - критерій різниці доз і похибок вимірювань, $NDE_{k,l}$ і $PDE_{k,l}$ – різниця у відсотках між спланованою та вимірною дозою у певній точці для аналізу у відносних та абсолютних одиницях відповідно [6,7].

На даний момент у Кібер Клініці Спіженка вже було проведено ретельну перевірку більш ніж 53-х IMRT-планів, а це означає, що кожен пацієнт може бути впевнений у якості лікування.

1. Azam Niroomand-Rad et al. Radiochromic film dosimetry: Recommendations of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 55, Med.Phys. 25, 2093 - 2115 (1998)
2. Samantha Mayers Characterisation of gafchromic EBT2 film for use in radiation therapy dosimetry // Research thesis, Centre for Medical Radiation Physics, University of Wollongong, 2011, <http://ro.uow.edu.au/theses/3282>.
3. D. Létourneau, et al Evaluation of a 2D diode array for IMRT quality assurance // Radio. Oncol., 70(2), 199-206 2004 (2004).

4. P. A. Jursinic and B.E. Nelms A 2-D diode array and analysis software for verification of intensity modulated radiation therapy delivery // Med. Phys. 30, 870-879 (2003).
5. Режим доступа: http://www.sunnuclear.com/documents/SunPointW11292011_1.pdf
6. D. A. Low, W. B. Harms, S. Mutic, and J. A. Purdy, "A technique for the quantitative evaluation of dose distributions," Med. Phys. 25 (5), 656-661 (1998).
7. D.A. Low, W.B. Harms, S. Mutic, and J. A. Purdy, "Evaluation of the gamma dose distribution comparison method," Med. Phys. 30 (9), 2455-2464 (2003).

Зміст

Content

Підготовка медичних фізиків вищими навчальними закладами – Навчальні програми – Клінічна практика – Підвищення кваліфікації <i>Training of Medical Physicists by Higher Education Institutions – Curriculum – Clinical practice</i> – Professional development	1
Организация подготовки медицинских физиков в Республике Беларусь <i>И.Г. Тарутин, А.И. Тимошенко</i>	1
Education and professional development of medical physicists – European recommendations and implementation in Bulgaria <i>J. Vassileva</i>	5
Program for medical physicists training at Stockholm university <i>I. Toma-Dasu</i>	9
Стан медичної фізики в Україні <i>Л.І. Асламова</i>	12
Використання відкритих плануючих систем для променевої терапії (RTPS) при підготовці медичних фізиків вищими навчальними закладами <i>М.Є. Альохіна, О.А. Безиийко, Я.О. Безиийко, О.О. Чигрин</i>	16
Викладення курсу «Радіаційна біофізика» для студентів спеціальностей «Медична фізика» та «Біофізика» <i>К.І. Богущька, Ю.І. Прилуцький</i>	18
Розвиток спеціальності медична фізика у Харківському національному університеті ім. В.Н. Каразіна <i>Є.О. Баранник</i>	21
Развитие образовательных программ в области лучевой терапии и ядерной медицины в Московском университете <i>А.П. Черняев, А.В. Белоусов, У.А. Близнюк, С.М. Варзарь, Т.В. Гордиенко, А.С. Осипов, В.В. Розанов</i>	24
Необхідність в існуванні організації медичних фізиків в Україні С.М. Лучковський.....	27
История и перспективы медицинской физики и биомедицинской инженерии в Украине <i>В.Э. Орел</i>	29
Освіта та фундаментальні наукові дослідження у боротьбі проти раку <i>В.М. Бондар, Є.В. Куліч, Б.Ю. Лещенко</i>	30
Розвиток київської школи медичної фізики за 170 років (1841 – 2011) <i>О.В. Чалий</i>	34
Нормативно-правові аспекти супроводження використання ДІВ у сфері охорони здоров'я – Імплементація міжнародних вимог в національне законодавство – Вдосконалення адміністративно-правового регулювання поводження з джерелами іонізуючого випромінювання у медицині <i>Regulatory-law aspects of the ionizing radiation sources using in health care – Implementation of international legal laws into national legislation – Improvement of administrative and legal regulation of ionizing radiation sources using in medicine</i>	37
Проблеми систематизації ядерного законодавства України: сьогодення та майбутнє <i>Г.І. Балюк</i>	37
Requirements on the medical physicist in a European/Swedish perspective <i>G. Hellström</i>	41

Доцільність відображення концепції культури безпеки у базових національних документах з радіаційної безпеки	
<i>Ю.М. Скалецький</i>	43
Моніторинг як функція управління в сфері поводження з радіоактивними відходами, що спрямована на забезпечення радіаційної безпеки в Україні	
<i>О.Ю. Кронда</i>	45
Адміністративно-правове супроводження реалізації міжнародних зобов'язань при використанні джерел іонізуючого випромінювання у сфері охорони здоров'я	
<i>А.О. Сесемко</i>	48
Правові засади здійснення державного нагляду у сфері забезпечення радіаційної безпеки	
<i>О.В. Сушик</i>	50
Інноваційні технології в медицині – Променева діагностика – Радіотерапія – Ядерна медицина – Фундаментальні дослідження	
<i>Innovation Technologies in Medicine – Radiodiagnostics – Radiotherapy – Nuclear medicine – Fundamental research</i>	55
Оптимізація параметрів для мінімізації спотворень в магніто-резонансних системах з великою індукцією поля	
<i>А.В. Алексєєнко, С.П. Радченко</i>	55
Оценка возможностей цифрового увеличения контраста флюорографических изображений	
<i>Л.И. Асламова, Н.В. Меленевская, С.И. Мирошниченко, Н.С. Мирошниченко, Д.А. Радько, Е.В. Грабовская</i>	58
Нові методи ультразвукової еластографії м'яких тканин	
<i>Є.О. Баранник, І.В. Скресанова</i>	62
Використання SIPM фотодетекторів для покращення характеристик ПЕТ сканерів	
<i>О.А. Безшыйко, А.О. Нагай, Я.О. Безшыйко, Д.І. Малюк</i>	67
¹⁸ F production for PET imaging	
<i>В.М. Bondar, М.В. Kostianuj, І.В. Mikhnytsky, Ya.V. Kmetyuk</i>	70
Фізичні аспекти електрозварювання живих тканин	
<i>Л.А.Булавін, Ю.Ф.Забаишта</i>	73
Фізичні пошкодження електротранспортного ланцюга мітохондрій клітин електромагнітним випромінюванням надвисокочастотного діапазону	
<i>А.П. Бурлака, І.С. Стадник</i>	76
Investigation of the kinetics of photoinduced electronic transitions in nanostructures of bacterial reaction centers	
<i>М.А.Drapikovskiy, М.А. Zabolotny, Y.M. Barabash, М.Р. Kulish, О.Р. Dmytrenko</i>	80
Magnetic isotope effects in living nature: premises and promises	
<i>V.K. Koltover</i>	83
Модифікація властивостей оксирезвератролу у водному розчині з фулеренами	
<i>М.О. Кузьменко, М.А. Заболотный, А.И. Момот, Г.І. Довбешко, Е.П. Гнатюк, Г.І. Соляник, Л.Н. Киркилевская, О.П. Дмитренко, Н.П. Кулиш, Д.В. Совгуть</i>	87
Diffusion MRI for acute circulatory disorders detection in brain	
<i>О.О. Lefterov, S.P. Radchenko</i>	90
Анализ эффективности цифровой линейной томографии	
<i>С.И. Мирошниченко, А.В. Мотолыга, С.П. Сенчуров</i>	92
Анаглифические 3D изображения в цифровой рентгенодиагностике	
<i>С.И. Мирошниченко, А.А. Невгасимый, Е.В. Волков</i>	95
Elasticity-inelasticity properties of TI alloys	
<i>А.Р. Onanko, М.Р. Kulish, О.В. Lyashenko, G.T. Prodayvoda, S.A. Vyzhva, Y.A. Onanko</i>	98
Перехід від стандартної 2-D до 3-D конформної променевої терапії та променевої терапії з модуляцією інтенсивності	
<i>О.В. Овсієнко, М.М. Будник</i>	101

Досвід впровадження променевої терапії з модульованою інтенсивністю в клінічну практику	
<i>Т.Г. Підлубна, Ю.В. Кісіль, В.В. Мамчур, Л.О. Підгорна</i>	104
Spread of some virus diseases among representatives of wild flora in Chernobyl region	
<i>V.P. Polischuk, I.G. Budzanivska, O.V. Shevchenko, I.V. Chyzhevskiy</i>	107
Компьютерное моделирование магнитного и температурного полей при магнитной нанотерапии злокачественных опухолей	
<i>А.В. Романов, В.Э. Орел</i>	110
Study of the biomolecular structure in water by molecular simulation	
<i>N. Atamas</i>	114
Dose estimation from different image-guided radiotherapy techniques	
<i>D.S. Sinchuk, S.P. Radchenko, M.V. Kononov</i>	115
Протекторна дія меланіну при пероксид-індукованому ушкодженні тимоцитів за умов впливу електромагнітного поля наднизької частоти	
<i>В.М. Собко, В.С. Мартинюк, Т.В. Берегова</i>	118
Изменения степени окисления актомиозина скелетных мышц и показателей липидного обмена плазмы крови крыс в условиях хронической алкоголизации	
<i>Ю.В. Цейслер, О.Н. Подпалова, Н.Е. Нурищенко, Л.И. Пелюх, В.С. Мартынюк</i>	123
Физические свойства воды и биологическое применение активированной (облученной) воды	
<i>В.И.Высоцкий, А.А. Корнилова</i>	127
Управление конформационным состоянием молекул NADH в водном растворе электромагнитным облучением	
<i>М.А.Заболотный, А.И.Костина, Н.П. Кулиш, О.П. Дмитренко, А.И. Момот</i>	131
Вплив низько енергетичного радіаційного опромінення на властивості водних розчинів коніума	
<i>Заболотний М.А., Кулиш М.П., Дмитренко О.П., Совгуть Д.В., Кузьменко М.О., Фузік К.В.</i>	135
Effect photoirradiation the properties of thin layers of organic polymer nanocomposites	
<i>М.А. Zabolotnyy, N.P. Kulish, O.P. Dmytrenko, P.J. Kobzar, D.V. Sovgut</i>	138
Радиационные технологии в медицине	
<i>А.П. Черняев, А.С. Осипов, С.М. Варзарь, Е.В. Заглубоцкая, Ю.В. Пашкова</i>	141
Исследования молекулярного механизма полимеризации фибрина методом капли, которая испаряется	
<i>Л.А. Булавин, О.В. Коробко, Э.В. Луговской, Л.Ю. Вергун, Е.М. Макогоненко, Г.Н. Вербинская, А.В. Британ</i>	146
Радіаційна безпека – Забезпечення та контроль якості в радіології – Радіотерапевтичні ризики та радіаційні аварії в радіології – Організація та управління радіаційною безпекою .	
<i>Radiation Safety – Quality assurance and quality control in medical radiology – Radiotherapeutic risks and radiation accident in radiology – Organization and management of radiation safety</i>	149
Активізація повітря та елементів конструкції при роботі медичного прискорювача електронів	
<i>О.А. Безиийко, Б.М. Бондар, Л.О. Голінка-Безиийко, І.М. Каденко, Я.В. Кметюк, К.Г. Кошарський, Є.Л. Момот, А.О. Нагай</i>	149
Питання забезпечення гарантії якості та радіаційної безпеки технологічного ланцюжка ПЕТ-діагностики	
<i>О.А. Безиийко, Л.О. Голінка-Безиийко, І.М. Каденко, О.А. Казінова, Я.В. Кметюк, Г.В. Рабош, А.О. Нагай</i>	152
Проблеми методичного забезпечення індивідуального дозиметричного контролю персоналу при застосуванні новітніх медичних технологій	
<i>В.В. Чумак, О.В. Баханова, В.М. Волоський, А.О. Моргун</i>	156

Позиція Держатомрегулювання України щодо забезпечення медичним фізиком радіаційного захисту пацієнтів	
<i>Л.В. Кириченко</i>	160
Evaluation of the independent calculation algorithm for high dose rate brachytherapy	
<i>J. Laurikaitiene, D. Adliene, K. Jakstas</i>	162
Особливості ТЛ дозиметрії високоінтенсивних гамма-, електронних та нейтронних полів в ядерній медицині	
<i>В.Т. Маслюк, Т.О. Окунєва, І.Г. Мегела, Я.М. Пекар, В.Я. Пекар</i>	166
Новая система противорадиационной защиты, пути реализации в Украине	
<i>Т.А. Павленко</i>	168
Точность планирования лучевой терапии – гарантия качества проведения лечения	
<i>Ю.Н. Селивра</i>	173
Погрешности в отпуске дозы в ротационных методах лучевой терапии.	
Експериментальні дослідження впливу перехідних характеристик штативов лінійних прискорювачів	
<i>І.Г. Тарутин, Е.В. Титович</i>	176
Разработка и внедрение системы референтных диагностических уровней облучения пациентов в рентгенодиагностике в России	
<i>А.В. Водоватов, М.И. Балонов, В.Ю. Голиков, С.А. Кальницкий</i>	181
Контроль якості при використанні методу променевої терапії з модуляцією інтенсивності пучка (IMRT)	
<i>Р.М. Зелінський</i>	184
Зміст	.
Content	189

