

VI International Conference

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

Book of Abstracts

September 28 – 29, 2017, Kyiv, Ukraine

Medical physics – the current status, problems, the way of development. Innovation technologies. Abstracts of 6th International Conference, September 28 – 29, 2017, Kyiv, Taras Shevchenko National University of Kyiv, 2017.

The published abstracts are speaker's and participant's papers of 6th International Conference "Medical physics – the current status, problems, the way of development. Innovation technologies". Abstracts 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 Ukrainian Association of Medical Physicists and Engineers with the participation of specialists of leading institutions of higher education, medical and scientific organizations, authorities and also representatives of Ministry of Public Health of Ukraine, State Nuclear Regulatory Inspectorate of Ukraine, National Academy of Medical Science of Ukraine, etc. The conference aim is cooperation of community in the area of enlightenment, science, public health and nuclear regulation for effective training of specialists in medical physics.

Organizers of conference:

Taras Shevchenko National University of Kyiv (KNU);
Training-Research Center for Radiation Safety of KNU;
Ukrainian Association of Medical Physicists and Engineers;
Association of clinical and academic radiology Ukraine.

Sponsors of conference: TOV NVO Teleoptic, TOV Torgoviy dim Omega-Kiyiv.

Organizing committee:

<i>Chairman</i>	Hubersky L., Academician of NAS of Ukraine, Rector
<i>International</i>	Makarovska O., Senior Radiation Safety Specialist, Division of Radiation, Transport and Waste Safety Regulatory Infrastructure and Transport Safety Section, Control of Radiations Sources Unit, International Atomic Energy Agency, Austria
	Zaredinov D., Senior Radiologist, Ministry of Public Health of Uzbekistan Republic
	Kim D., Institute of Nuclear Physics of the Republic of Kazakhstan
<i>Taras Shevchenko National University of Kyiv</i>	Anisimov I., Dean, Faculty of Radio Physics, Electronics and Computer Systems
	Aslamova L., Director, TRC for Radiation Safety
	Bulavin L., Academician of NAS of Ukraine, Head of Department of Molecular Physics, Physics Faculty
	Sokur L., Deputy Director of the NSC "Institute of Biology and Medicine"
	Kulish M., Corresponding Member of NAS of Ukraine, Head of Department of Functional Materials Physics, Physics Faculty
	Martynyuk V., Pro-rector (Scientific Work)
	Makarets M., Dean, Physics Faculty
	Radchenko N., Prysiashna O., Secretaries of Conference.

The proceedings are reproduced from the original manuscripts given and edited by authors.

Шестая международная конференция

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

Сборник тезисов

28 – 29 сентября 2017 года, г. Киев, Украина

Медицинская физика – современное состояние, проблемы, пути развития. Новейшие технологии. Сборник тезисов 6-ой международной конференции, 28 - 29 сентября 2017 г., г. Киев, Киевский национальный университет имени Тараса Шевченко, 2017.

Тезисы, которые публикуются, представляют собой материалы докладчиков и участников 6-й международной конференции "Медицинская физика - современное состояние, проблемы, пути развития. Новейшие технологии ", и отражают научные, методические и практические результаты исследований, направленных на совершенствование путей развития медицинской физики в странах постсоветского пространства, дальнейшего продвижения новейших технологий на рынке медицинских услуг.

Конференция проводится по инициативе Учебно-научного центра радиационной безопасности Киевского национального университета имени Тараса Шевченко, Всеукраинского объединения медицинских физиков и инженеров с участием специалистов из ведущих высших учебных заведений, медицинских, научных и регулирующих учреждений, а также представителей Министерства здравоохранения, Государственной инспекции ядерного регулирования Украины, Академии медицинских наук Украины и др. Целью конференции является объединение усилий в области образования, науки, здравоохранения, ядерного регулирования для эффективной подготовки специалистов по медицинской физики.

Организаторы конференции:

Киевский национальный университет имени Тараса Шевченко;

Учебно-научный центр радиационной безопасности университета;

Всеукраинское объединение медицинских физиков и инженеров;

Ассоциация клинической и академической радиологии Украины.

Спонсоры конференции: ООО «НВО Телеоптик», ООО «Торговый дом Омега-Киев».

Организационный комитет:

Глава

Губерський Л.В., академик НАН Украины, ректор

Международный

Макаровская О.А., Главный специалист по радиационной безопасности, Отдел радиационной, транспортного и безопасного регулирования инфраструктуры радиационных отходов и отдел безопасности транспортировки МАГАТЭ, Австрия
Зарединов Д.А., главный радиолог Министерства здравоохранения Республики Узбекистан

Киевский

Ким Д.С., Институт ядерной физики Республики Казахстан

национальный

Анисимов И.А., декан факультета радиофизики, электроники и компьютерных систем

университет имени

Асламова Л.И., директор ННЦ радиационной безопасности

Тараса Шевченко

Булавин Л.А., академик НАН Украины, заведующий кафедрой молекулярной физики физического факультета
Сокур Л.В., заместитель директора ННЦ «Институт биологии и медицины»

Кулиш М.П., член-корреспондент НАН Украины, заведующий кафедрой физики функциональных материалов физического факультета

Мартынюк В.С., проректор по научной работе

Макарец М.В., декан физического факультета

Радченко Н.В., Присяжная Е.В., секретари конференции

Материалы воспроизведены в авторской редакции с оригиналов, представленных в оргкомитет.

Шоста міжнародна конференція

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

Збірник тез

28 – 29 вересня 2017 року, м. Київ, Україна

Медична фізика – сучасний стан, проблеми, шляхи розвитку. Новітні технології. Збірник тез 6-ї міжнародної конференції, 28 - 29 вересня 2017 р., м. Київ, Київський національний університет імені Тараса Шевченка, 2017.

Тези, що публікуються, являють собою матеріали доповідачів та учасників 6-ї міжнародної конференції „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.

Конференція проводиться за ініціативою Навчально-наукового центру радіаційної безпеки Київського національного університету імені Тараса Шевченка, Всеукраїнського об'єднання медичних фізиків та інженерів за участю фахівців з провідних вищих навчальних закладів, медичних, наукових та регулюючих установ, а також представників з Міністерства охорони здоров'я, Державної інспекції ядерного регулювання України, Академії медичних наук України тощо. Метою конференції є об'єднання зусиль спільноти в галузі освіти, науки, охорони здоров'я та ядерного регулювання для ефективної підготовки фахівців з медичної фізики.

Організатори конференції:

Київський національний університет імені Тараса Шевченка (КНУ);

Навчально-науковий центр радіаційної безпеки КНУ;

Всеукраїнське об'єднання медичних фізиків та інженерів;

Асоціація клінічної та академічної радіології України.

Спонсори конференції: ТОВ «НВО Телеоптик», ТОВ «Торговий дім Омега-Київ».

Організаційний комітет:

Голова

Міжнародний

*Київський
національний
університет
імені Тараса
Шевченка*

Губерський Л.В., академік НАН України, ректор

Макаровська О.А., Головний спеціаліст з радіаційної безпеки, Відділ радіаційного, транспортного та безпечного регулювання інфраструктури радіаційних відходів та відділ безпеки транспортування МАГАТЕ, Австрія
Зарединов Д.А., головний радіолог Міністерства охорони здоров'я Республіки Узбекистан

Кім Д.С., Інститут ядерної фізики Республіки Казахстан

Анісімов І.О., декан факультету радіофізики, електроніки та комп'ютерних систем

Асламова Л.І., директор ННЦ радіаційної безпеки

Булавін Л.А., академік НАН України, завідувач кафедри молекулярної фізики фізичного факультету

Сокур Л.В., заступник директора ННЦ «Інститут біології та медицини»
Куліш М.П., член-кореспондент НАН України, завідувач кафедри фізики функціональних матеріалів фізичного факультету

Мартинюк В.С., проректор з наукової роботи

Макарець М.В., декан фізичного факультету

Радченко Н.В., Присяжна О.В., секретарі конференції

Матеріали відтворені в авторській редакції з оригіналів, поданих до оргкомітету.

Шановні колеги!

Навчально-науковий центр радіаційної безпеки Київського національного університету імені Тараса Шевченка та Всеукраїнське об'єднання медичних фізиків та інженерів щиро вдячні нашим спонсорам і колегам з ТОВ «НВО Телеоптик», ТОВ «Торговий дім ОМЕГА-КИЇВ» за підтримку в організації та проведенні у 2017 році VI міжнародної конференції «Медична фізика – сучасний стан, проблеми, шляхи розвитку. Новітні технології».

Завдяки підтримці цих компаній ми мали можливість надрукувати матеріали конференції, а Ви тримати їх зараз в руках.

Навчально-науковий центр радіаційної безпеки Київського національного університету імені Тараса Шевченка запрошує Вас у 2018 році на курси підвищення кваліфікації «Радіаційна безпека при здійсненні окремих видів діяльності в сфері використання ядерної енергії» за напрямками:

1. виробництво джерел іонізуючого випромінювання;
2. використання джерел іонізуючого випромінювання (медицина, промисловість, наукові дослідження інші галузі народного господарства);
3. перевезення джерел іонізуючого випромінювання;
4. поводження з радіоактивними відходами.

Маючи в своєму розпорядженні компетентний персонал, партнерські стосунки з провідними вітчизняними, міжнародними організаціями та фахівцями в галузі радіаційної безпеки та використовуючи кращий світовий досвід, акумульований в нормах безпеки МАГАТЕ, Міжнародної комісії з радіологічного захисту, інших міжнародних організацій ми прагнемо зміцнити свою позицію як надійного постачальника послуг із забезпечення радіаційної безпеки.

1. Навчання та підготовка медичних фізиків

Education and training of medical physicists

Практичне застосування рентгенівських систем для підготовки медичних фізиків

Асламова Л. І., Куліч Є. В., Меленевська Н. В., Радченко Н. В.
*Київський національний університет імені Тараса Шевченка,
Навчально-науковий центр радіаційної безпеки, radbez@gmail.com*

Сучасний розвиток охорони здоров'я спрямований на ефективне використання технічних засобів та впровадження нових технологій для значного підвищення якості лікувально-діагностичного процесу, що, відповідно, вимагає структурної та організаційної перебудови підготовки фахівців, організації перепідготовки, зокрема кадрових ресурсів променевої діагностики та променевої терапії. Значне підвищення якості лікувально-діагностичного процесу вимагає використання фахівців зі знаннями з біології та медицини, фізики, електроніки та матеріалознавства – медичних фізиків. Медична фізика інтегрує фізичні концепції, теорії, методики вимірювання і методи дослідження з фізики в медицину. У директивах EURATOM є визначення – експертом в медичній фізиці є фахівець в галузі радіаційної фізики і радіаційних технологій, які застосовують при опроміненні. Навчання і кваліфікація, якого офіційно визнана компетентними організаціями.

Протягом останніх десяти років фахівці з фізики та медичної фізики є невід'ємною частиною робочого персоналу не лише радіологічних клінік у відділеннях променевої терапії, але й у діагностичних медичних закладах і відділеннях ядерної медицини. Роль медичного фізика в клінічних установах полягає в підтримці і поліпшенні якості, безпеки та ефективності медичних послуг; участі у виборі лікувально-діагностичних процедур з використанням складної медичної техніки і томографічних технологій, специфікації, тестуванні / введенні в експлуатацію діагностичного та терапевтичного обладнання. З метою зниження дозових навантажень на пацієнта та отримання інформативного зображення, медичний фізик визначає оптимальні умови роботи устаткування, враховуючи новітні технології в області терапії і діагностики.

При підготовці майбутніх медичних фізиків основна увага повинна приділятися не лише вивченню основ роботи вимірювальних приладів та сенсорів, систем обробки та відображення медичної даних, а й практичному застосуванню біомедичних систем. Клінічна практика на професійному обладнанні в медичних установах вимагає супроводу медперсоналу і ускладнена аспектами постійного завантаження обладнання лікувально-діагностичними процедурами. Тому сьогодні одним із

основних напрямів вирішення цієї проблеми можна розглядати використання рентгенівських установок науково-дослідних установ та промислових підприємств. Зокрема, для навчання медичних фізиків у Київському національному університеті імені Тараса Шевченка використовується рентгенівська науково-дослідна установка начально-наукового центру радіаційної безпеки. Оснащення таким сучасним науково-дослідним рентгенівським обладнанням дозволяє як навчати методам вирішення конкретних задач з медичної клінічної практики, так і проводити студентами науково-технічні розробки медичної техніки та технологій медичного призначення. Слід зауважити, що відповідно до вимог нормативно-правової бази - студенти не відносяться до робочого персоналу категорії «А» і не мають права на безпосередню роботу з джерелами іонізуючого випромінювання. Тому, під час навчального процесу, використовується цифровий самозахисний рентгенівський комплекс, який забезпечує абсолютно повний радіаційний захист. Отже, використання у навчальному процесі рентгенівських науково-дослідних установок дозволяє забезпечити дотримання комплексу заходів з радіаційної безпеки та якісну професійну підготовку з медичної фізики. А проведення наукових робіт студентами, безумовно, необхідно медичним фізикам для розробки, конструювання, виробництва, експлуатації, експертизи медичної техніки та рентгенівського устаткування медичного призначення.

**Підготовка медичних фізиків:
лабораторні роботи з медичної інтроскопії**

Л. І. Асламова, * Н. В. Радченко,¹ О. О. Бульба, С. П. Радченко,
О. О. Судаков²

Київський національний університет імені Тараса Шевченка,

¹ *Навчально-науковий центр радіаційної безпеки, ² кафедра медичної
радіофізики факультету радіофізики,
електроніки та комп'ютерних систем*

**radbez@gmail.com м. Київ, вул. Васильківська, 98-а, +38 (044) 521-32-84*

Однією із складних проблем освітніх закладів при підготовці медичних фізиків є необхідність надання студентам практичних вмінь та навичок роботи із обладнанням у клінічному відділенні, зокрема і з обладнанням медичної візуалізації. Майбутнім фахівцям треба надати можливість засвоїти фізичні основи рентгенографічних методик та набути практичні навички отримання якісних інтроскопічних зображень. Обмеженість часових, фінансових, кадрових та апаратних ресурсів клінічних закладів визначає якість знань та досвід використання обладнання, які студенти зможуть отримати під час навчання.

У програмі навчання медичних фізиків у Київському національному університеті імені Тараса Шевченка – бакалаврів за освітньою програмою «Медичні технології та аналіз даних» та магістрів за освітньою програмою «Біомедична фізика, інженерія та інформатика» передбачено надання студентам відповідних знань, вмінь та навичок для ефективного використання клінічного обладнання медичної візуалізації. Ключовим елементом розв'язання поставленого завдання стала практика використання лабораторного радіографічного обладнання та тестових об'єктів-моделей у лабораторних умовах. Доступність, гнучкість, технічна підтримка та відсутність ризику потенційно були вирішені за допомогою розробки лабораторних робіт на основі цифрової рентгенографічної установки (ТОВ «НВО Телеоптик», Київ) у навчально-науковому центрі радіаційної безпеки університету.

Виконання лабораторних робіт показало високий рівень зацікавленості студентів та підвищення продуктивності навчання відносно попередніх років, коли практикувалися традиційні лабораторні роботи на комп'ютерних симуляторах обладнання та демонстрації при відвідуванні лабораторій радіологічних відділень. Студенти краще засвоювали значення діапазонів параметрів обладнання та їх вплив на якість зображень і чітко демонстрували під час семестрового контролю знання основ рентгенографічних методик, зокрема співвідношень між поглинутою дозою, рівнем сигнал/шум, роздільною здатністю, об'ємом проєкційних даних, енергетичними характеристиками рентгенівського випромінювання тощо.

Підготовка медичних фізиків: лабораторні роботи з медичної інтроскопії

Анотація: Розроблено нові реалістичні лабораторні роботи з медичної інтроскопії, які дозволили студентам медичним фізикам Київського національного університету імені Тараса Шевченка самостійно засвоювати фізичні основи рентгенографічних методик та практикувати отримання якісних зображень за межами клінічних радіографічних відділень.

Ключові слова: медична фізика, лабораторна робота, інтроскопія, рентгенографічні методики

Education of medical physicists: laboratory training in medical imaging

Annotation: The novel realistic laboratory training exercises in medical imaging have been developed to allow medical physics students at Taras Shevchenko National University of Kyiv to practice basis of radiographic techniques outside the clinical radiographic laboratories.

Key words: medical physics, laboratory training, introscopy, radiographic techniques

Обучение медицинских физиков: лабораторные работы по медицинской визуализации

Аннотация: Разработаны новые реалистичные лабораторные работы по медицинской визуализации, которые позволили студентам медицинской физики Киевского национального университета имени Тараса Шевченко практиковать основы радиографических методов вне клинических рентгенологических лабораторий.

Ключевые слова: медицинская физика, лабораторная работа, интроскопия, рентгенографические методики

Навчання і підвищення кваліфікації медичного фізика, як гарантія якості проведення процедур медичного опромінення

Асламова Л.І., Куліч Є.В., Київ, Україна

Навчально-науковий центр радіаційної безпеки, Київський національний університет імені Тараса Шевченка

e-mail: aslamova258@gmail.com, radbez@gmail.com

Загальновідомо, що медичний фізик нарівні з лікарем несе відповідальність за гарантію якості надання медичних послуг. Світова практика підтверджує необхідність впровадження на національному рівні схеми сертифікації для підтвердження кваліфікації та компетентності фахівців, котрі виконують процедури медичного опромінення, відповідають за забезпечення радіаційної безпеки пацієнтів, персона та навколишнього середовища. Система може бути під прямим контролем регулюючого органу або під керівництвом недержавної, неприбуткової організації, громадського об'єднання професіоналів, за умови санкціонування її повноважень регулюючим органом або на законодавчому рівні.

Для України актуальність впровадження схеми сертифікації медичних фізиків заснована на наступних фактах:

- в країні інтенсивно використовуються і впроваджуються новітні технології, а саме 24 лінійних прискорювача, 2 ПЕТ-центру. Однак, відповідно до міжнародних стандартів при кількості населення України більш ніж 42 млн. для надання медичної допомоги необхідно мати 84 лінійних прискорювача. Отже, гарантія та забезпечення якості при проведенні діагностичних та терапевтичних процедур здійснюється, в першу чергу, шляхом допуску до робіт на сучасному обладнанні спеціально підготовленого сертифікованого висококваліфікованого персоналу;

- розпорядженням Кабінету Міністрів України від 18.02.2015 № 110-р щодо впровадження Директиви Ради 2013/59 Євратом, Україна обрала один з 10-ти принципів «Захисту майбутніх поколінь», а саме не накопичувати радіоактивні відходи. Очевидна необхідність заміни радіонуклідного медичного обладнання (дистанційні апарати) на нове з генеруючими джерелами іонізуючого випромінювання;

- на сьогоднішній день жодна державна медична установа не має у штатному розкладі посади «медичний фізик»; в нормативно-правовій базі країни відсутнє визначення «медичний фізик», його обов'язки і функції. Хоча, певна частина медичного персоналу, в деякій мірі, виконує функції медичного фізика;

- в Україні має місце відхилення більш ніж в 125 разів від дози опромінення, яка доводиться до пацієнта під час діагностичних процедур. Відсутня національна регламентована система реєстрації та відстеження

доз опромінення пацієнтів під час діагностичного і терапевтичного опромінення.

З огляду на євроінтеграційний курс і отримання технічної підтримки від МАГАТЕ, Україна поступово впроваджує міжнародні стандарти, зокрема, викладені в Нормах BSS IAEA 2014 року, Директиві Ради 2013/59 / Євратом щодо підготовки та підвищення кваліфікації медичних фізиків. У зазначених документах введені визначення осіб, відповідальних за радіаційний захист та експертів з радіаційного захисту (кваліфіковані експерти), а також прописані рекомендації щодо функцій, обов'язків та сфери їх відповідальності.

Зважаючи на вищенаведене, зазначимо, що багаторічний позитивний досвід роботи зі Шведським регулятором SSM в рамках проекту «Quality Assurance and Quality Control in medical radiology in Ukraine» був успішно використаний при підготовці медичних фізиків в Україні.

З 2013 року Київський національний університет імені Тараса Шевченка, факультет радіофізики, електроніки та комп'ютерних систем готує магістрів за спеціальністю «медична фізика», «біомедична фізика, інженерія та інформатика».

Крім того, Навчально-науковий центр радіаційної безпеки Київського національного університету більше 14 років успішно проводить підвищення кваліфікації і перевірку знань з курсу «Радіаційна безпека при виконанні окремих видів діяльності у сфері використання ядерної енергії». Центр має міжнародний сертифікат системи управління якістю на відповідність вимогам міжнародного стандарту ISO 9001: 2008. Грунтуючись на накопиченому багаторічному досвіді, Київський університет спільно з Всеукраїнським об'єднанням медичних фізиків та інженерів розглядають можливість введення схеми сертифікації експертів з радіаційного захисту, експертів з медичної фізики.

**Safety culture as a key issue of radiation safety
in medical activities with ionizing radiation sources**

Aslamova L.I.^{1*}, Nasvit O.I.²

1) *Taras Shevchenko National University of Kyiv*

2) *State agency of Ukraine on exclusion zone management*

* aslamova258@gmail.com

The term 'Safety Culture' was first introduced by INSAG in Summary Report on the Post-Accident Review Meeting on the Chernobyl Accident, published by the IAEA as Safety Series No.75-INSAG-1 in 1986, and further expanded on in Basic Safety Principles for Nuclear Power Plants, Safety Series No.75-INSAG-3, issued in 1988. Nowadays it introduced into all areas of activities with ionizing radiation sources. Safety culture is important for medical applications taking into account quick distribution of high technologies in medical equipment. This needs to involve good qualified personnel.

What Safety Culture IS

- The values, attitudes, motivations and knowledge that affect the extent to which safety is emphasized over competing goals in decisions and behavior.

What Safety Culture is NOT

- It's not separate or different from organizational culture
- It's not a "thing" with an objective existence
- It's not a policy, program or procedure

Safety Culture definitions:

1. INSAG-4, 1991: Safety Culture is that assembly of characteristics and attitudes in organizations and individuals which establishes that, as an overriding priority, nuclear plant safety issues receive the attention warranted by their significance
2. IAEA Safety Glossary, 2007: Safety Culture is that assembly of characteristics and attitudes in organizations and individuals which establishes that, as an overriding priority, protection and safety issues receive the attention warranted by their significance

Universal features of Safety Culture:

- Attention to safety involves many elements:
- Individual awareness of the importance of safety.
- Knowledge and competence, conferred by training and instruction of personnel and by their self-education.
- Commitment, requiring demonstration at senior management level of the high priority of safety and adoption by individuals of the common goal of safety.
- Motivation, through leadership, the setting of objectives and systems of rewards and sanctions, and through individuals' self-generated attitudes.

- Supervision, including audit and review practices, with readiness to respond to individuals' questioning attitudes.
- Responsibility, through formal assignment and description of duties and their understanding by individuals.

Stages of Safety Culture development:

1. Safety based on rules and regulation
2. Safety becomes an organizational goal
3. Safety can always be improved

Safety Culture is represented by 5 characteristics and 36 attributes:

- 1) Safety is a clearly recognized value.
- 2) Leadership for safety is clear.
- 3) Accountability for safety is clear.
- 4) Safety is integrated into all activities:
- 5) Safety is learning driven.

Історичні аспекти становлення та розвитку медичної фізики

Дідух В. Д., Рудяк Ю. А.

*ДВНЗ «Тернопільський державний медичний університет імені
І. Я. Горбачевського МОЗ України»*

Фізика і медицина – могутні гілки дерева філософії, коріння якого сягає правікових часів. В історії науки шляхи розвитку медицини і фізики і збігалися, і перетиналися. Відкриття у медицині породжували нові фізичні ідеї, а досягнення фізики сприяли новітнім медичним дослідженням.

Поворот від міфологічного сприйняття світу до наукового був зроблений давньогрецьким філософом Фалесом Мілетським (близько 625–547 рр. до н.е.), якого вважають засновником науки про електрику, адже ж він першим описав електричні явища на основі властивостей натертого бурштину притягувати папір, частинки тканини. Саме із Фалеса Арістотель (384–322 рр. до н.е.) розпочинає історію метафізики.

У медицині XVI–XVIII ст. виник ятромеханічний (метафізичний) напрям, представники якого намагалися пояснити всі фізіологічні явища і процеси на основі механіки. Французький фізик, математик і філософ Рене Декарт (1596–1650 рр.) вважав, що тіло людини (тварини) – усього лише механізм, побудований із матеріальних елементів і здатний, у результаті діючих на нього сил, здійснювати складні рухи.

Декарт зазначав: «Вся філософія подібна на дерево, коріння якого – метафізика, стовбур – фізика, а гілки, які виходять із цього стовбура, – всі інші науки, які сходяться до трьох головних: медицини, механіки і етики».

Медична фізика від античних часів до сьогодення пройшла великий шлях становлення і розвитку. Від примітивних методів лікування до застосування лазерів, комп'ютерних томографів, магнітно-резонансних томографів... Дорога пошуків і пізнання безконечна. Відкриття у фізиці, зростаючі темпи розвитку новітніх технологій, швидкість, з якою змінюються покоління медичної апаратури, породжують нові ідеї, нові винаходи, які відкривають нові сторінки історії медичної фізики.

Нові підходи до викладання медичної фізики у вищих медичних навчальних закладах

Рудяк Ю.А., Дідух В.Д., Ладика Р.Б.

ДВНЗ «Тернопільський державний медичний університет імені І. Я. Горбачевського МОЗ України»

У 2013 році в Тернопільському державному медичному університеті було створено кафедру медичної фізики діагностичного та лікувального обладнання, з метою наблизити підготовку студентів-медиків до реальних потреб роботи із сучасним високотехнологічним медичним обладнанням. Нова дисципліна (і створена експериментальна навчальна програма) суттєво відрізняється від предмету «медична та біологічна фізика», який традиційно вивчають у медичних вишах України та інших країн. Традиційний предмет повторює, практично шкільну фізику, з деяким акцентом на вивченні фізики біологічних об'єктів та дуже коротким експрес-повтором певних розділів шкільної математики. В основу принципово нового напрямку підготовки медичних фахівців було покладено вивчення фізичних принципів функціонування медичного діагностичного та лікувального обладнання.

Ідея такого підходу належить, на превеликий жаль, покійному члену-кореспонденту НАМН України професору Л. Я. Ковальчуку, який у 2013р. (рік створення кафедри та експериментальної програми нової дисципліни) був ректором ТДМУ ім. І. Я. Горбачевського.

Для досягнення поставленої мети, все базове медичне обладнання було згруповано за фізичними принципами його роботи. Відповідно, у програмі дисципліни було виділено 6 циклів. Це біомеханічне медичне обладнання, електромагнітне, оптико-медичне устаткування, апаратні комплекси квантової оптики, включаючи обладнання офтальмологічних клінік, медична апаратура квантово-механічних методів дослідження та радіаційної фізики і медична апаратура, в основу роботи якої покладено комплекс фізичних явищ. Викладачами кафедри та співробітниками відділу віртуальних програм університету було створено 55 навчальних віртуальних тренажерів. У 6-ти навчально-тематичних аудиторіях (кожна з яких базова для відповідного циклу) було облаштовано комп'ютерні класи (комп'ютер викладача – сервер та «тіньові» комп'ютери студентів). У трьох з них інтерактивні дошки, у трьох інших – плазмові монітори. Фізичні ефекти на заняттях демонструються за допомогою, так званих, столів для демонстрації фізичних явищ. У навчальний процес активно включені, також, навчальні відеофільми, методичне забезпечення, а також посібники на українській та англійській мовах, видані колективом кафедри з грифом МОЗ України.

Таким чином, дисципліну «медична фізика діагностичного та лікувального обладнання» можна, умовно, порівнювати із такою загально

інженерною базовою дисципліною як «опір матеріалів» за кардинальним впливом на базову підготовку спеціалістів вищої кваліфікації.

**Питання безпеки пацієнтів у підготовці медичних фізиків:
проблема і шляхи її вирішення**

Науменко О.М.¹, Антоненко Л.П.², Риган М.М.³

¹Національний медичний університет імені О.О.Богомольця

²Олександрівська клінічна лікарня, м. Київ

³Медичний центр «Сучасна ортопедія»

Проблеми підготовки медичних фахівців загалом і медичних фізиків зокрема за рубежом і в Україні і можливі шляхи їх вирішення висвітлені у цій публікації.

Ключові слова: джерела іонізуючого випромінювання, безпека пацієнтів, навчальні програми, медичні фізики.

Небажані наслідки лікування в США (медичні помилки, інциденти) вважаються [Makary MA et.al., 2016] третьою після серцево-судинних і онкологічних захворювань причиною смерті.

Ймовірність несприятливих подій в клінічній практиці в країнах, що розвиваються, і країнах з перехідною економікою з різних причин ще вища ніж в промислово розвинених країнах [ВООЗ, 2002, 2004].

За даними МАГАТЕ (2103) з 1967 по 2007 рік сталося 42 аварійні ситуації з використанням джерел іонізуючого випромінювання в медичній практиці. У 41 з цих ситуацій мали місце тяжкі радіаційні ураження, подекуди навіть з груповими смертями пацієнтів. Лише в одному епізоді відмічено опромінення 1045 пацієнтів в дозах на 5–30% нижчих від запланованих. У 18 випадках причиною аварійних ситуацій в онкорадіології були проблеми з плануванням дози.

Це узагальнення радіаційних аварій ще раз підтвердило, що найбільш тяжкі наслідки мають радіаційні аварії, пов'язані з помилками в дозиметричному плануванні і технологічній реалізації всіх етапів процесу променевого лікування [Костылев Б. Я., 2014].

За результатами досліджень вітчизняних фахівців тільки через проблеми планування і доведення дози до пухлини-мішені при променевій терапії на кобальтових гамма-терапевтичних апаратах страждає до 15 тис. онкохворих на рік (Пилипенко М.І. та інш., 2015).

Загальновідомо, що половину всіх небажаних явищ в медичній практиці можна попередити через впровадження інструментів, спрямованих на скорочення числа і наслідків несприятливих подій.

Серед численних підходів до мінімізації ризиків для пацієнтів важлива роль відводиться освіті [Stevens D. 2002; ВООЗ, 2016].

Мета нашого дослідження полягає в аналізі зарубіжного досвіду формування навчальних планів з безпеки пацієнтів та можливостей використання цього досвіду при підготовці медичних фізиків.

Люксембурзька стратегія з безпеки пацієнтів (2005), Рекомендації Комітету Міністрів ЄС державам-членам з питань управління безпекою

пацієнтів і запобігання небажаних подій в сфері охорони здоров'я (2006), Рекомендації з попередження і контролю за інфекціями, асоційованими з наданням медичної допомоги (2009) крім іншого пропонують включити питання надання безпечної медичної допомоги в стандартну підготовку медичних працівників.

Першопочаткові ініціативи окремих університетів з запровадження навчання медичних працівників теорії і практиці безпечної діяльності узагальнюються і пропонуються уніфіковані навчальні плани викладання безпеки пацієнтів.

Робочою групою британських фахівців проаналізований досвід запровадження професійних навчальних програм з безпеки пацієнтів в системі охорони здоров'я у британських університетах (2009).

У цьому ж році фахівцями з Німеччини було розроблено Концепцію розробки навчальних програм на 3-х рівнях. Перший крок в Концепції полягає в тому, щоб створити у студентів готовність розглядати і обговорювати загрози для безпеки пацієнтів. Другий і третій етапи - вивчення стратегій здійснення заходів і форм попередження помилок з використанням інструментів, які дозволяють лікарям виявляти потенційні джерела помилок і ефективно працювати над їх усуненням.

У 2013 році Робоча група ЄС з безпеки пацієнтів і якості медичної допомоги (PSQCWG) виступила з ініціативою розробити рекомендації з навчання та підготовки кадрів в області безпеки пацієнтів. Для цього були проаналізовані навчальні програми, плани, курси, тренінги, семінари, що проводяться в країнах – членах ЄС для підготовки медичних фахівців з безпеки пацієнтів. І в 2014 році фахівці отримали можливість ознайомитися з цим досвідом.

У 2009 році виходить Керівництво ВООЗ щодо навчального плану з безпеки пацієнтів для медичних шкіл, а в 2011 - Керівництво ВООЗ щодо підготовки навчального плану з безпеки пацієнтів: мульти-професійне видання, а ще через рік - Керівництво з удосконалення навчальних програм з безпеки пацієнтів. Питання безпеки пацієнтів на рівні первинної медичної допомоги вивчено значно менше ніж в стаціонарах. Однак, і в цій сфері ВООЗ пропонує підходи до навчання лікарів первинної ланки з безпеки пацієнтів (2016).

Серед іншого, в цих документах пропонується підходи до інтеграції питань безпеки і у без того переповнені навчальні програми, а також надаються навчальні матеріали як для студентів і лікарів, так і для професорсько-викладацького складу, пропонуються методичні підходи для покращення засвоєння навчального матеріалу, практичних навичок і формування у медичних працівників культури безпеки загалом.

При тому, що вищезначені керівництва призначені для медичних шкіл, з певною модифікацією, на наш погляд, повинні застосовуватись в інших навчальних закладах, що здійснюють підготовку фахівців для медичної галузі, як, наприклад, медичних фізиків у Національному університеті імені Тараса Шевченка.

Уніфікація навчальних планів різних навчальних закладів дозволить стандартизувати підходи до підготовки різних фахівців за таким важливим напрямком як безпека пацієнтів.

У НМУ імені О.О.Богомольця враховуючи зарубіжний досвід розпочато впровадження питань безпеки пацієнтів у навчальний процес і сподіваємось на співпрацю у цій сфері з Національним університетом імені Тараса Шевченка.

Висновок: уніфікація навчальних планів різних навчальних закладів з підготовки різних фахівців до безпечної медичної діяльності є актуальною проблемою вітчизняної медичної освіти.

Від ідеї до визнання: юридичні аспекти захисту прав на винаходи
Ортинська І.П.

Патентно-юридична компанія IPStyle
04071, Київ, вул. Хорива 1А, (044) 393 40 12, press@ipstyle.net

Винайти нове технічне рішення, та навіть початок випуску продукції — не означає отримати юридичний захист розробки.

Створення нових пристроїв, технологій, матеріалів, нових ліків та способів лікування - робота творча. За її результатами пишеться науково-технічний звіт, стаття, захищається дисертація та інше. Але створити, розробити, опублікувати - це ще не все.

Необхідно мати хоча б початкові знання про те, як захистити створене. Конкуренти можуть не просто скопіювати ваші напрацювання, але й першими запатентувати винахід та заборонити його використання справжнім автором.

В доповіді розкривається зміст об'єктів інтелектуальної власності — винаходів (корисних моделей), їх відмінності і механізми їх захисту. Розглядаються умови патентоздатності винаходів (корисних моделей), а також наведено приклади запатентованих технічних рішень.

Наведено порядок одержання патенту.

Відзначено основні права винахідника та права роботодавця. Надано рекомендації щодо передчасної публікації в періодичних виданнях досягнень винахідницьких робіт, що нівелює новизну винаходів (корисних моделей) для її патентного захисту.

Розглянуті питання відносно прав, що впливають із патенту.

Чи потрібний медичний фізик в радіологічних відділах лікарень?

М. І. Пилипенко

Харківський національний медичний університет

Анотація: Протягом ХХ століття фізики створили розмаїття променевих методів візуалізації анатомії, фізіології і процесів обміну речовин в організмі людини, а також ефективних і безпечних методів променевого лікування. Виникла нова медична спеціальність радіологія, яка змінила медицину. Оскільки в радіології використовуються радіаційні фізичні технології, лікар-радіолог не може повною мірою ефективно і безпечно використовувати всі переваги цих технологій в своїй лікарській практиці. Поряд з ним має бути як рівноправний учасник надання медичної допомоги хворому медичний фізик. Іншого не може бути.

Abstract: During the twentieth century, physicists created a variety of radiation methods for the visualization of anatomy, physiology and metabolic processes in the human body, as well as effective and safe methods of radiation therapy. There was a new medical specialty Radiology that changed medicine. Since radiation physics is used in Radiology, the radiologist can not fully and safely use all the advantages of these technologies in their medical practice. Along with us, we must have as an equal participant in providing medical care to a sick medical physicist. There can be no other.

Аннотация: В течение ХХ века физики создали разнообразие лучевых методов визуализации анатомии, физиологии и процессов обмена веществ в организме человека, а также эффективных и безопасных методов лучевого лечения. Возникла новая медицинская специальность радиология, которая изменила медицину. Поскольку в радиологии используются радиационные физические технологии, врач-радиолог не может в полной мере эффективно и безопасно использовать все преимущества этих технологий в своей врачебной практике. Рядом с ним должен быть как равноправный участник оказания медицинской помощи больному медицинский физик. Иного быть не может.

Ключові слова: радіологія, радіаційні медичні технології, медичний фізик.

Key words: radiology, radiation medical technologies, medical physicist.

Ключевые слова: радиология, радиационные медицинские технологии, медицинский физик.

Двадцять сторіччя стало для медицини епохальним. Протягом цього сторіччя талантом фізиків були створені методи, які дали можливість лікарям бачити в тілі живої людини нормальні й змінені хворобою анатомічні структури, функціонування органів і систем і навіть енергетичні і біохімічні процеси в тканинах. Завдяки цим методам стали можливими не тільки вірна діагностика хвороб, але й контроль перебігу захворювання та оцінка його тяжкості, оцінка відгуку на лікування, контроль можливих ускладнень і повнота відновлення організму після

лікування. В основу цих діагностичних методів покладені фізичні суттєвості — електромагнітні поля і випромінювання, зокрема іонізуювальні. Описані В. Рентгеном в 1895 р. ікс-промені та відкриття в 1896 р. подружжям Кюрі радію, який виявився джерелом проміння, подібного до ікс-променів, каталізували революцію нової лікувальної технології в медицині — променевої терапії, визнання цінності якої в лікуванні злоякісних захворювань сталося на Міжнародному Конгресі онкології в Парижі 1922 р. На початку 1932 р. було зроблено крок в розширенні технологічних можливостей радіотерапії глибоких пухлин — в медичне застосування були впроваджені ікс-променеві генератори на 800 кеВ. У 1951 р. в клініці Саскачевана (Канада) був введений в практику перший телегамматерапевтичний апарат з Co-60 (1,25 МеВ). Таким чином, закладався фундамент ери технології променевої терапії високих енергій. Останні два десятиліття відмічені значними успіхами в променевому лікуванні раку з реалістичним терапевтичним завданням радикального лікування у більшості пацієнтів. Саме ПТ з використанням усіх її технологічних досягнень істотно збільшила виживаність онкозахворювань без суттєвих ускладнень, а задоволені форми онкологічних захворювань можуть бути ефективно полегшені з продовженням комфортного життя зі значним рівнем його якості. Стереотаксична радіохірургія стала реальною альтернативою хірургії завдяки можливості спрямування високої концентрації дози з просторовою точністю в 1–2 мм і точністю за величиною дози в межах 2%. Дози на здорові тканини істотно зменшені за рахунок поліпшення геометричного формування дози.

Отже, можемо констатувати незаперечний факт, що саме фізики створили нову медичну спеціальність Радіологія, яка докорінно змінила медицину — медицина стала технологічною, частково втративши ознаки мистецтва.

Щодо ролі радіології в сучасній медицині свічать такі факти. За статистикою МАГАТЕ наразі щорічно у світі виконується майже 2,5 млрд рентгенівських і 35 млн радіонуклідних досліджень та понад 6 млн хворих отримують радіотерапію, і ця тенденція йде вгору.

Цілком зрозуміло, що лікарі, спеціалісти з радіології, реально не маючи фахової підготовки з радіаційної фізики, не спроможні будь-якою мірою самостійно користуватися всім розмаїттям наведених вище методів радіаційної діагностики і радіаційного лікування. Додатково цю проблему збільшує і робить навіть жорсткою можливість шкідливих ефектів іонізуючої радіації, якщо відсутні поряд з лікарями-радіологами медичні фізики, спеціалісти з радіаційного захисту як пацієнтів, так і лікарів.

Радіологія не могла б існувати без медичних фізиків. Їх відсутність поряд з лікарями в радіології, а надто в променевій терапії виливається в тяжкі помилки в лікуванні з драматичними наслідками для хворих.

Відповідно до діагностичного і терапевтичного застосування радіологічних технологій радіологія поділяється на діагностичну і терапевтичну. В діагностичній радіології відповідальностями медичного фізика є створення радіаційно безпечних умов роботи медичного персоналу і періодична перевірка цих умов, а також гарантування радіаційної безпеки діагностичного опромінення пацієнтів, особливо вагітних. Перша задача вирішується проведенням радіаційної атестації робочих місць персоналу і періодичним контролем стану індивідуальних та стаціонарних засобів захисту. З метою забезпечення дотримання принципів радіаційної безпеки у радіологічному відділенні призначається медичний фізик з радіаційної безпеки, який складає Комплексну програму безпеки персоналу відділення, за якою проводить періодичні аудити безпеки зі звітами (1).

Друга задача полягає в контролі встановлених на державному рівні так званих *діагностичних референтних рівнів (ДРР)*. *Діагностичні референтні рівні це рівні доз опромінення пацієнта при рентгенодіагностиці або, у випадку радіофармапрепарату, рівень активності для типових досліджень і вікових груп стандартних пацієнтів або стандартних фантомів для загально визнаних типів обладнання.*

Директивою Євратома щодо медичного опромінення (ДМО) (the Medical Exposure Directive (MED) (97/43/Euratom)) регуляторам радіаційної безпеки кожної держави ставилось в обов'язок провести дослідження для встановлення національних ДРР і впровадити їх в обов'язковий вжиток у практиці радбезпеки пацієнтів до травня 2001 р. У кожному радіологічному відділенні повинні регулярно проводитися порівняння реальних доз опромінення пацієнтів на наявному в ньому обладнанні з ДРР. *Кладеться, що ці рівні не будуть перевищені за стандартних процедур, якщо застосовується належна і нормальна практика організації діагностичної і технічної роботи. Якщо ДРР істотно перевищуються, необхідно обов'язково провести перевірку техніки.*

Про це було зазначено і в НРБУ-97 у такій редакції: «6.6 З метою удосконалення методології використання джерел іонізуючого випромінювання в медицині та зниження рівнів опромінення населення Міністерством охорони здоров'я України запроваджуються рекомендовані рівні медичного опромінення».

Але, як водиться, МОЗ України обрав свій шлях вирішення проблеми. Був виданий Наказ МОЗУ № 295 від 18.07.2001 р. „Про створення системи контролю та обліку індивідуальних доз опромінення населення при рентгенодіагностичних процедурах”, в якому наводяться фейкові ДРР з повелінням записувати їх в медичні документи пацієнтів як дійсно отримані ними. Лабораторією радіаційної гігієни персоналу і пацієнтів Інституту медичної радіології ім. С.П. Григор'єва були проведені порівняння доз із Наказу з реальними ДРР, встановленими належним

чином. Результати порівняння вийшли надто сумні. Тим не менш, «Наказ» чинний досі.

Оскільки променева терапія «живе» на межі багатьох дисциплін, її залежність від фізики є найсильнішою, залежність не тільки від підтримки клінічною фізикою, а саме щоб упевнитися, що весь процес радіаційного лікування хворого здійснюється безпечно і прецизійно. Це завдання можна віднести до найвищого рівня складності і, разом з тим, найвищої відповідальності.

Головна увага в фізиці променевої терапії завжди приділялася підвищенню точності спрямування дози в об'єм мішені (пухлини). В цій царині було досягнуто значного прогресу, базованого на чотирьох наріжних факторах (2):

1. Фундаментальних відкриттях, що вели до нових способів лікування і візуалізації;
2. Технологічних винаходах у спрямуванні радіаційної дози;
3. Технологічних винаходах у плануванні лікування;
4. Технологічних винаходах у способах зображення.

Оскільки переважна більшість фундаментальних відкриттів первинно не призначалась до використання в медицині, часто займало багату часу, щоб вони стали застосовані для розв'язання проблем медицини. Цікаво, що в деяких випадках (ікс-промені, радіоактивність) пройшло лише кілька років від відкриття до першого застосування випромінення як лікувального засобу в медицині. Медична фізика має вирішальне значення для перенесення нового способу лікування чи зображення у клініку і доведення безпечності, надійності і ефективності опромінення (2).

Контакт фізики і медицини створюється тільки на основі ретельно відібраних фізичних величин. Доза опромінення, зазвичай, сприймається як величина, щодо якої співпадає розуміння в спільноті її значення як показника ступеня дії радіації на пухлину і нормальні тканини. Тобто, доза опромінення використовується як точка контакту між клінічним світом і світом фізики. Лікарі призначають терапевтичні дози і вказують пороги толерантності у грехах, а фізики слідкують, щоб ці приписані дози з точністю спрямовувалися до мішені, від чого і залежить урешті-решт результат лікування.

Фізики — універсали. Безумовно, це вигідно для променевої терапії, яка знаходиться на межі багатьох дисциплін, зокрема медицини, фізики, біології, інформатики і математики. І дійсно, фізики часто сильні в математиці, звідси їх успіхи в біологічному і математичному моделюванні, наприклад, моделюванні наслідків лікування (3). Завдяки їх алгоритмічним умам, фізики зазвичай успішні програмісти, що корисно в середовищі зі значною роллю комп'ютерів. Їх талант бачити «ліс за деревами» допомагає в царині обробки великих масивів даних в радіотерапії. Переважна більшість медичних фізиків можуть у різні

способи вимірювати, кількісно визначати, аналізувати та інтерпретувати технічні дані і дані пацієнта. Зокрема, лікарі і фізики спільно працюють над дизайном індивідуальних планів лікування пацієнтів, а також над дизайном клінічних досліджень з метою кращого забезпечення знаходження відповіді на наукові питання. В цій ролі медичні фізики стають важливою і критичною ланкою в ланцюгу менеджменту пацієнта, оскільки технічна складність догляду пацієнта продовжує збільшуватися (2).

Завершити цей огляд все ж доречно цитатою із Антуана де Сент-Екзюпері: «Я вірю, настане день, коли невідомо чим хвора людина віддасться в руки фізиків... Не питаючи ні про що, ці фізики візьмуть у нього кров, виведуть якісь постійні, перемножать їх одну на іншу. Потім, звірившись з таблицею логарифмів, вони вилікують однією-єдиною пігулкою. І все ж, якщо я захворію, то звернуся до старого сільського лікаря, він гляне на мене краєм ока, пощупає пульс і живіт, послухає. Потім кашляне, розкуривши трубку, потре підборіддя і посміхнеться мені, щоб краще втамувати біль. Зрозуміло, я захоплююся наукою, але я захоплююся і мудрістю».

Мені, однак, сумно, що з мудрістю у нас є значні проблеми.

ДЖЕРЕЛА

1. Siewert B., Brook O. R., Mullins M. M., et al. Strategies for Optimizing Staff Safety in a Radiology Department. *RadioGraphics*, 2013; 33:245–261.
2. Bortfeld T., and Jeraj, R. Hounsfield review: The physical basis and future of radiation therapy. *Brit J Radiology*, 2011; 84: 485-498.
3. Fowler J.F. 21 years of biologically effective dose. *Br J Radiol*, 2010; 83:554–568.

2. Інноваційні технології в медицині. *Innovation technologies in medicine*

Advances in modern medical physics: optical properties of the corderoite family crystals

Bokotey O.

*Faculty of Physics, Uzhhorod National University, 46 Pidgirna Str.,
Uzhhorod, 88000, Ukraine, e-mail: bokotey_ov@ukr.net*

In view of the development of diagnostics equipment and methods of surgical treatment in medicine it is extremely important to use new materials for creation of the functional elements for optical devices. Recent advances in medical physics have resulted in state-of-the-art diagnostics technologies such as optical coherent tomography which commonly use optical beams of the IR and visible ranges for medical imaging. The main advantage of optical tomography is to obtain more detailed information about the subject of the study. Such areas in medicine as neurosurgery and ophthalmology are the most promising directions for the use of optical coherent tomography.

$\text{Hg}_3\text{X}_2\text{Y}_2$ ($\text{X} = \text{S}, \text{Se}, \text{Te}; \text{Y} = \text{F}, \text{Cl}, \text{Br}, \text{I}$) compounds are highly attractive materials because of their great potential for development of optoelectronic and nonlinear devices. The remarkable progress was achieved in the study of the physical and chemical properties of these crystals [1-8]. The optical properties of $\text{Hg}_3\text{X}_2\text{Y}_2$ such as high refractive index, photoconductivity, electrooptical effect, optical activity, optical nonlinearity etc., make them promising nanomaterials for nonlinear application. One has note, that $\text{Hg}_3\text{X}_2\text{Y}_2$ crystals are transparent in visible and IR-regions (from 0.3 to 40 μm), which is very useful for the creation of functional elements for optical devices. They have a great potential for wide range of possible application in optical devices: elements for dynamic holography, recording and information storage, modulators, deflectors and other devices based on the phenomenon of the interaction of light beams.

Nanomaterials based on $\text{Hg}_3\text{X}_2\text{Y}_2$ gyrotropic crystals have tremendous potential in addressing the two major issues faced by our society: the searching for new energy sources and improving healthcare. $\text{Hg}_3\text{X}_2\text{Y}_2$ crystals can be efficiently used for enhancement of the optical processes in biomolecules by nanostructured surfaces on their basis. The optical rotation primary application of biological molecules involves determination of secondary structures of proteins and nucleic acids. Obtained data suggest that the optical properties of the titled crystals should be taken into account in the studies concerning optical diagnostic methods in medicine.

1. Bokotey O.V. Theoretical calculations of refractive properties for

Hg₃Te₂Cl₂ crystals // *Nanoscale Res. Lett.* – 2016. – 11:251.

2. Bokotey O.V. Investigation of gyrotropic properties for Hg₃X₂Cl₂ (X = Se, Te) crystals // *J. Alloys Compd.* – 2016. – V. 678. – P. 444–447.

3. Bokotey O.V. Refractive index behavior of mercury chalcogenhalogenides Hg₃X₂Hal₂ // *Proc. of the Ukrainian-German Symposium on Physics and Chemistry of Nanostructures and on Nanobiotechnology.* – Kyiv, 2015. – P. 140.

4. Bokotey O.V., Glukhov K.E., Nebola I.I., Bokotey A.A. First-principles calculations of phonons and Raman spectra in the Hg₃Te₂Cl₂ crystals // *J. Alloys Compd.* – 2016. – V. 669. – P. 161–166.

5. Bokotey O.V., Vakulchak V.V., Nebola I.I., Bokotey A.A. Band structure and optical transitions in the Hg₃Se₂Cl₂ crystals // *J. Phys. Chem. Sol.* – 2016. – V. 99. – P. 153–158.

6. Bokotey O.V., Vakulchak V.V., Bokotey A.A., Nebola I.I. Manifestation of point defects in the electronic structure of Hg₃Te₂Cl₂ crystals // *Ukr. J. Phys.* – 2016. – V.61. – № 10. – P. 901–908.

7. Bokotey O.V., Studenyak I.P., Nebola I.I., Minets Yu.V. Theoretical study of structural features and optical properties of the Hg₃S₂Cl₂ polymorphs // *J. Alloys Compd.* – 2016. – V.660. – P. 193–196.

8. Bokotey O.V., Vakulchak V.V., Bokotey O.O. Origin of electronic properties of α-Hg₃S₂Cl₂ polymorph // *Eur. Chem. Bull.* – 2017. – № 6(8). – P. 376–379.

Micro- and nanoparticles generation by electric discharge in air and water

A. Veklich ^{1*}, A. Lebid ¹, T. Tmenova ¹, V. Boretskij ¹, Y. Cressault ²,
F. Valensi ², K. Lopatko ³, Y. Aftandilyants ³

¹ Taras Shevchenko National University of Kyiv, 64/13, Volodymyrska str.,
Kyiv, Ukraine, *Van@univ.kiev.ua

² Université de Toulouse; UPS, INPT; LAPLACE (Laboratoire Plasma et
Conversion d'Énergie); 118 route de Narbonne, F-31062 Toulouse Cedex 9,
France

³ National University of Life and Environmental Sciences of Ukraine, Kiev,
Ukraine

In this research the peculiarities of micro- and nano-particles generation are considered. Two techniques of micro- and nano-particle formation in thermal and non-thermal plasma sources are proposed. In the first one, thermal plasma of electric arc was used. Molybdenum oxide crystals were deposited on side surface of bottom electrode (anode) of the free-burning discharge between metallic molybdenum electrodes. Friable layer of MoO_3 , which consists of variously oriented transparent prisms and platelets, was formed by vapor deposition around electrode. In the second technique, non-thermal plasma of underwater electric spark discharges between metal granules is proposed to obtain stable colloidal solutions with nanoparticles, which gives possibility to obtain nanoparticles of 20-100 nm with non-equilibrium structure and increased level of free energy.

Keywords: molybdenum trioxide, plasma evaporation, underwater spark discharge, colloidal liquids.

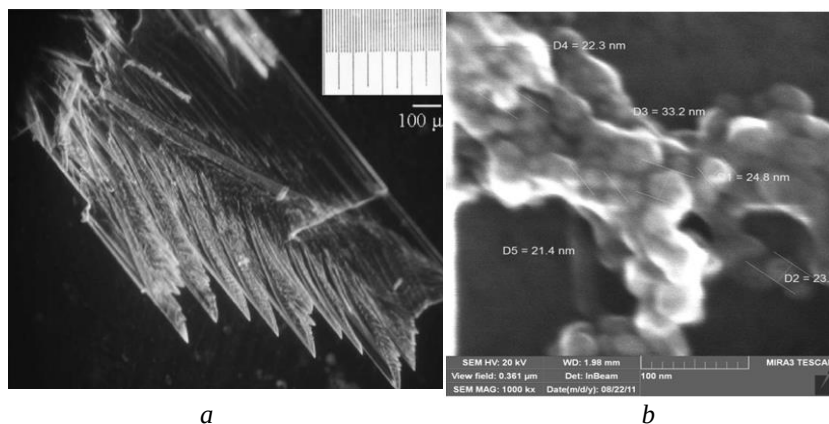


Figure 1- Microscopy of crystallite of MoO_3 (a) and SEM image of Mn nanoparticles (b)

1. Plasma assisted generation of micro- and nanoparticles / A. Veklich, A. Lebid, T. Tmenova, V. Boretskij, Y. Cressault, F. Valensi, K. Lopatko, Y. Aftandilyants // Plasma physics and technology. - №1. – Vol. 4. – 2017. – P.28-31.

**Вплив 3-алокси-1,2-дигідро-3H-1,4-бензодіазепін-2-онів на
механокінетичні показники та динаміку кальцієвої відповіді
брадикінін-індукованого скорочення**

П.А. Вірич^{1*}, О.В. Шелюк¹, В.С. Мартинюк¹

*¹Київський національний університет імені Тараса Шевченка, ННЦ
«Інститут біології та медицини», м. Київ, просп. Глушкова 2, 03022, e-
mail: sphaenodon@ukr.net,
тел. (096) 702 80 44*

Розробка біологічно активних препаратів передбачає визначення мішеней їх дії, афінності, метаболізації, шляхів виведення продуктів розпаду та токсичності. Значна кількість таких сполук надходить до організму пероральним шляхом. В цьому випадку їх дія може спрямовуватись на гладеньком'язовий шар, що призводить до порушень травлення. Нами було розроблено систему для тензометричних досліджень гладеньких м'язів, що базується на світлодіодній технології. Для перевірки вибрали ряд похідних 3-заміщених 1,4-бензодіазепін-2-онів, які потенційно здатні змінювати механо-кінетичні параметри брадикінін-індукованого скорочення: MX-2004, MX-2011, MX-1775.

Тензометричні дослідження проведено на оптичній системі реєстрації скорочень гладеньких м'язів. Підготовку гладеньких м'язів проводили в стандартному розчині Кребса наступного складу: 120,4 мМ NaCl, 5,9 мМ KCl, 15,5 мМ NaHCO₃, 1,2 мМ NaH₂PO₄, 1,2 мМ MgCl₂, 2,5 мМ CaCl₂, 11,5 мМ глюкоза, pH=7,4. Використали розчин брадикініну (10⁻⁶ М) та досліджуваних сполук, що конститутивно були присутні у розчині (10⁻⁶ М). Реєстрацію механокінетичних кривих скорочення-розслаблення проводили за допомогою модуля збору даних m-DAQ12 (Holit Data Systems Ltd., Україна) та програмного забезпечення PowerGraph Professional 3.3. При конфокальних дослідженнях використали модифікований розчин Кребса (мМ): 135 NaCl, 5,9 KCl, 1,2 MgCl₂, 2,5 CaCl₂, 11,5 глюкоза, 11,6 HEPES, pH = 7,4. Смужки фарбували Fluo-3 AM (10⁻⁶ М) протягом 30 хв. Реєстрацію динаміки змін [Ca²⁺]_{цит} здійснювали на конфокальному мікроскопі LSM 510 META. Аналіз інтенсивності флуоресценції проводили в програма Zeiss LSM Image Browser v.4.0 та ImageJ 1.51.

Отримані результати вказують на відповідність параметрів зростання рівня [Ca²⁺]_{цит} та розвитку скоротливої відповіді. Попередні тензометричні дослідження показали здатність MX-1775 змінювати механо-кінетичні параметри скорочення. Дана сполука виявляє найвищу активність, знижуючи амплітуду кальцієвої відповіді на 89% та сповільнюючи динаміку зростання [Ca²⁺]_{цит} в 4 рази.

Оптичні методи у дослідженні онкологічних патологій шкіри

Галайчук І. Й., Гоцко О. С., Рудяк Ю. А., Дідух В. Д.

*ДВНЗ «Тернопільський державний медичний університет імені
І. Я. Горбачевського МОЗ України»*

Оптичні методи є одним із найбільш інформативних і точних у різних галузях експериментальних досліджень. Авторами застосовано оптичні методи для ранньої експрес-діагностики меланоми шкіри. Існують різні методики, які аналізують взаємодію світла із поверхнею та при поверхневим шаром шкіри. Однією з найбільш поширених та універсальних є метод Монте-Карло, який на прикладі тришарової моделі шкіри дозволяє провести відповідний аналіз проникнення світла у різні шари шкіри. Всі запропоновані методи базуються на законі Бургера-Ламберта-Бера, який описує проходження світла через поглинаюче середовище. На поверхні шкіри та приповерхневому шарі відбувається комплекс процесів відбивання, розсіювання та поглинання. В епідермальному шарі відбувається основний процес поглинання. Причому спектри відбивання, які несуть інформацію про хімічний склад приповерхневого шару можуть бути виміряні із використанням багатоканальної обробки цифрових зображень, в основі якої лежить автоматизований комп'ютерний аналіз. Для цього монохромне зображення пухлини шкіри перетворюється в кольорові фотографії у червоному, зеленому і синьому світлі. Зі спектральних зображень трьох типів розраховують хромофорні карти гемоглобіну, білірубину і меланіну. Основним індикатором меланіну є червоний канал. Встановлено спектральні характеристики RGB камери, де у червоному каналі (довжина хвилі 650nm) для меланоми існує характерне зміщення спектральних кривих.

Таким чином, запропоновано і апробовано ефективний оптичний експрес-метод ранньої діагностики меланоми. Це підтверджує перспективність застосування фізичних методів у клінічних дослідженнях.

Квантово-хімічне моделювання взаємодії нанокластеру нітриду титану з ліпідною ділянкою плазматичної мембрани

Гончарова О.О., Куліш М.П., Дмитренко О.П., Момот А.І., Павленко О.Л.
Київський національний університет імені Тараса Шевченка, фізичний факультет

Дослідження можливості проникнення наночастинок через клітинні мембрани має не тільки теоретичне, а й практичне значення через використання наноматеріалів в медицині.

Для представлення плазматичної мембрани був вибраний комплекс, який моделює її характерну ліпідну ділянку і складається з молекул фосфатидної кислоти і фосфатидилхоліну (ФДЛХ). В якості наночастинок використовувався кластер нітриду титану (TiN) з чотирьох атомів титану, чотирьох атомів азоту та чотирьох атомів водню.

Метою роботи було дослідження методами квантової-хімії можливості реалізації механізму токсичної дії наночастинок нітриду титану на поверхню плазматичної мембрани клітини. Розрахунок структури і енергії комплексу та нанокластеру, а також розподіл заряду, проводився у програмному пакеті Gaussian-03.

В результаті обчислень виявлена зміна сумарного дипольного моменту системи у порівнянні з ФДЛХ, його величини і напряму через розташування нанокластеру нітриду титану біля різних ділянок молекули фосфатидилхоліну. Також внаслідок наявності нанокластеру спостерігались зміни величин зарядів на атомах кисню, що можуть вступати в реакції з оточуючими елементами; заряди на атомах фосфору та азоту змінюються несуттєво. Ці фактори можуть призводити до відхилень функціонування фосфатидилхоліну.

Отриманні результати можуть бути використані для подальшого дослідження механізму дії наночастинок металів не тільки на квантово-хімічному, але й на субмолекулярному та молекулярно-генетичному рівнях.

Томотерапія в Україні. Загальний аналіз перших результатів. Програма контролю якості.

Одарченко С.П., Гуменюк К.В., Гуменюк М.Б., Зінвалюк О.В., Синчук Д.С.

Представлено перші результати використання радіотерапевтичної системи Tomotherapy TomoHD. Для високої якості лікування пацієнтів використовуються сучасні методи променевої терапії, такі як IGRT, IMRT та адаптивна променева терапія. Регулярне виконання процедур гарантії якості характеристик апарата здійснюється відповідно до локальної програми контролю якості. Стабільність параметрів апарата забезпечує високу якість лікування пацієнтів. Після закінчення лікування спостерігається часткова резорбція цільових уражень та відсутність або мінімізація ранніх реакцій. Томотерапія забезпечує принципово нове і ефективне лікування всіх локалізацій злоякісних новоутворень.

Мета роботи

Аналіз роботи радіотерапевтичної системи TomoTherapy (модель TomoHD).

Матеріали і методи

Однією з основних проблем променевої терапії в Україні є поширеність старих кобальтових апаратів для дистанційної променевої терапії. Впровадження лінійних прискорювачів в практику променевої терапії підвищує вимоги як до радіаційного захисту пацієнта, так і до якості променевої терапії. Ця якість збільшується завдяки застосуванню високотехнологічних методів, таких як IMRT, IGRT, адаптивної променевої терапії тощо.

В Українському центрі томотерапії (УЦТ) використовується система променевої терапії TomoTherapy TomoHD.

Розрахунок терапевтичних планів проводиться за допомогою системи дозиметричного планування TomoTherapy.

Оцінка відповіді пухлини на лікування проводиться за системою RICIST 1.1 (Response Evaluation Criteria In Solid Tumors). Ускладнення оцінюються за системою критеріїв побічних ефектів CTCAE 4.03 (Common Terminology Criteria for Adverse Events). Лікування в УЦТ проводиться згідно локальних протоколів спеціалізованої допомоги хворим.

Контроль якості характеристик апарата проводиться спеціальним дозиметричним обладнанням: клінічний дозиметр, іонізаційні камери, термометр, барометрична станція та набір різноманітних фантомів згідно розробленої та затвердженої в УЦТ програми контролю якості. Паралельно стабільність параметрів апарата контролюються спеціальним програмним забезпеченням TomoTherapy Quality Assurance (TQA).

Результати та обговорення

В УЦТ апарат TomoHD використовується з 2015 р. Радіотерапевтична система TomoTherapy була створена для проведення лікування з можливістю модулювання інтенсивності (Intensity-modulated radiation therapy, IMRT) під візуальним контролем (IGRT). Використання методик IMRT та IGRT покращує якість променевої терапії.

За період 2015-2016 в центрі було проліковано 197 пацієнтів. Найбільш поширеними локалізаціями лікування були лімфатичні вузли - 27%, мозок - 20%, простата - 9%, кістки - 9%, молочні залози - 8% та інших локалізацій - 27%.

Аналіз дозиметричних планів лікування показує високу однорідність розподілу дози в області мішені. В межах PTV досягається максимально точне покриття мішені приписаною дозою (конформність). Органи ризику отримали дозу, яка не перевищує толерантних доз у відповідності з рекомендаціями протоколів Quantec, за винятком тих планів, в яких ці структури входили в обсяг PTV.

Враховуючи можливі зміни здорових органів, тканин і розміру пухлини, плани лікування можуть бути адаптовані, якщо це необхідно. Адаптивна променева терапія - це процес, при якому план лікування можна змінити, і дозу лікування можна регулярно адаптувати до кожного окремого пацієнта, щоб досягти максимальної точності.

Результати верифікації DQA в межах 95% -100% (аналіз наступних параметрів: Gamma 3D, 3mm distance to agreement / 3% dose difference with ref. to local dose).

Аналіз ранніх результатів лікування показав, що повна резорбція спостерігалась у 10%, стабілізація у 25%, часткова регресія у 65% пацієнтів. Відмічалася низька кількість променевих реакцій з низьким ступенем їх вираженості G1,2. Найчастішими реакціями були: дерматит - 32%, епітелій - 14%, лейкопенія - 14%. Спостерігаючи низький ступінь вираженості ускладнень, лікування не переривалося.

Складовою частиною програми гарантії якості променевого лікування пацієнтів є контроль якості роботи апарату. Періодичний контроль характеристик медичного апарату TomoTherapy проводиться з метою перевірки постійної відповідності технічним вимогам на апарат. Згідно з рекомендаціями робочої групи фізиків Report of the AAPM Task Group 148 спеціалістами УЦТ було розроблено та впроваджено в дію програму контролю якості. Відповідно до програми періодичний контроль буває щоденний, тижневий, місячний та річний. Кожен з видів контролю включає в себе перевірку відповідних характеристик, які проводять рентген-лаборанти, техніки-дозиметристи, інженери-радіологи (медичні фізики) центру.

Висновки

Проведення променевої терапії з використанням радіотерапевтичної системи TomoTherapy дозволяє здійснити лікування для широкого

спектра клінічних випадків, починаючи з дуже маленьких пухлинних ушкоджень, розташованих у мозку або у всьому тілі, оброблених звичайними стереотаксичними методами або радіаційною хірургією, і закінчуючи величезними цільовими об'ємами, такими як анапластична медуллобластома, total body irradiation (TBI) або total marrow irradiation (TMI)

Радіотерапевтична система TomoTherapy за час роботи в Українському центрі томотерапії показує стабільність геометричних, радіаційних і механічних параметрів машини. За допомогою системи дозиметричного планування можна розрахувати високоякісні терапевтичні плани і реалізувати їх на ТомоHD з високою точністю завдяки застосуванню MVCT-сканування. При проведенні променевої терапії на радіотерапевтичній системі TomoTherapy відзначався низький рівень променевих реакцій і загальної токсичності.

Моделювання зв'язування протипухлинних агентів похідних піролу з вибраними протеїнкіназами

В. В. Гурмач, Г. М. Кузнєцова, В. К. Рибальченко

Київський національний університет імені Тараса Шевченка, вул.

Володимирська, 64/13, 01601 Київ, Україна.

gymach@gmail.com

Ключові слова: онкозахворювання, MI-1, D1, докінг, МД, протеїнкінази, нативний ліганд.

Згідно WCRF (World Cancer Research Fund International), у 2012 році зафіксовано близько 14 млн. випадків онкозахворювань, при цьому до 2035 року очікують зростання їх кількості вдвічі. Одним із підходів корекції онкопатологій є таргетна терапія шляхом блокування рецепторних та нерепцепторних протеїнкіназ. Похідні піролу 1-(4-Cl-benzyl)-3-Cl-4-(CF₃-fenylamino)-1H-pyrrrol-2,5-dione (MI-1) і 5-amyno-4-(1,3-benzothiazol-2-yn)-1-(3-methoxyphenyl)-1,2-dihydro-3H-pyrrrol-3-one (D1) розглядаються як інгібітори протеїнкіназ. Сполуки проаналізовані *in silico* (молекулярний докінг та молекулярна динаміка (МД)), *in vitro* (на лініях HCT-116, SW-620, HCT-15, COLO-205) та *in vivo* (хімічно індукований рак товстої кишки щурів) методами.

Метою роботи було дослідити взаємодію цих сполук із кіназними доменами рецепторних тирозинових протеїнкіназ EGFR та VEGFR і нерепцепторною серин-треоніною протеїнкіназою Akt.

Всі наявні структури EGFR, VEGFR і Akt отримали із Protein Data Bank. При їх аналізі виявили дві можливі конформації АТФ-зв'язуючого сайту - закриту для Akt (VDTRYFDDEFTDQS послідовність, що значно зменшує об'єм сайту зв'язування АТФ) та відкриту для EGFR і VEGFR. Для кожної кінази було відібрано один репрезентативний сайт зв'язування (EGFR – 2int, VEGFR – 3vhe, Akt – 1o6l). Класичний механізм зв'язування із кіназами “hinge-АТФ/нативний ліганд”, підтвердився для EGFR і VEGFR (наприклад, у EGFR водневі зв'язки утворюються між D1/MI-1 та Met 973 та Leu 972). Крім того провели коротку МД (500 пс.), за її результатами отримані комплекси є стабільними. Так RMSD (root-mean-square deviation of atomic positions): “EGFR – D1/MI-1” “VEGFR - D1/MI-1” знаходиться в межах – для D1 0.54-1.55 Å і 0.54-1.37 Å, for MI-1 0.57-1.48 Å і 0.52-1.62 Å, відповідно.

Отже, MI-1 і D1 можуть бути розглянуті як вихідні сполуки для розробки препаратів проти захворювань, пов'язаних з порушенням роботи кіназних доменів VEGFR і EGFR.

Практична ядерна медицина: підхід та реалізація з використанням нейтронно-фізичних методик

І. П. Дряпаченко, О.А. Кушпій, О.М. Поворозник, В.В. Осташко, В.М. Шевель

Інститут ядерних досліджень НАН України

З початком нового, третього тисячоліття можна констатувати потребу і наявність бурхливого пошуку реальних можливостей практичного застосування і використання накопичених знань та даних досліджень в ядерній фізиці низьких та середніх енергій взаємодії. Спектр вже досягнутих прикладних результатів безмежний – від радіо-елементного аналізу складу речовини в археології, матеріалознавстві, медицині, мистецтвознавстві і криміналістиці до використання пучків важких іонів для виготовлення нанофільтрів у виробництві пива. В цій роботі автори розглядають об'єктивні умови, необхідність і можливості системної, результативної прикладної реалізації вже апробованих ними методик ядерно фізичних досліджень на пучках прискорювачів для потреб клінічної медицини.

В Інституті ядерних досліджень НАН України накопичений багаторічний досвід експериментів і досліджень з нейтронами різних енергій. Щодо заявленої теми, то сорок років тому на пучку циклотрона У-120 був створений інфраструктурний комплекс для практичної онкотерапії із швидкими нейтронами, через який протягом десяти років (до самого Чорнобиля, який «забрав» і фізиків, і медиків) пройшло понад 500 пацієнтів[1]. Вже чверть віку, із 1992 року цей комплекс законсервований. Циклотрон У-120 в робочому стані.

Схожа чвертьвікова історія існуючого в ІЯД комплексу виробництва фармпрепаратів[2]. Насамперед, технецію-99, з використанням якого кожного дня у світі проводиться від сімдесяти до ста тисяч сканувань.. Україна зараз спроможна на десяток-два імпортованих з-за кордону проб за наявності розфасованих зразків препарату, виробленого в ІЯД на дослідницькому реакторі. Проблема у відсутності сертифікованої «чистої» прикінцевої лабораторії вартістю до ста тисяч доларів (це набагато менше ніж вартість одного, так і не використаного, танка) і, відповідно, ліцензії-фармстатті.

За ці тридцять років негавомний пошук і незупинний поступ дали ядерній медицині адронну терапію на синхротронах, спеціалізовані медичні циклотрони, брахітерапію та її «нейтронний» варіант – бор-нейтрон захватну терапію. Саме її треба розглядати, як найбільш близький до реалізації та перспективного впровадження ядерно-фізичних методів лікування онкологічних захворювань з використанням інфраструктури Інституту ядерних досліджень. Поза сумнівом, що, як і в інших ядерно-фізичних центрах світу, в ІЯД є вже цілий спектр джерел різноманітного випромінювання та відповідна система (приміщення,

біологічний захист, системи транспортування пучків і т. ін.) санкціонованого їх супроводу. Відомі на сьогодні ядерно-технологічні вимоги до спектру нейтронів – енергії в інтервалі 2-6 MeV – визначаються середньою довжиною пробігу нейтронів у біологічних тканинах, що буде оптимальним для необхідної термалізації нейтронів в необхідному місті (органі) тіла людини. Подальший розвиток цих робіт з необхідністю пов'язаний із розробкою та впровадженням мобільних джерел нейтронів для розповсюдження необхідних ядерно-медичних технологій поза потужними, але ексклюзивними ядерними центрами.

1. В.Н. Летов, В.В. Фесенко, С.М. Иевлев, Е.М. Бельский, И.П. Дряпаченко, В.Н. Храпачевский, В.М. Пасечник, Мед. Радиология, №10, 1977, С. 34-40
2. V.N. Shevel, International Nuclear Safety Journal, V.3, N2, 2014, P. 43-48

Managing Incidental Findings on Abdominal CT

I. Dykan

*PhD, Director of state institute of nuclear Medicine and Radiation
Diagnostics,
National Academy of Medical Sciences of Ukraine*

As multidetector CT has come to play a more central role in medical care and as CT image quality has improved, there has been an increase in the frequency of detecting “incidental findings,” defined as findings that are unrelated to the clinical indication for the imaging examination performed. These “incidentalomas,” as they are also called, often confound physicians and patients with how to manage them.

Although it is known that most incidental findings are likely benign and often have little or no clinical significance, the inclination to evaluate them is often driven by physician and patient unwillingness to accept uncertainty, even given the rare possibility of an important diagnosis. The evaluation and surveillance of incidental findings have also been cited as among the causes for the increased utilization of cross-sectional imaging. Indeed, incidental findings may be serious, and hence, when and how to evaluate them are unclear.

The workup of incidentalomas has varied widely by physician and region, and some standardization is desirable in light of the current need to limit costs and reduce risk to patients. Subjecting a patient with an incidentaloma to unnecessary testing and treatment can result in a potentially injurious and expensive cascade of tests and procedures.

The relationship between the frequency of incidental findings and the study characteristics was assessed using a one-way ANOVA test, as was the frequency of follow-up of incidental findings and the frequency of confirmation. 251 potentially relevant abstracts were identified and 44 articles were finally included in the review. Overall, the mean frequency of incidental findings was 23.6% (95% confidence interval (CI) 15.8–31.3%). The frequency of incidental findings was higher in studies involving CT technology (mean 31.1%, 95% CI 20.1–41.9%), in patients with an unspecific initial diagnosis (mean 30.5, 95% CI 0–81.6) and when the location of the incidental findings was unspecified (mean 33.9%, 95% CI 18.1–49.7). The mean frequency of clinical follow-up was 64.5% (95% CI 52.9–76.1%) and mean frequency of clinical confirmation was 45.6% (95% CI 32.1–59.2%).

With the participation of other radiologic organizations listed herein, the ACR formed the Incidental Findings Committee to derive a practical and medically appropriate approach to managing incidental findings on CT scans of the abdomen and pelvis. The committee has used a consensus method based on repeated reviews and revisions of this document and a collective review and interpretation of relevant literature. This whitepaper provides guidance developed by this committee for addressing incidental findings in the kidneys, liver, adrenal glands, and pancreas.

**Технологія підвищення ефективності протипухлинної дії
хіміопрепаратів за допомогою високоенергетичного електронного
опромінення**

Заболотний М.А.¹, Орел В.Е.², Довбешко Г.І.³, Соляник Г.І.⁴, Кияшко
В.А.³

¹*Навчально-науковий центр радіаційної безпеки Київського національного
університету ім.Т. Шевченка, Київ, 03022, вул. Васильківська 98-*

а, +38(044) 521-32-84, zabolotny@univ.kiev.ua

²*Національний інститут раку МОЗ України*

³*Інститут фізики НАН України*

⁴*Інститут експериментальної патології, онкології і радіобіології
ім. Р.Є. Кавецького НАН України*

Відомо, що за допомогою нано- та мікропухирців можлива таргетна доставка протипухлинних ліків. Спираючись на цьому ефекті запропоновано технологію підвищення ефективності протипухлинної дії хіміопрепаратів за допомогою ініціювання нано- та мікропухирців високоенергетичним електронним опроміненням. Це може сприяти таргетній доставці препаратів до клітин-мішеней, зменшенню дозового навантаження і, відповідно, мінімізувати негативні побічні ефекти при терапії злоякісних пухлин.

При дослідженнях використовувався в якості розчинника фізіологічний розчин 0,9% NaCl та препарат доксорубіцин (ДР) (Актавіс, Італія). Розчинник опромінювали електронами з енергією 1,0 MeV. Величина дози поглинутого опромінення була 5–100 кГр.

Одержані залежності оптичного поглинання ДР за різних хвильових чисел і доз поглинутого електронного опромінення розчинника порівнювали, використовуючи кореляційний аналіз Пірсона. У всіх розглянутих випадках розрахований коефіцієнт кореляції Пірсона перевищував його критичне значення за рівня значущості 0,05. Це означає, що попереднє опромінення розчинника здатне змінити структурну організацію і конформаційний стан молекул ДР та може сприяти модифікації ДНК злоякісних пухлин.

Висновки. 1. Мінімальна доза поглинутого розчинником високоенергетичного електронного опромінення (1 MeV), за якої фіксуються зміни конформаційних станів розчиненого в ньому ДР дорівнює 5 кГр. 2. Модифікуючий вплив високоенергетичного електронного опромінення розчинника щодо ДР зберігається упродовж 2–3 тижнів.

Фотосенсибілізатор для фотодинамічної терапії на основі фулеренів C_{60} та барвників

Зарицька Г. М.¹, Павленко О. Л.¹

¹ Київський національний університет ім. Тараса Шевченка, фізичний факультет, кафедра фізики функціональних матеріалів, вул. Володимирська, 64/13, 01033 Київ, Україна

Ключові слова: фулерени C_{60} , барвники метинціанінові, фотосенсибілізатор, електронні переходи.

Нові фотосенсибілізатори (ФС) для фотодинамічної терапії (ФДТ) вимагають новітніх підходів для підвищення їх ефективності та зменшення токсичності. ФС повинні, серед багатьох інших характеристик, мати інтенсивне поглинання у фототерапевтичному вікні (ФТВ) та давати високий квантовий вихід люмінесценції для генерації синглетного кисню. Саме тому створення ФС на основі індопентаметинціанінових барвників, поглинання яких є вузькосмуговим та інтенсивним, ковалентно зв'язаних з фулеренами C_{60} , які характеризуються емісією з триплетних станів, є актуальною задачею.

Метою даної роботи є дослідження спектральних властивостей сполук C_{60} - C_{32} - H_{38} - N_3 і C_{60} - C_{26} - H_{27} - N_3 - S_2 та встановлення природи смуг поглинання і емісії.

Оптимізована молекулярна геометрія досліджуваних систем отримана за допомогою напівемпіричного методу AM1, а також методу DFT/CAM-B3LYP//6-31G(d,p); характеристики електронних переходів розраховано неемпіричним ZINDO методом, використовуючи пакет Gaussian-09. Також для дослідження сполук використовували оптичне поглинання та фотолюмінесцентну спектроскопію.

Сполуки на основі ковалентно зв'язаних C_{60} з барвниками C_{60} - C_{32} - H_{38} - N_3 та C_{60} - C_{26} - H_{27} - N_3 - S_2 мають максимуми поглинання у фототерапевтичному вікні при 651 та 641 нм відповідно.

Встановлено природу електронних переходів для двох сполук, що відповідають за максимуми поглинання: це переходи за участю орбіталей, локалізованих на хромофорах барвників.

Розгалуження хромофора барвника C_{28} - N_2 - H_{32} не приводить до появи нових смуг поглинання у відповідному спектрі, що підтверджується відсутністю суттєвих змін у геометрії, появи нових молекулярних орбіталей.

Під'єднання барвників C_{28} - N_2 - H_{32} , C_{24} - N_2 - S_2 - H_{25} приводить до зниження симетрії фулерену C_{60} та розщеплення вироджених рівнів, які згідно з квантово-хімічними розрахунками приймають участь у триплетних переходах з довжинами хвиль, значення яких більші від 1100 нм, що можуть сприяти генерації синглетного кисню.

**Формування та моніторинг міні-пучків заряджених частинок та
гамма-квантів для просторово-фракціонованої радіаційної терапії**
О.С Ковальчук¹, В.М. Пугач¹, В.М. Міліція¹, Д.І. Сторожик¹, М.І. Палій²,
О.Ю. Столярова², С.Я. Барсук³, А. Фаус-Гольф³, П'єр Луїс Андре Леперк³

¹Інститут ядерних досліджень НАН України, Київ

²Інститут раку МОЗ України, Київ

³Лабораторія лінійного прискорювача IN2P3, CNRS, Орсе (Франція)

Оригінальні методики для просторово-фракціонованої радіаційної терапії були розроблені і випробувані на пучках синхротронного випромінювання в Європейському Центрі синхротронного випромінювання (ESRF Grenoble), на біомедичній лінії ID17. Фракціонування дозволяє суттєво збільшити локальні дози в області пухлин, забезпечивши при цьому толерантні дози для здорових тканин. Головним технічним завданням міні-пучкової терапії є формування дозового поля з максимальним співвідношенням пікової дози до дози в захищених коліматором здорових частин тіла (Peak-to-Valley-Dose-Ratio, PVDR). При цьому очікується найбільш ефективна рекреація уражених раковою пухлиною частин тіла.

Для формування багато-пучкових структур сконструйовано та виготовлено прототипи багато-щілинних та матричних коліматорів. Здійснено випробування різних типів мікро-детекторів та зчитувальної електроніки на пучках заряджених частинок та гамма-квантів прискорених на прискорювачі Clinac-2100 CD “VARIAN” та PHIL (LAL, Орсе, Франція). Підтверджено придатність радіаційно стійких мікро-піксельних та мікро-стріпових металевих та гібридних детекторів для моніторингу в реальному часі розподілу інтенсивності частинок в багато-пучкових структурах.

Робота виконувалась у рамках співпраці по проекту Міжнародної асоційованої лабораторії (LIA IDEATE) та за підтримкою гранту ДФФД Ф69/49-2016.

Обладнання фірми Канберра Паккард для дозиметричного забезпечення медичної радіології

Колінько Т.

ТОВ «Канберра Паккард»

Компанія Канберра Паккард здійснює продаж, установку, гарантійне і післягарантійне обслуговування виробів та обладнання виробництва ряду провідних компаній США і Європи в галузях, зокрема, ядерної фізики, радіоекологічного моніторингу, променевої діагностики і терапії, ядерної медицини.

Продукція німецької фірми RTW призначена для вирішення основних завдань по гарантії якості радіотерапії та зниження дозового навантаження на пацієнтів і персонал. Збільшення дози в обсягу пухлини без перевищення толерантної дози на навколишні нормальні тканини є ключовим для поліпшення клінічних результатів. Сучасні вимоги щодо точності підведення дози зумовлюють проведення ретельної дозиметрії і контролю якості променевої терапії – це єдиний спосіб зробити мінімальною різницю між запланованою і реально підведеною дозою.

Програма гарантії якості в променевій терапії виділяє дозиметричний супровід як один з основних факторів, що забезпечує точність підведення запланованої дози і отримання очікуваного клінічного результату.

До терапевтичних апаратів для контактної та дистанційної променевої терапії необхідний набір обладнання для проведення абсолютної (калібрування джерел випромінювання) та in-vivo (пряма дозиметрія під час сеансу опромінення) дозиметрії.

Одним з ключових приладів виробництва RTW є дозиметр UNIDOS webline з мікропроцесорним управлінням, який використовує в якості детекторів різні види іонізаційних камер і твердотільні детектори, серед яких:

- стандартна іонізаційна Фармер-камера об'ємом 0.6 см^3 — для фотонів і високоенергетичних електронів;
- водонепроникна камера об'ємом $0,125 \text{ см}^3$ – для використання у водних фантомах;
- плоска камера об'ємом $0,02 \text{ см}^3$ – для м'яких рентгенівських променів до 100 кеВ;
- Маркус-камера – для електронів високих енергій;
- дозиметричні діоди і алмазний твердотільний детектор – для спеціальних застосувань, коли вимагаються малі розміри детектора;
- СТ-камера довжиною 15 см – для вимірювання розподіленої дози в комп'ютерній томографії;

- циліндрична камера об'ємом 30 см³ і сферичні камери об'ємом 1 л і 10 л – для контролю ефективності захисту при вимірюванні різних рівнів дози і потужності дози.

Для проведення абсолютної дозиметрії і аналізу терапевтичних пучків, калібрування вимірювальних камер відповідно до протоколів ICRU, пропонується понад 10 типів фантомів. Фантоми різних типів забезпечують швидке і якісне проведення всього комплексу дозиметричного забезпечення в рамках програми гарантії якості.

Основними типами фантомів, які пропонує компанія PTW, є:

- механізовані водні фантоми з трикоординатним (MP 3), двокоординатним (MP 2) і однокоординатним (MP 1) прецизійним позиціонуванням детектора з точністю до 0,1 мм;
- спеціалізовані механізовані водні фантоми для дозиметрії малих полів, стереотаксису, для томотерапії, для протонів;
- стаціонарні водні фантоми для швидкого проведення абсолютної дозиметрії на визначеній глибині;
- твердотільні пластинчаті фантоми, виготовлені з акрилу або RW3 водо-еквівалентного пластика типу "тверда вода";
- спеціалізовані фантоми: для дозиметрії в брахітерапії, в повітрі.

Невід'ємною частиною забезпечення контролю якості в променевій терапії є проведення щоденного контролю параметрів пучка апарату. Найбільш універсальним приладом від PTW -Freiburg, який спеціально був розроблений для даних цілей, є QUICKCHECK webline. Прилад має чутливе поле з 13 іонізаційними камерами і дозволяє за короткий час виміряти дозу, потужність дози, час експозиції, провести аналіз симетричності поля, статичних і динамічних клінів.

Особливим завданням у програмі контролю якості променевої терапії є контроль якості і верифікація планів IMRT. Для цих цілей фірма PTW - Freiburg випустила лінійку фантомів і матриць OCTAVIUS:

- OCTAVIUS® I – для проведення верифікації IMRT при нерухомому гантрі і прискорювача;
- OCTAVIUS® II – фантом з матрицею для верифікації планів IMRT під різними кутами гантрі;
- OCTAVIUS® III – система для забезпечення верифікації планів і контролю лікування в реальному часі і проведення ін-віво дозиметрії;
- OCTAVIUS® 4D – перший в світі фантом, який обертається синхронно з гантрі і забезпечує верифікацію IMRT планів на підставі прямих вимірювань.

Крім цього, в арсеналі приладів і програм PTW - Freiburg є широкий спектр засобів для проведення контролю якості багатопелюсткових коліматоров, систем портальних зображень, проведення незалежної верифікації, контролю ізоцентру.

Дозиметрія в діагностичній радіології має аналогічні завдання з дозиметрією в променевої терапії. Основними напрямками є:

- дозиметрія пацієнтів при проведенні діагностичних досліджень;
- проведення абсолютної дозиметрії;
- проведення контролю якості апаратів.

Для проведення дозиметрії пацієнтів застосовуються апарати серії PTW DIAMENTOR. Прилади DIAMENTOR використовуються для визначення добутку дози на площу в діагностичній радіології. Датчик DIAMENTOR одягається на розтруб рентгенівського апарата після вихідного вікна або фільтра. Моделі DIAMENTOR M2 і M4 комплектуються двома камерами і можуть вимірювати два рентген-діагностичних апарати одночасно або використовуватися на апаратах з двома рентгенівськими трубками. Обидві моделі мають опцію послідовного інтерфейсу для зв'язку з комп'ютером, а модель DIAMENTOR M2 може бути укомплектована вбудованим принтером для роздрукування результатів вимірювання. Прилади даної серії задовольняють вимогам міжнародного стандарту IEC 580.

Дозиметри DIADOS спеціально розроблені для проведення дозиметрії в діагностичній радіології і використовуються для визначення дози, потужності дози, дози в імпульсі і часу опромінення діагностичних рентген-апаратів відповідно до DIN 6809 і IEC SC 62 C. У DIADOS використовуються не іонізаційні камери, а напівпровідникові детектори. Крім вигаши у вазі і розмірах, це дає наступні переваги:

- завдяки малому розміру, детектор не вносить збурення в основні зони налаштування управління опроміненням і автоматичного контролю якості;
- не потребують коригування на щільність повітря, тобто не потрібно купувати радіоактивні калібрувальні прилади й проводити поправку на атмосферний тиск і температуру;
- напівпровідникові детектори не вимагають високої напруги для роботи.

Для проведення контролю якості апаратів застосовуються різні спеціалізовані та універсальні прилади, самим відомим з яких є NOMEX. Це універсальний інструмент для контролю якості в діагностичній радіології, який дозволяє аналізувати всі типи рентген-апаратів, в тому числі і з високочастотними генераторами. Великий динамічний діапазон дозволяє проводити вимірювання і для флюороскопії з низькими потужностями дози і для радіографії з високими потужностями дози. NOMEX визначає напругу і силу струму

рентгенівської трубки, фактор ослаблення, і має можливість вимірювати розподілену по довжині дозу, що знайшло застосування в дозиметрії комп'ютерних томографів.

Особлива увага у всіх розробках фірми PTW - Freiburg приділяється системам контролю якості. Всі представлені прилади мають сертифікат якості ISO 9001, а це означає, що розробка, виробництво і сервісне обслуговування продукції здійснюється відповідно до вимог вищого міжнародного стандарту якості, забезпечуючи високу точність, безпеку і надійність в роботі.

Вплив ультразвуку різних інтенсивностей на скоротливу систему м'язів *in vitro*

Кременецька К.О.^{1,2}, Нуриченко Н.Є.²

Київський національний університет імені Тараса Шевченка,

1) Навчально-науковий центр радіаційної безпеки, radbez@gmail.com,

2) Навчально-науковий центр "Інститут біології та медицини"

Ультразвук (УЗ), як неінвазійний фізіотерапевтичний фактор використовується в медицині вже декілька десятиліть, а також застосовується для діагностики широкого спектру захворювань. Серед робіт, присвячених вивченню впливу ультразвуку на органи і тканини, найбільший інтерес представляють дослідження дії терапевтичних інтенсивностей цього фізичного фактору. В літературі існують суперечливі відомості щодо терапевтичної ефективності ультразвуку. Деякі автори вказують на позитивний вплив ультразвуку при м'язових пошкодженнях, переломах кісток та тромбозах. Проте існують роботи, в яких описується загострення патологічних станів за впливу УЗ. Крім того, широке застосування УЗ в діагностиці ставить питання про його безпеку для організму людини. Таке різноманіття думок зумовлено, на наш погляд, по-перше, застосуванням різних режимів озвучення, які не завжди конкретизуються в роботах. А по-друге, причиною цього може бути невизначеність щодо механізмів ультразвукового впливу. В літературі існують лише окремі роботи щодо впливу УЗ на м'язові білки, а також залишаються неоднозначними погляди на механізми позитивної дії цього фізичного фактора у відновленні функціонування м'язів після ушкодження. Це і зумовлює актуальність проведеного дослідження.

Реакція суперпрєципітації (СПП) дає певне уявлення про процеси скорочення-розслаблення м'язів на молекулярному рівні, а також дозволяє вивчати деякі властивості скоротливого комплексу і вплив на нього різних факторів, зокрема, ультразвуку. Тому ми провели вивчення впливу неперервного (УЗН) та імпульсного (УЗІ) 2 мс ультразвуку на параметри реакції суперпрєципітації актоміозину. За умов впливу УЗН з інтенсивністю 0,05, 0,2 та 0,7 Вт/см² величини СПП були близькі до контрольного значення (0,117±0,002) відн.од. і, відповідно, і становили (0,119±0,002), (0,118±0,001) та (0,121±0,003) відн. од. Ультразвук з інтенсивністю 0,4 та 1,0 Вт/см² призводив до зменшення величин СПП до (0,108±0,002) та (0,099±0,001) відн.од., відповідно, що було нижчим порівняно з контролем і впливом УЗ інших інтенсивностей. УЗІ 2 мс впливав на суперпрєципітацію актоміозину дещо по-іншому. За дії УЗІ 2мс з інтенсивністю 0,4 Вт/см² відбувалось збільшення величини СПП актоміозину, яка була найбільшою (0,133±0,002) відн.од., порівняно з контролем і впливом інших інтенсивностей. Величини СПП із застосуванням УЗІ 0,05, 0,2, 0,7 та 1,0 Вт/см² зменшувались відносно контролю та становили (0,087±0,002), (0,085±0,001), (0,081±0,002) та

($0,068 \pm 0,003$) відн.од., відповідно. Було встановлено, що як імпульсний УЗ 2 мс, так і неперервний УЗ за інтенсивності $1,0 \text{ Вт/см}^2$ найбільше зменшували величину СПП, відносно контролю та інших застосованих інтенсивностей, що, ймовірно, викликано тепловим ефектом УЗ за такої інтенсивності. Також було визначено, що УЗІ порівняно з УЗН спричиняв менший вплив на величину СПП актоміозину. Одержані нами результати підтверджуються літературними джерелами, з яких відомо, що неперервний сигнал діє постійно, спричиняючи більший вплив, а сигнал імпульсного УЗ діє з проміжками в часі. Отже, можливо, що актоміозин встигає адаптуватися до дії імпульсного УЗ. Вплив УЗ суттєво залежить від його інтенсивності. При застосуванні терапевтичних інтенсивностей (менше $1,0 \text{ Вт/см}^2$) для УЗН найбільший ефект спостерігався при $0,7 \text{ Вт/см}^2$, а для УЗІ 2 мс – при $0,4 \text{ Вт/см}^2$. Тобто, для кожного режиму УЗ існує своя максимально-ефективна інтенсивність. Таким чином, одержані результати свідчать про високу чутливість актоміозину скелетних м'язів до впливу ультразвуку.

Методики конформного післяопераційного опромінення молочної залози

В.І.Лисак, О.В.Гордєєва, І.В.Мирошніченко, І.М.Репецька, Г.Ю.Чорнай,
Г.Б.Бернштейн, А.Б.Вінницька

ЛІСОД – Лікарня ізраїльської онкології, Плути, Україна
v.lysak@lissod.com.ua

Вступ. За даними Національного канцер-реєстру України злоякісні новоутворення молочної залози посідають перше місце в структурі жіночої захворюваності на онкологічні захворювання. Сучасні підходи до лікування злоякісних пухлин молочної залози орієнтовані на поліпшення якості життя пацієнток, і тому стандартом в лікуванні онкологічних новоутворень молочної залози стали органозберігаючі операції, а також реконструктивно-відновлювані операції з використанням місцевих тканин.

Мета. Показати особливості планування та способів опромінення молочної залози, що використовуються в клініці ЛІСОД з урахуванням толерантності нормальних тканин за допомогою гістограм доза/об'єм,

Методи та матеріали. Променева терапія в клініці ЛІСОД проводиться з використанням лінійних прискорювачів електронів Clinac 2100 DMX та Clinac 600C, Varian Medical Systems, Inc, з використанням гальмівного фотонного випромінювання з енергіями 6 MeV та 15 MeV а також електронного випромінювання з енергією 6 MeV, 9 MeV, 12 MeV та 15 MeV. Для планування використовувалась тривимірна плануюча система Eclipse, для симуляцій – комп'ютерний томограф MX 8000 QUAD (Philips Medical Systems Inc.).

Ад'ювантна променева терапія на молочну залозу проводиться за наступними методиками:

- звичайна фракціація: на першому етапі опромінюється вся молочної залоза разовою осередковою дозою 2 Гр щодня 5 разів на тиждень, 25 фракцій, сумарно 50 Гр. На другому етапі опромінюється ложе пухлини 2Гр, 8 фракцій, 16 Гр до сумарної дози 66 Гр за курс променевої терапії, що зазвичай триває 6-7 тижнів;
- протокол часткового опромінення молочної залози: променеву терапію починають протягом 8 тижнів після хірургічного етапу лікування або через 2 тижні після останнього циклу хіміотерапії. Для данного протоколу необхідно ретельно дотримуватися критеріїв відбору пацієнтів: середній вік більше 60 років, максимальний розмір пухлини <1 см, гістологічно - інвазивна протокова карцинома, пацієнтки в постменопаузі, розташування пухлини в верхній зовнішній та верхній центральній ділянці молочної залози. Разова доза опромінення становить 3,85 Гр, 10 фракцій по дві фракції на день з інтервалом між сеансами 6 годин, 5 робочих днів поспіль (з понеділка до п'ятниці) до сумарної дози 38,5 Гр;

- гіпофракціонація: методика для пацієнтів з ранньою стадією, разова доза 2,5 Гр на область всієї молочної залози щодня, 5 разів на тиждень, 18 фракцій.

Органами ризику для даної анатомічної області є легені, серце, плечове сплетення, стравохід, Гомогенність ізодозного розподілу оцінюється шляхом аналізу гістограм «доза-об'єм», оцінка толерантних доз – згідно критеріям дослідження QUANTEC.

Висновки. Сучасні технології променевої терапії дозволяють безпечно провести післяопераційний курс променевої терапії з мінімальним дозовим навантаженням на критичні органи та оточуючі тканини, що гарантує високий локальний контроль, низький рівень побічних ефектів та гарний косметичний ефект після лікування.

Планування конформної променевої терапії пухлин голови та шиї

Г.Ю. Чорнай, І.М. Репецька, В.І. Лисак, І.В. Мирошніченко,

Е.В. Гордєєва, Г.Б. Бернштейн, А.Б. Вінницька

ЛІСОД – Лікарня ізраїльської онкології, Плюти, Україна

**anna.chornay@lissod.com.ua*

Вступ. Пухлини голови та шиї займають десяте місце у структурі захворюваності на злоякісні новоутворення в Україні. Стандартом для лікування місцево-розповсюджених пухлин голови та шиї є променева терапія.

Мета. Показати особливості визначення клінічного об'єму опромінення у пацієнтів з неоперабельними пухлинами голови та шиї, планування та підведення курсу променевої терапії з урахуванням складної форми клінічного та запланованого об'єму опромінення, близькості критичних органів.

Методи та матеріали. Променева терапія в клініці ЛІСОД проводиться з використанням лінійних прискорювачів електронів Clinac 2100 DMX та Clinac 600C, Varian Medical Systems, Inc., з використанням гальмівного фотонного випромінювання з енергіями 6 MeV та 15 MeV а також електронного випромінювання з енергією 6 MeV, 9 MeV, 12 MeV та 15 MeV. Для планування використовувалась тривимірна плануюча система Eclipse, для симуляцій – комп'ютерний томограф MX 8000 QUAD (Philips Medical Systems Inc.). Для визначення та уточнення клінічного об'єму опромінення використовувались дані позитронно-емісійної томографії апарату ПЕТ Gemini 16 Power (Philips Medical Systems B.V.).

Для опромінення пацієнтів з неоперабельними пухлинами голови та шиї в ЛІСОД застосовується удосконалена методика опромінення, вперше запропонована Bernier et al. Це методика ізоцентричного опромінення первинного вогнища та лимфовузлів шиї фотонними пучками з 5 або 6 напрямків, що розташовуються:

- два латеральні поля під кутами гентрі 90° та 270°, апертура охоплює весь запланований об'єм опромінення PTV;

- одне або два поля під кутом 180°, апертура коліматора повністю закриває спинний мозок;

- два поля під кутами гентрі 210°-220° зправа та 140°-150° зліва, апертура багатопелюсткового коліматора також повністю закриває спинний мозок.

Поля створюються багатопелюстковим коліматором, їх апертура відповідає анатомії пацієнта. Екранування спинного мозку планується з запасом мінімум 6 мм. Для досягнення гомогенного дозного розподілу використовуються динамічні клиноподібні фільтри, індивідуальні вагові коефіцієнти для кожного поля, а також додаткові радіаційні поля «field in field». Гомогенність ізодозного розподілу оцінюється шляхом аналізу

гістограм «доза-об'єм», оцінка толерантних доз – згідно критеріям дослідження QUANTEC.

За данною методикою було опромінено 58 пацієнтів з січня 2012 до червня 2017.

Висновки. Представлена методика конформного опромінення пацієнтів з пухлинами голови та шиї дозволяє підвести куративні дози на зону первинного вогнища і зони регіонарного метастазування не перевищуючи толерантні дози на критичні органи. Перевагою цієї методики є відсутність необхідності комбінувати фотонні та електронні поля, проста ізоцентрична техніка опромінення, варіабельність укладки та фіксації пацієнта в залежності від локалізації ураження, а також короткий час опромінення.

Моделювання взаємодії іонів з біологічним середовищем для дослідження впливу дозового навантаження при променевій терапії
Люльченко С.О.

*Інститут прикладної фізики Національної академії наук України, м.
Суми*

Анотація. Створена модель для дослідження взаємодії протонів з біологічним середовищем. За допомогою пакету Geant4 було проведено моделювання взаємодії протонів з біологічним середовищем, яке являє собою еквівалент біологічної клітини організму людини. Отримано залежність поглинутої дози від глибини проникнення протона.

Ключові слова: Geant4, моделювання, модель, біологічне середовище, іон, поглинута доза.

Summary. A model is developed for studying the interaction of protons with the biological environment. Using the Geant4 package, a simulation of the interaction of protons with the biological environment, which is the equivalent of a biological cell of the human body. Dependence of the absorbed dose from the depth of the proton is obtained.

Key words: Geant4, modeling, model, biological environment, ion, absorbed dose.

Створена модель, яка дозволяє досліджувати процес взаємодії іонного пучка з біологічними об'єктами. Також досліджено внесок вторинних частинок в формування загального дозового навантаження. Модель містить всі необхідні елементи системи формування іонного пучка, параметри яких можуть інтерактивно змінюватись.

Для аналізу результатів різних експериментів, важливо знати які процеси відбуваються при взаємодії частинки з речовиною мішені.

Променева терапія (ПТ) злоякісних новоутворень посідає особливе місце серед найбільш затребуваних методів лікування онкологічних захворювань. У розвинених країнах в 70% випадків лікування онкологічних хворих відбувається із застосуванням методів променевої терапії. Завдання ПТ полягає в створенні рівномірного розподілу поглиненої дози в області, яка визначена лікарем-радіологом як клінічний (патологічний) об'єм (CTV, clinical target volume).

У сучасній фізиці дослідження ПТ широко розповсюджено за рахунок моделювання фізичних процесів. Таким чином, метою даного дослідження є побудова моделі для вивчення процесів взаємодії з речовиною, дослідження залежності поглиненої дози від глибини проникнення протона в біологічне середовище.

Протонна терапія є прикладом практичного застосування теоретичних знань в області взаємодії частинок з речовиною. В даний час протонна терапія - найбільш потужний засіб для отримання дуже високої

конформності дозових розподілів.

Вплив іонізуючого випромінювання на біологічну тканину визначається не тільки поглинанням енергії випромінювання атомами і молекулами середовища, а й характером розподілу цієї енергії в об'єкті, розподілом опромінення в часі, видом випромінювання та іншими факторами. Біологічна дія іонізуючого випромінювання залежить як від випромінювання, так і від його енергії.

На базі програмного комплексу Geant4 створена модель, що містить всі необхідні елементи системи формування, параметри яких можуть інтерактивно змінюватися, а також додаткові програмні коди для обробки результатів віртуального експерименту. Досліджено залежність дози від довжини пробігу частинки в біологічному середовищі.

1. B.Gottschalk, R.Platais, H.Paganetti. Nuclear interaction of 160 Me protons stopping in copper: a test of Monte Carlo nuclear models. Med.Phys. 26, 1999.
2. M.Goitein, G.T.Y.Chen. Beam scanning for heavy charged particle radiotherapy. Med.Phys.10, 831,1983.
3. W.T.Chu, B.A.Ludewigt, T.R.Renner. Instrumentation for treatment of cancer using proton and light-ion beams. Rev.Sci.Instrum. 64 2055, 1993.
4. <http://gsi.de/>
5. <http://geant4.cern.ch/>

Впровадження методики електронної променевої терапії

В.В. Мамчур*, О.О. Чигрин

*ТОВ "Медична клініка "Інновація", [*mamchurvitas@gmail.com](mailto:mamchurvitas@gmail.com)*

Електрони з енергією 1,5-4 MeV застосовують для лікування поверхневих ангиом і келоїдів, саркоми Капоші, фунгоїдного мікозу, збільшених лімфатичних вузлів при лімфолейкозі, раку вульви, метастазів раку молочної залози в шкіру, раку верхньої щелепи і гортані. Електрони з енергією 10-40 MeV використовують для лікування раку шийки матки, легень і стравоходу, а також внутрішньочерепних доброякісних і злоякісних новоутворень гліального ряду

Мета: введення в клінічну практику методик електронної променевої терапії що є важливим компонентом проведення курсу лікування в онкології.

Матеріали і методи. Всі виміри проводилися на лінійному прискорювачі електронів Clinac-2100C виробництва фірми Varian (США). Для вимірів по дозиметрії використовувались водний фантом MP-3 виробництва компанії PTW (Фрайбург), електрометри UNIDOS E та TANDEM (PTW), іонізаційні камери Semiflex та плоскопаралельна камера Marcus (PTW).

Для введення в плануючу систему дозиметричних даних нами було проведено процедуру вимірів. Зокрема виміри процентно-глибинної дози для різних енергій електронного пучка (6, 9, 12, 16, 20 MeV) та для різних розмірів поля (6x6, 10x6, 10x10, 15x15, 20x20, 25x25 см), включаючи відкрите поле 40x40 см. Також були виміряні профілі пучка для відповідних енергій і розмірів поля.

Одночасно з цим проводилися виміри симетрії та рівномірності електронних пучків для різних енергій. Виміряні значення факторів виходу дози (OutPut факторів) в полі випромінювання.

Всі данні були оброблені в програмному забезпеченні MERHYSTO (PTW) та введені в плануючу систему. Також були проведені процедури гарантії якості по перевірці адекватної роботи плануючої системи.

Висновки. Нами були проведені дозиметричні виміри електронних пучків різних енергій. Всі данні були оброблені у спеціальному програмному забезпеченні та введені в плануючу систему. За результатами проведення процедур гарантії якості методика електронної променевої терапії була впроваджена в клінічну практику.

Comparative analysis of methods and devices in cosmetic epilation

Eu. Martysh and Yu.P. Veremij

Taras Shevchenko National University of Kyiv

Medical Radio Physics Department

Such modern hair removal techniques as laser hair removal, electro-epilation, chemical hair removal are known in modern cosmetic surgery. With a professionally conducted course of procedures, all these techniques allow achieving a certain result.

The main type of modern electro-epilation is thermolysis, a process where the hair is destroyed thermally, by sharp heating with alternating current (frequency from 9 to 14 MHz). Thermolysis is used for all types of hair, but requires perfect technique, since it has a relatively high probability of obtaining significant burns.

There are epilation main disadvantages:

- some kinds of electro-epilation are very painful;
 - a large number of series of procedures is necessary (15-30 sessions);
- post-epilation skin treatment is necessary after the procedure;
- there are possible side effects - swelling, irritation, micro-burns, atrophic scars, skin discoloration.

Laser hair removal is a leading modern method of combating unwanted hair. Under the influence of light radiation, the hair follicle heats up and collapses. The effect of the procedure depends largely on the professionalism of the doctor and the laser device chosen.

There are also a large number of contraindications and serious complications. These are: skin burns, folliculitis, allergic reactions and others.

It can be argued that the absolute majority of the shortcomings of the two main methods of epilation discussed above come from heat shock. It is the basic acting factor of these methods.

It is well-known that cold atmospheric plasma (CAP) is attracting considerable attention due to their capability in biomedical applications because most bio organisms are very vulnerable to thermal shock.

CAP device causes hair loss or prevent or inhibit hair growth with plasma providing a control means for controlling the flow of the gas source. Also it provides the means for controlling the run time, voltage and current of the electrode.

CAP is provided for selectively applying chemical energy to a target location on an external body surface, such as skin tissue e.g., the removal of pigmentations, scars, tattoos, etc., and for other surgical procedures on the skin, such as tissue rejuvenation, cosmetic surgery, hair removal and/or transplant procedures.

The superiority of plasmas in comparison to previous medical standards remains to be clarified, especially in physiologic and economic terms.

Рентгенівський стереокурсор для вимірювання геометричних розмірів досліджуваних об'єктів.

Є.В. Волков^{1,2,*}, С.І. Мірошніченко^{1,2}

1) ТОВ «Науково-виробнича компанія «Телеоптик»

2) Національний Авіаційний Університет, м. Київ

Анотація. Одним із методів формування тривимірних рентгенівських зображень із значно меншим дозовим навантаженням, в порівнянні із комп'ютерною томографією, є метод рентгенівської стереоскопічної зйомки досліджуваного органу, або об'єкту. Ключовою перевагою впровадження такого методу є можливість геометричних вимірювань розмірів досліджуваних об'єктів і органів.

Ключові слова: 3D зображення, рентген, стереоскопічний ефект, анагліфічний метод, геометричні вимірювання, комп'ютерна томографія, томосинтез.

Інтерес і розвиток до 3D рентгенівських зображень зумовлений їх діагностичною цінністю для лікаря. Пацієнт за діагностичну цінність розплатується дозовим навантаженням, що у 80 і більше разів вище ніж при проведенні звичайної рентгенографії. Такі високі дози зумовлені необхідністю виконання великої кількості проєкцій для отримання 3D зображень.

Ми пропонуємо метод рентгенівської стереографії, як найбільш перспективний з огляду на зменшення дозового навантаження на пацієнтів при отриманні 3D зображень. Зменшення зумовлене необхідністю отримання мінімум двох проєкції із різних точок випромінювання. Об'ємне сприйняття формується на основі стереоефекту і дозове навантаження лише вдвічі більше ніж при звичайній рентгенографії. Але залишається питання вимірювання розмірів досліджуваних органів і їх патологій, що несуть безпосередню діагностичну цінність при відстеженні динаміки змін при лікуванні.

Для вимірювання розмірів ми пропонуємо застосовувати в рентгенівських стереоскопічних обстеженнях метод стереокурсору. Він штучно додається до кожного зображення стереопари і при перегляді сформованого стереозображення курсор синтезується в стереокурсор. За рахунок переміщення зображень курсору на кожному окремому зображенні стереопари відбувається його співставлення із шуканою точкою сформованої стереомоделі об'єкту. Через відомі положення рентгенівського випромінювача, детектора та положення курсору на кожному із зображень стереопари ми розрахували формули знаходження координат об'єкту у реальному просторі для шуканих точок досліджуваного об'єкту. Через визначені координати точок відбувається розрахунок розмірів органу або його патологій. Формули розраховані для всіх типів комплексів, які підходять для формування стереопар:

комп'ютерної томографії із конічним пучком випромінювання, лінійні томографи і системи томосинтезу.

Ми провели експериментальні дослідження щодо визначення похибок вимірювання на тестових анатомічних об'єктах. Відносна похибка вимірювання визначається на рівні до 10% в залежності форми вимірюваного органу, чим від більш округлий тим складніше спозиціонувати стерео курсор на його поверхні. Похибка вимірювання між дрібними і контрастними об'єктами складала лише 1,8%. Зазначені точності вимірювання в цілому підходять для більшості рентгенівських досліджень і відповідають точності вимірювання на сучасних томографічних комплексах із конусним пучком опромінення (Sirona Dental Systems, Germany: 0,57 - 8,57%, Promax 3D Planmeca Oy, Finland: 3,29 - 5,23%).

Дозиметричні аспекти контролю якості стереотаксичної радіохірургії на медичному лінійному прискорювачі Novalis

Т.Г. Підлубна*, О.О. Ботвиновський, Н.В. Черенько, О.О. Мисюра, К.Ф. Репнін

*Клінічна лікарня «Феофанія», Всеукраїнський центр радіохірургії, Київ
tpidlubna@ukr.net

При радіохірургічному опроміненні новоутворень, що мають невеликий об'єм та розташованих поруч із життєво важливими органами, точність підведення запланованої дози є важливим критерієм якості лікування. Тому проведення дозиметричних тестів є однією із ключових процедур у перевірці планів опромінення.

Метою роботи було описати процедури дозиметричної верифікації планів опромінення методом стереотаксичної радіохірургії, що впроваджені у відділенні променевої терапії клінічної лікарні «Феофанія».

Плани опромінення та верифікаційні плани розроблялись за допомогою комп'ютерних систем дозиметричного планування iPlan (BrainLab) та Eclipse (Varian), із використанням 3-D конформних пучків, динамічних арок та методики з модуляцією інтенсивності пучка - IMRT. Реалізація планів відбувалась на медичному лінійному прискорювачі Novalis Tx (Varian), оснащеному багатопелюстковим коліматором HD MLC120 з шириною внутрішніх пластин 2,5 мм та зовнішніх - 5 мм. Такий коліматор дозволяє реалізацію дозного розподілу, що рівномірно охоплює мішень та забезпечує різкий спад дози за її межами. Опромінення проводилось фотонами енергією 6 MeV з потужністю дози 10 Гр/хв, що дає можливість зменшити час лікування при опроміненні високими дозами. Для вимірів абсолютної дози використовували дозиметр Unidos E, іонізаційну камеру PinPoint 31014 (PTW) з робочим об'ємом $V=0,015 \text{ см}^3$, пластинчастий RW фантом (матеріал ПММА) із пластиною-адаптером для малої іонізаційної камери. Допуск по дозі має бути у межах $\pm 3\%$. Розподіл дози перевіряли за допомогою радіографічної плівки GAFCHROMIC EBT2-Custom (ISP Technologies), що сама проявляється. Отримане зображення співставляється з розподілом, розрахованим системою планування та аналізується за допомогою програмного забезпечення FilmScan, FilmCal та VeriSoft (PTW). Кожна точка дозового розподілу має задовольняти критерій $\gamma \leq 1$. При цьому аналізується відхилення виміряної величини від розрахованої: 1 мм по відстані та 3 % по дозі.

При високих разових дозах опромінення перевірка планів потребує особливого підходу щодо вибору детекторів, додаткового обладнання та точності проведення верифікації. Розробка та чітке виконання процедур дозиметричного контролю плану опромінення є важливим елементом програми контролю якості променевої терапії.

Експериментальне дослідження *in vitro* фізико-механічних властивостей раназаживляючих біодеградуючих полімерних матеріалів

Попадюк О.Я.

*ДВНЗ «Івано-Франківський національний медичний університет»
к.мед.н., доцент кафедри загальної хірургії*

Полімерні системи з контрольованим вивільненням біоактивних речовин мають у своєму складі полімерний носій і активну речовину, які утворюють комплекс, що володіє заданою фізіологічною активністю і регульованою фармакокінетикою. При створенні полімерних систем з біоактивними речовинами, переважно лікарськими речовинами, вибір полімеру визначають не тільки його властивості, наприклад, біосумісність, здатність до біодеструкції, молекулярна маса, молекулярно-масовий розподіл, фізико-механічні властивості, пористість, в'язкість, але й можливість реалізувати механізм контрольованого вивільнення лікарських речовин в оптимальному терміні. Такі матеріали, призначені для лікування ран, повинні відповідати багатьом вимогам і крім того мати оптимальний термін біодеградації [1].

Метою нашого дослідження було вивчити *invitro* фізико-механічні властивості нановмісних раназаживляючих полімерних матеріалів.

Досліджувалась розроблена нами біодеградуюча полімерна основа «Біодеп» [2], в яку вводили наноксид цинку (ZnO), нанноксид магнію (MgO) та наноксид кремнію в різних концентраціях.

В умовах *invitro* вивчали деградацію, відносне видовження при розриві (ГОСТ-14236-81), міцність при розриві (ГОСТ-14236-81) на розривній машині типу FPZ-10/1, щільність (ГОСТ-15139-69) і твердість по Шору (ГОСТ - 24621-91) синтезовані нами плівки в «Лабораторії сертифікаційних випробувань антикорозійних ізоляційних випробувань трубопроводів» на базі Фізико-Механічного інституту ім. Г.В. Карпенко Національної Академії Наук України.

Дослідження ступеню набухання виготовлених зразків проводилось на базі ДВНЗ «Івано-Франківський національний медичний університет».

Аналіз на міцність при розриві показує, що введення в полімерну основу окису кремнію (1%) трохи збільшує міцність плівки в той час, як збільшення його вмісту до 5% кілька зменшує її. Така ж закономірність спостерігається і в випадках введення в плівку наноксидів цинку і магнію. Після витримки у воді 1 год при температурі 18°C прочність пленки на розрив зменшується приблизно в 2 рази. Проведення дослідження при 36°C показує, що міцність всіх плівок різко знижується і знаходиться в межах помилки розривної машини. Через один день витримки плівки у воді міцність при розривах не вдалося встановити, тому руйнувалися при виїманні з рідини досліджуваних зразків чи

розміщенні у розривній машині. Це свідчить про здатність плівки деградувати, перебуваючи в контакті з рідиною.

Визначення ступеня показало високу здатність до набухання плівки без наноксиду цинку і незначне зменшення ступеня набухання в присутності цього наноксиду. У той же час у плівки без діючої речовини через 2 доби ступінь набухання почала зменшуватися, а в присутності наноксидів цинку набухання було значне.

Висновки:

1. Проведені фізико-механічні дослідження показали, що розроблені біодеградуючі полімери є еластичні та володіють добрими сорбційними та деградуючими властивостями.
2. Фізико-механічні властивості полімеру залежать від діючої речовини котра у них введена.
3. Синтезований матеріал під дією рідини деградує та дозволяє забезпечити дозовану доставку лікарської речовини в ділянку ураження.

Література

1. Grigoreva M.V. Polimernye sistemyi s kontroliruemyi mvyisvobozhdeniem biologicheski aktivnyih oedineniy. [Thepolymeric controlled release systems of biologically active compounds]. Biotekhnolohiya [Biotechnology]. 2011;4(2):9-23.
2. Popadyuk O.Ya., Melnyk M.V., Melnyk D.O. Biodegradujucha polimerna osnova "Biodep" [Biodegradablepolymerbase "Biodep"]. Patentforutilitymodel, UA 112145. 2016. Issue № 23.

ПЭТ/КТ С ^{18}F -фтордезоксиглюкозой при диагностике рака поджелудочной железы: анализ исследований за 2010-2016 годы на базе АО «Республиканский диагностический центр».

Рахимжанова Р.И., Ибраев К.К., Рыскулова Г.О.

«Республиканский диагностический центр»

e-mail: can71kz1@mail.ru

Резюме: В данной работе выполнен анализ проведенных ПЭТ/КТ исследований в АО «Республиканский диагностический центр» по возрасту, гистологической структуре злокачественных новообразований поджелудочной железы, клиническим целям исследований и даны рекомендации по определению показаний к направлению пациентов с данной патологией на ПЭТ/КТ исследования с ^{18}F -фтордезоксиглюкозой. In this paper, an analysis conducted by PET/CT studies in the JSC "Republican Diagnostic Center" by age, histological structure of malignant tumors of the cancer pancreas, clinical research goals and recommendations for the definition of the indications for referral to this pathology on PET/CT studies ^{18}F - fluorodeoxyglucose.

Ключевые слова: ПЭТ/КТ, ^{18}F -фтордезоксиглюкоза, рак поджелудочной железы.

Keywords: PET/CT, cancer pancreas, ^{18}F - fluorodeoxyglucose.

Актуальность: Ранняя диагностика рака поджелудочной железы имеет решающее значение в определении тактики и метода лечения пациента. Также особенно необходим дифференциальный диагноз между доброкачественными и злокачественными опухолями поджелудочной железы, что существенно влияет на прогноз и качество жизни пациента. Для диагностики рака поджелудочной железы успешно используются такие методы как УЗИ, КТ, ЭРХПГ, МРХПГ.

Ряд исследований показали преимущества ФДГ-ПЭТ в диагностике опухолей поджелудочной железы. Чувствительность и специфичность ФДГ-ПЭТ в сравнении с КТ в выявлении рака поджелудочной железы 94 и 96% против 78 и 88%, соответственно. При образованиях меньше 2 см в диаметре, чувствительность ПЭТ возрастает. (Delbeke et al., 1999; Zimni et al., 1997). ПЭТ также гораздо чувствителен при диагностике рецидива карциномы поджелудочной железы, особенно у пациентов с постоперационными фиброзно-склеротическими изменениями.

Рак поджелудочной железы может иметь как солидный, так и кистозный характер. Внутрипротоковые папиллярные муцинозные новообразования поджелудочной железы часто вызывают кистозное поражение и имеют гистологический диапазон от доброкачественного до злокачественного характера. Дифференциальный диагноз между доброкачественными и злокачественными образованиями имеет решающее значение. ФДГ-ПЭТ является более точным, чем КТ, методом

в диагностике этих кистозных изменений поджелудочной железы (Spreti et al., 2001). ФДГ-ПЭТ позволяет также прогнозировать выживаемость и корректировать химиотерапию больным с раком поджелудочной железы. Исследования показали, что пациенты, с уменьшением накопления ФДГ после химиотерапии, имели значительно лучшую общую выживаемость по сравнению с пациентами у которых не было изменений накопления ФДГ (Maisei et al., 2000). Другие исследования показали, что средняя выживаемость среди пациентов с низким уровнем накопления ФДГ была больше, чем у пациентов с высоким накоплением (Zimni et al., 2000). Тем не менее, есть некоторые недостатки ФДГ-ПЭТ диагностики. Возможность ФДГ накапливаться не только в опухолевых клетках, но и в очагах воспаления дает возможность диагностики ложноположительных случаев, при панкреатитах, особенно псевдотуморозной формы, с локальным накоплением ФДГ, имитирующих рак поджелудочной железы (Higashi et al., 2003). Кроме того, встречаются нейроэндокринные опухоли поджелудочной железы не чувствительные к ФДГ, требующие дополнительного обследования (Phillip et al., 2010).

Цель работы: определение показаний к направлению пациентов на ПЭТ/КТ с раком поджелудочной железы.

Материалы и методы: Нами проанализированы ПЭТ/КТ исследования, проведенные на базе АО «Республиканский диагностический центр», пациентов с направительным диагнозом «Рак поджелудочной железы» с 2010 по 2016 годы. Всего было 61 исследование, дважды проводились исследования пациентов в динамике (через 14 и 16 месяцев). Из них мужчин 29 случаев (48%), женщин 32 случая (52%) в возрасте 54 ± 24 лет. По возрастному критерию преобладали лица от 51 до 60 лет (таблица №1).

Таблица №1 – Распределение пациентов по возрасту

№	Возраст	Количество
1	20-30 лет	4
2	31-40 лет	5
3	41-50 лет	11
4	51-60 лет	28
5	61-70 лет	10
6	71-74 лет	3

ПЭТ/КТ исследования проводились с использованием ^{18}F -фтордезоксиглюкозы. В 17 случаях из 61 йодсодержащее контрастное вещество не вводилось по ряду причин (аллергическая реакция на йод, высокие цифры креатинина, сопутствующая патология почек, щитовидной железы и др.). В 16 случаях из 61 проводилось как

внутривенное, так и пероральное контрастирование. В остальных случаях контрастное усиление проводилось либо внутривенно, либо перорально. Всего было проведено 33 внутривенных и 28 пероральных контрастирований. Из всех пациентов данные гистологии/цитологии присутствовали в 18 случаях (2 пациента обследованы дважды) (таблица №2). При необходимости, с целью дифференциальной диагностики между воспалительным и неопластическим характером накопления ФДГ в поджелудочной железе, проводилось дополнительное отсроченное ПЭТ/КТ сканирование брюшного сегмента через 1-2 часа.

По цели исследования все пациенты были разделены на 3 группы: диагностика онкологического процесса, контроль проведенного лечения и выявление распространенности онкологического процесса. 29 пациентов (48%) было направлено с целью дифференциальной диагностики находок, выявленных другими методами исследования (УЗИ, КТ, МРТ). Из них у 13 пациентов (48%) не было выявлено патологического накопления 18F-фтордезоксиглюкозы. Количество пациентов, направленных с целью контроля проведенного лечения и выявления распространенности онкологического процесса оказалось равным (по 16 человек) (таблица №3).

Таблица №2 – Распределение по гистологии

№	Гистология	Количество
1	Протоковая карцинома	2
2	Нейроэндокринные опухоли	4
3	Аденокарцинома	8
	в том числе:	
	-	2
	высокодифференцированная	2
	- умеренно	2
	дифференцированная	
	-	
	низкодифференцированная	
4	Цитология – злокачественные клетки	1
5	Воспаление	3

В 18 случаях из 61 после проведения ПЭТ/КТ исследования пациентам рекомендовалось дообследование, в частности морфологическая верификация (особенно при нейроэндокринных карциномах), а также другие инструментальные методы исследования при случайных находках (метаболически неактивные солитарные узлы в легких, локальная метаболическая активность в носоглотке, щитовидной железе, толстом кишечнике и др.).

Таблица №3 – Распределение по цели исследования

№	Цель исследования	Количество
1	Дифференциальная диагностика	29
	в том числе:	
	- подтвержден диагноз рака	13
	- исключен диагноз рака	16
2	Контроль проведенного лечения	16
	в том числе:	
	- положительный метаболический ответ	9
	- нет метаболического ответа	3
	- невозможность оценки на ФДГ-ПЭТ (нейроэндокринная опухоль)	4
3	Выявление распространенности	16
	в том числе:	
	- нет распространения	6
	- распространение процесса	10

Результаты: Таким образом, обращает на себя внимание достаточно большой удельный вес (23%) пациентов с гистологической структурой – нейроэндокринная карцинома. Так как ПЭТ с ФДГ не специфичен при нейроэндокринных опухолях, а все пациенты с гистологически подтвержденным диагнозом были направлены с целью контроля проведенного лечения и во всех случаях было рекомендовано дообследование, считаем экономически и тактически необоснованным проведение ПЭТ/КТ с ФДГ данной группе пациентов (Рисунок №1).

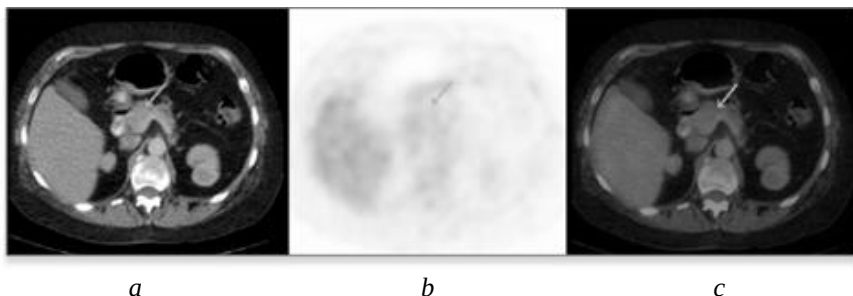


Рисунок 1 - Пациентка Я., 54 лет, С-ч поджелудочной железы, StIII (T3N1M0). Состояние после 6 курсов ПХТ. а) КТ-скан, б) ПЭТ-скан, с) ПЭТ/КТ-скан. Заключение: ПЭТ/КТ картина образования головки поджелудочной железы без гиперметаболической активности РФП не исключает опухоли нейроэндокринной этиологии (ПЭТ/КТ с 18F-ФДГ не специфична для нейроэндокринных опухолей), необходима морфологическая верификация

Большой удельный вес (48%) пациентов, направленных с целью дифференциальной диагностики между раком и воспалительными изменениями в поджелудочной железе, объясняется, с одной стороны, трудоемкостью гистологической верификации, вследствие анатомических особенностей расположения данного органа, с другой стороны, гипердиагностикой при проведении других методов визуализации поджелудочной железы (УЗИ, КТ, МРТ, ЭРХПГ), что доказывают полученные нами цифры, когда отсутствовали структурные изменения и метаболическая активность в ткани поджелудочной железы – 16 из 29 (56%). В 9 случаях из 16 (57%) при контроле проведенного лечения наблюдался положительный эффект, однако в 10 случаях из 16 (63%) при выявлении распространенности онкологического процесса нами было выявлено распространение процесса на региональные, отдаленные лимфоузлы, а также отдаленное метастатическое поражение внутренних органов (Рисунок №2).

Таким образом, при гистологически подтвержденной нейроэндокринной карциноме контроль проведенного лечения необходимо выполнять или на КТ/МРТ по стандартам «Recist», сцинтиграфию или позитронно-эмиссионную томографию с трейсерами тропными к соматостатиновым рецепторами.

При наличии ФДГ-метаболически неактивном образовании поджелудочной железы с целью дифференциальной диагностики необходима морфологическая верификация: трансдорзальная тонкоигольная биопсия под контролем УЗИ, КТ или диагностическая лапаротомия.

Целесообразно проведение ПЭТ/КТ исследований с целью определения распространенности процесса, особенно перед оперативным лечением рака поджелудочной железы, так как стадия онкологического процесса существенно влияет на тактику дальнейшего лечения.

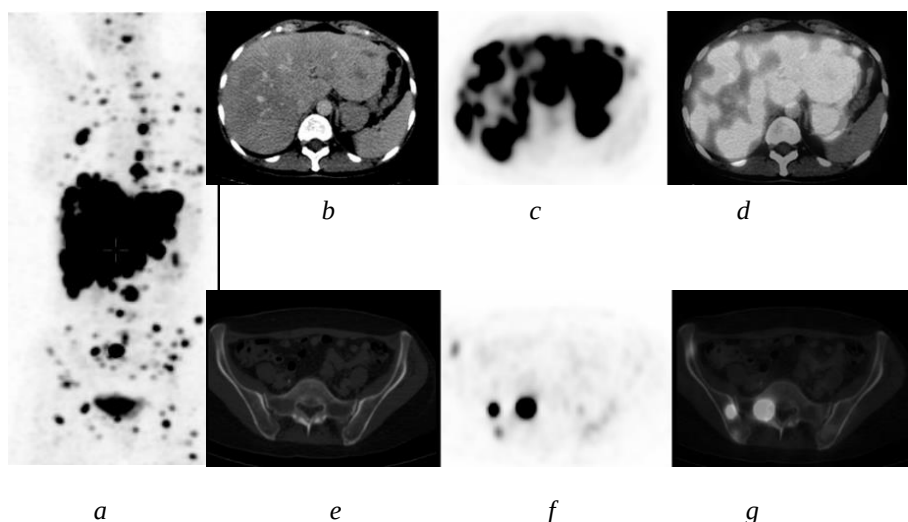


Рисунок 2 - Пациентка Ф., 52 лет, Диагноз при направлении: С-г поджелудочной железы, StIV (T2NxM1). Мтс в печень. а) МIP-3D-скан; б) КТ-скан, с) ПЭТ-скан, д) ПЭТ/КТ-сканмножественные метастазы в печень; е) КТ-скан, ф) ПЭТ-скан, г) ПЭТ/КТ-сканметастатическое поражение костей таза без структурных изменений на КТ-сканах).

Использованная литература:

1. Delbeke, D., and Martin, W.H. 2001. Positron emission tomography imaging in oncology. Radiol. Clin. North. Am. 39:883-917.
2. Maisei, N.R., Webb, A., Flux, G.D., Padhani, A., Chunningham, D.C., Ott, R.J., and Norman, A. 2000. FDG-PET in the prediction of survival of patients with cancer of the pancreas: a pilot study. Br. J. Cancer. 83:287-293.
3. Spreti, C., Pasquali, C., Chierichetti, F., Liessi, G., Ferlin, G., and Pedrazzoli, S. 2001. Value of 18-fluorodeoxyglucose positron emission tomography in the management of patients with cystic tumors of the pancreas. Ann. Surg. 234:675-680.
4. Zimni, M., Bares, R., Fass, J., Adam, G., Gremerius, U., Dohmen, B., Klever, P., Sabri, O., Schumpelick, V., and Buell, U. 1997. Fluorine-18 fluorodeoxyglucose positron emission tomography in the differential diagnosis of pancreatic carcinoma: a report of 106 cases. Eur. J. Nucl. Med. 24:678-682.
5. Zimni, M., Fass, J., Bares, R., Gremerius, U., Sabri, O., Buechin, P., Schumpelick, V., and Buell, U. 2000. Fluorodeoxyglucose positron emission tomography and the prognosis of pancreatic carcinoma. Scand. J. Gastroenterol. 35:883-888.
6. Higashi T., Saga T., Nakamoto Y., Ishimori T., Fujimoto K., Doi R., Imamura M., Konishi J. 2003. Diagnosis of pancreatic cancer using fluorine-

18 fluorodeoxyglucose positron emission tomography (FDG PET) --usefulness and limitations in "clinical reality". *Ann Nucl Med.* 17(4):261-279.

7. Phillip G. Claringbold, Paul A. Brayshaw, Richard A. Price, J. Harvey Turner. 2010. Phase II study of radiopeptide¹⁷⁷Lu-octreotate and capecitabine therapy of progressive disseminated neuroendocrine tumours. *Eur. J. Nucl. Med.* 38:302-311.

Детекторизований фантом для досліджень з просторово фракціонованої радіаційної терапії

Д.М. Рамазанов¹, О.С Ковальчук¹, В.М. Пугач¹, І. Мартінез-Ровіра³, Є. Л. Момот¹, Д.І. Сторожик¹, О. Ю. Охріменко, М.І. Палій², О. Ю. Столярова², С. І. Форостенко¹, А. Фаус-Гольф³

¹ Інститут ядерних досліджень НАН України, Київ

² Інститут раку МОЗ України, Київ

³ Лабораторія лінійного прискорювача IN2P3, CNRS, Орсе (Франція)

Використовуючи моделювання методом Монте-Карло, оцінено дизайн та ефективність коліматорів для цілей фракціонованої міні-пучкової радіаційної терапії. Розрахунки здійснено для іонних пучків водню, вуглецю, кисню а також електронів та гама-квантів при енергіях, придатних для медичного застосування.

Для вимірювання розподілу інтенсивності заряджених частинок в багато пучкових структурах, сформованих щільними або матричними коліматорами, були випробувані мікропіксельні металеві та гібридні детектори. Детекторні системи на базі кремнієвих та металевих детекторів показали високу ефективність по моніторингу багато пучкових структур в реальному часі. Наступним етапом є створення детекторного фантому. Такий пристрій дасть змогу отримувати дані розподілу інтенсивності іонів в багато пучкових структурах одночасно на різній глибині проникнення у фантом. У рамках даної роботи було виготовлено прототип детекторного фантому та проведені попередні характеристичні дослідження його роботи на пучках іонізуючого випромінювання. Прототип детекторного фантому було створено на базі металевих фольгових детекторів з органічним склом у якості матеріалу фантому та алюмінієвих фольг у якості сенсорів металевого детектора. Фантом має модульну структуру, що дає змогу змінювати товщину робочого тіла (плексиглас) та кількість детекторів. Попередні дослідження роботи детекторизованого фантому виконані на джерелі стронцій-90 з використанням високочутливих зарядових інтеграторів розробки ІЯД НАН України для зчитування даних з металевих детекторів.

Одержані результати, в межах похибок відповідають розрахункам за допомогою Монте-Карло симуляцій, а отже підтверджують можливість використання створеного прототипу детекторизованого фантому для подальших досліджень по розвитку фізико-технічних принципів просторово фракціонованої радіаційної терапії.

Робота виконувалась у рамках співпраці по проекту Міжнародної асоційованої лабораторії (LIA IDEATE) та за підтримкою гранту ДФФД Ф69/49-2016.

Ефективність лазерної терапії в скороченні часу ортодонтичного лікування і зменшення болю при лікуванні

О.В. Савченко

Стоматологічна клініка «Акварелі», akvastom.com.ua

У клінічній практиці існує майже однотайна думка, що лазерна терапія (ЛТ) викликає аналгетичний ефект. Таким чином, лазер може стати важливим помічником при ортодонтичному лікуванні, оскільки страх перед відчуттям болю є одним з основних факторів, який перешкоджає багатьом пацієнтам зважитися цей вид лікування.

Лазер низького рівня зменшує біль через два різні механізми: стимулювання вироблення бета-ендорфіну, природного медіатора, що виділяється організмом для зменшення болю, і інгібування виділення арахідонової кислоти з пошкоджених клітин, які будуть генерувати метаболіти, які взаємодіють з больовими рецепторами. У той час як арахідонова кислота надає локальний ефект а бета-ендорфін справляє беззаспокійливу дію по всьому тілу.

Інший тип дії лазера на механізми придушення болю полягає в придушенні нервових імпульсів на периферичні нервові закінчення, що діють на механізм «натрієво-калієвого насоса», щоб порушити передачу місцевого больового імпульсу. Через дискомфорт, викликаний болем при ортодонтичному лікуванні, було запропоновано декілька способів її мінімізації. Основний спосіб полягає в застосуванні знеболюючих і протизапальних препаратів.

Однак дослідження показали, що поряд з побічними ефектами, властивими медицині, переміщення зубів може пригальмовуватися введенням нестероїдних протизапальних препаратів. Таким чином, лазерна терапія піддалася багатьом роздумам про зменшення болю, оскільки є кілька протипоказань і ніяких побічних ефектів.

Дослідники і клініцисти, які використовують лазер в повсякденній практиці, підтверджують, що лазерна терапія пригнічує біль, повністю або частково.

Мета дослідження. Тривале ортодонтичне лікування є серйозною проблемою для пацієнтів. Необхідний неінвазивний метод прискорення руху зубів фізіологічним чином.

Метою цього дослідження було оцінити ефективність лазерної терапії в скороченні тривалості ортодонтичного лікування і зменшення болю.

Методи дослідження. Для цього дослідження було обрано 20 пацієнтів, які потребують екстракції перших премоларів. Ми використовували випадковий набір неповних блоків з розщепленням. Вивчалася індивідуальна ретенція іклів за допомогою нікель-титанової пружини. Експериментальна сторона отримала інфрачервоне випромінювання від діодного лазера на основі напівпровідникового (алюмінієвого галію) з довжиною хвилі 810 нм. Лазерний режим застосовувався на дні 0, 3, 7 і 14

в перший місяць, а потім на кожній 15-й день, поки на боці експериментальної області не було досягнуто повне переміщення іклів. Рух зубів відмічався на моделях прогресу. Больова реакція кожного пацієнта оцінювалася за візуальною аналоговою шкалою.

Результати дослідження. Середнє збільшення на 30% швидкості руху зубів спостерігалось при лазерній терапії. Оцінки болю при експерименті були значно нижчі в порівнянні з контрольною групою. Висновки дослідження. Лазеротерапія є хорошим варіантом для скорочення тривалості лікування і зменшення болю.

Практичні аспекти розрахунку imrt/vmat планів променевої терапії

Д.С. Синчук, С.П. Одарченко, М.Б. Гуменюк, К.В. Гуменюк, О.В.

Зінвалюк

Український центр томотерапії

D.Sinchuk@tomocenter.com.ua

Променева терапія (ПТ) є дієвим та економічно ефективним методом лікування онкологічних захворювань. За даними Національної служби охорони здоров'я Великобританії 50% онкохворих потребують променеву терапію і 60% з них отримують лікування по радикальній програмі, а річні витрати бюджету на радіотерапію, хіміотерапію та хірургію складають відповідно 0.5, 1.7 та 2.1 млрд. £.

Поліпшення терапевтичної якості променевої терапії може бути досягнуто фізично- покращенням розподілу дози та індивідуалізацією лікування, що включає в себе радіотерапію з модуляцією інтенсивності IMRT (intensity-modulated radiation therapy) та під контролем зображень IGRT (image-guided RT), адаптивну радіотерапію; або біологічно – підбором фракціювання, дослідження індивідуальних варіацій у радіаційній сприйнятливості нормальних тканин, використання медикаментів, що сенсibiliзують пухлину та захищають нормальні тканини.

Планування ПТ, а саме створення оптимального плану опромінення, є вагомим частиною передпроменевої підготовки, від якості проведення якого залежить успіх усього променевого лікування. Проведення ПТ з модуляцією інтенсивності на даний момент є світовим стандартом та методом вибору, коли задачею планування є захист органів та збереження якості життя пацієнта.

Для легшого та швидшого створення IMRT планів доцільно дотримуватись наступних рекомендацій:

1. Впевнитись у тому, що контуринг (окреслення всіх важливих тканин та органів на КТ пацієнта у процесі передпроменевої підготовки) проведено правильно.
2. Розташувати ізоцентр посередині всіх PTV.
3. Для IMRT розпочати з непарного числа рівновіддалених пучків, підлаштувати їх під області з необхідним нам високим градієнтом (високий градієнт дози може бути досягнуто лише перпендикулярно до осі пучка).

Для VMAT з метою створення більш складної геометрії дози (наприклад увігнутої) краще розпочати з 2 коливачів. Обмежитись частковими арками у випадках, коли недоцільно використовувати повні (напр. грудна залоза, поверхневі пухлини).

4. Уникати протилежних пучків, оскільки це не змінює оптимально простір рішень (модуляція з двох пучків буде створюватись в одному напрямку).

5. Додавання пучків розширює простір рішень і не обов'язково збільшує час лікування (5 пучків: простата, сечовий міхур; 7 пучків: легені, голова-шия; 9 пучків для більш складних випадків). Додавання арок у VMAT дозволяє підвищити модуляцію, але збільшує час опромінення та інтегральну дозу (збільшується об'єм малих доз всередині пацієнта).
 6. Кут коліматора краще виставити так, щоб пелюстки були перпендикулярні до зовнішніх контурів PTV та органів ризику.
 7. Необхідно створити додаткові структури для оптимізації (розрахунку). Наприклад уникати оптимізації у регіоні build-up.
 8. Уникати вокселів з конфліктуючими цілями. При накладанні PTV та органів ризику визначити пріоритет покриття пухлини/захист органу ризику та скоригувати (створити нові логічні структури) структури для оптимізації.
 9. Розрахунок починати з високих пріоритетів на покриття PTV та низьких на органи ризику.
 10. Постарайтесь мінімізувати використання обмежень (constraints), а замість них використовувати цілі (objectives) з високою значимістю/вагою.
 11. Завжди при плануванні IMRT виставляти цілі більш жорсткими, ніж клінічні цілі.
 12. Використовувати запобіжні структури для органів ризику з послідовною організацією (напр. спинний мозок, органи зору), щоб частково врахувати рух органу, пацієнта та неточність укладки.
 13. Використовуйте кільцеві структури навколо PTV (7-10 мм) для підвищення конформності 95% ізодози.
 14. Коригування значимості між PTV та органом ризику скоріше призведе не до підвищення крутості градієнту, а до його зсуву в одну чи іншу сторону.
 15. Можна спробувати використання додаткових маленьких структур для контролю в областях високої або малої дози.
- Крім того слід зазначити, що персоналу, задіяному у плануванні ПТ, задля покращення та стандартизації лікування, командними зусиллями потрібно розробити свої стратегії та робочі процеси.
- Сам по собі метод IMRT не є панацеєю, а лише способом більш ефективного перерозподілу вхідної дози. При правильних налаштуваннях апаратів дистанційної ПТ та регулярному проведенні процедур з контролю якості IMRT може стати потужним інструментом в руках променевого терапевта та інженера-радіолога, адже дає ширші можливості для захисту органів ризику та збереження якості життя пацієнтів.

Modelling of X-ray spectra influence on the raw images in digital tomosynthesis.

Faryna Kh. *, Senchurov S., Motolyga O.

*National Taras Shevchenko University of Kyiv, *khrystyna.faryna@gmail.com*

Improving the quality and reducing the cost of non-invasive diagnostics is one of the emerging problems of medical physics. In particular cases tomosynthesis acts as a more affordable alternative to computed tomography at a much lower dose of radiation.

The aim of this work is to design the virtual model of digital tomosynthesis and to assess the X-rays spectral properties influence on the image quality in digital X-ray tomosynthesis.

Polymethylmethacrylate step wedge-shaped phantom and identical virtual phantom were created during the research. The 5 sets of X-ray projections, taken at anode voltage of 80 keV were obtained with varying spectral properties using the real phantom. To adjust the spectral characteristics of the X-ray beam additional filtration with aluminium 2, 4, 6, 8 mm thick plates was used.

A specially designed 3D phantom with fiducial markers was used to establish the relative position of the X-ray tube focal spot, phantom and the receiver plane. A virtual model of digital tomosynthesis has been designed from these measurements.

X-ray spectrum was modelled by SPECKCALC[1,2,3,4] software with sufficient accuracy. Additional aluminium filtering has a weak effect on the width of the spectrum, however, it increases the average and effective energy.

A set of mutually spaced focal spot and receiver coordinates was used to calculate the virtual projections of virtual wedge phantom identical to real using IMASIM[5,6] software. Virtual projections were used for tomographic slices reconstruction of the virtual phantom and comparison with real projections and slices.

Signal to noise ratio (SNR) varies within 5% while using 2-4 mm thickness aluminium filter, further increase of aluminum filtration causes gradual decrease in SNR. For the given screening conditions, the optimum thickness of the aluminum layer is 2 mm.

The virtual modelling of digital tomosynthesis using IMASIM is suitable for creation of reference tomography images free from artifacts introduced detector electronics, X-ray scatter, imperfections etc.

1. SPEKCALC [Электронный ресурс]-Режим доступа з екрану: - <http://spekcalc.weebly.com/>-30.05.2017

2. Gavin G. Poludniowski, Philip M. Evans, Calculation of x-ray spectra emerging from an x-ray tube. Part I. Electron penetration characteristics in x-ray targets, Med Phys. 2007 34(6):2164-74

3. Gavin G. Poludniowski, Calculation of x-ray spectra emerging from an x-ray tube. Part II. X-ray production and filtration in x-ray targets.
4. G Landry, P Granton, B Reniers, M Öllers, L Beaulieu, J Wildberger, F Verhaegen. Simulation study on potential accuracy gains from dual energy CT tissue segmentation for low energy brachytherapy Monte Carlo dose calculations. Phys. Med. Biol. 56, 6257-78, 2011.
5. IMASIM[Электронный ресурс]-Режим доступа з екрану: - <http://imasim.weebly.com/>-30.05.2017
6. G. Landry, B Reniers, P Granton, B van Rooijen, L Beaulieu, J Wildberger, F Verhaegen. Extracting atomic numbers and electron densities from a dual source dual energy CT scanner: experiments and a simulation model. Radiother&Oncol,100, 375-9, 2011.

Моделювання опромінення детекторизованого фантому для досліджень просторово фракціонованої променевої терапії

С.І. Форостенко^{1,2}, В.М. Пугач¹, І. Мартінез-Ровіра³

¹*Інститут ядерних досліджень НАН України, Київ*

²*Київський національний університет імені Тараса Шевченка*

³*Автономний університет Барселони, Іспанія*

Змодельовано у програмних пакетах GATE (Geant4 Application for Tomographic Emission) та Geant4 різні типи коліматорів для фракціонування опромінення, що дозволить вибрати оптимальну конфігурацію. Моделювання методом Монте Карло були виконані для протонів з енергією 105 MeV та 50 MeV, а також для гамма-квантів енергією 6 MeV, для двох типів коліматорів (1D-2D) щоб сформувати структури міні-пучків для просторового фракціонування променевої терапії.

Результати моделювання вказують на можливість формувати міні-пучки з використанням щілинних і матричних коліматорів з 1 мм отворами і близько 2 мм кроком, щоб зменшити дозу у здорових тканинах і доставити максимальну дозу (майже однорідну) до цільового об'єму. Визначено співвідношення між дозами в мінімумах та максимумах (peak-to-valley dose ratio PVDR) на різних глибинах проникнення у фантом для різних видів опромінення. Визначено розподіл поглинутої дози від вторинних частинок на різних глибинах фантома.

1. C. Peucelle, I. Martinez-Rovira, Y. Presado. Spatial fractionation of the dose using neon and heavier ions: A Monte Carlo study. *Medical Physics* 42, 5928 (2015).
2. Y. Prezado, M. Renier, A. Bravin. A new method of creating minibeam patterns for synchrotron radiation therapy: a feasibility study. *J. Synchrotron Rad.* (2009) 16, 582-586.

Безпека медичного виробу та регуляторна політика України. шлях до Європи.

Хотенюк І.М.

*ТОВ «УКРМЕДСЕРТ», 02068, Україна г. Київ, ул. Драгоманова, д. 1-А,
оф. 2, Т.:*

+38 (044) 390-63-27, Т.: +38 (067) 401-58-86,

E: director@ukrmedcert.org.ua

В 2013 році в Україні були затверджені Технічні регламенти (постановами КМУ №753, №754, №755), які розроблені на основі Директив Ради ЄС щодо медичних виробів (в тому числі, на основі Директив 93/42, 98/79 та 90/385).

Метою введення в дію цих Технічних регламентів є гармонізація законодавства ЄС та України.

На сьогодні Україна виконало свої зобов'язання щодо забезпечення підписання угод про визнання між НААУ (Національне агентство з акредитації України) та IAF MLA (Міжнародний форум з акредитації), які зазначені в Плані заходів щодо реалізації Стратегії розвитку системи технічного регулювання.

Україна сьогодні знаходиться на високому регуляторному рівні у сфері обігу медичних виробів, оскільки система регуляції відповідає вимогам ВООЗ (Всесвітня організація охорони здоров'я) до розвинених країн. Пацієнти в Україні набувають впевненості в безпеці медичних виробів, які мають знак відповідності або супроводжуються сертифікатом відповідності. Органи з оцінки відповідності України забезпечують, щоб медичні вироби відповідали вимогам стандартів щодо якості та безпечності, незалежно від того, де вони були вироблені.

Згідно законодавства України, за результатами оцінки відповідності, яка відбувалася за участі органу з оцінки відповідності, видається сертифікат оцінки відповідності, виробником або уповноваженим представником складається декларація про відповідність. Окрім того, на медичний виріб наноситься маркування національним знаком відповідності.

Відповідно до Угоди про асоціацію між Україною та ЄС, Україна вживає необхідні заходи з метою поступового досягнення відповідності з технічними регламентами ЄС та системами стандартизації, метрології, акредитації, робіт з оцінки відповідності та ринковим наглядом ЄС та зобов'язана дотримуватись принципів та практик, викладених в актуальних рішеннях та регламентах ЄС.

Метою виконання всіх цих вимог є підписання Угоди про оцінку відповідності та прийнятності промислових товарів (в т.ч. медичних виробів) ACCA (Agreements on Conformity Assessment and Acceptance of Industrial Goods).

Угода ACCA для України - це в першу чергу доступність для пацієнта всіх медичних виробів, які пройшли оцінку відповідності в ЄС. Для

вітчизняного виробника – це доступ до ринку ЄС та можливість розвитку бізнесу та інновацій.

Перспективы использования фототерапии для лечения и профилактики сахарного диабета

Юшкова М.Н., Коробов А.М.

Харьковский национальный университет имени В.Н. Каразина

По данным Всемирной организации здравоохранения (ВОЗ), за период с 1980 по 2014 год число людей, страдающих сахарным диабетом, возросло от 108 миллионов до 422 миллионов. На 2015 год количество смертей взрослого населения, вызванных сахарным диабетом и его осложнениями, превышает 5 миллионов человек. По статистике International Diabetes Federation в 2015 году каждый 11-й взрослый человек на планете был болен СД, а при условии сохранения тенденции роста, в 2040-м году будет болен каждый 10-й взрослый человек. За последние десять лет распространенность сахарного диабета в Украине увеличилась в полтора раза, и по состоянию на 1 января 2015 года в стране зарегистрировано 1.2 млн больных, что составляет приблизительно 2.9% от всего населения. Если учесть, что на каждый зарегистрированный случай приходится два-три случая недиагностированного заболевания, то уже сейчас можно говорить о более, чем 2-2.5 млн больных. Поэтому в настоящее время проблема профилактики и лечения сахарного диабета (СД) становится крайне актуальной.

Сахарный диабет - сложное системное заболевание, синдром хронической гипергликемии, развивающийся в результате воздействия генетических и экзогенных факторов. Заболевание развивается вследствие абсолютной (1-й тип) или относительной (2-й тип) инсулиновой недостаточности. В рамках традиционной медицины в наше время, людям, имеющим 1-й тип диабета, предписывается лечение в виде инъекций гормона инсулина. При 2-м типе заболевания больным требуется прием гипогликемических препаратов. При лечении диабета инсулином на него начинают вырабатываться антитела, поэтому действие препарата со временем слабеет. Второй существенной проблемой является опасность того, что при лечении диабета инсулиносодержащими и сахароснижающими препаратами возникает их передозировка, в результате которой может произойти гипогликемическая кома. Но даже с помощью точного анализа анамнеза и клинической картины, и соблюдения пациентом всех рекомендаций специалистов, невозможно добиться стопроцентной компенсации диабета. Заместительная терапия инсулином не останавливает прогрессирование процесса, ведущего к снижению качества жизни. Вышеперечисленные факты обосновывают потребность поиска принципиально новых путей лечения сахарного диабета.

Так как заболевание характеризуется хроническим течением, и следовательно, нарушением всех видов обмена веществ: углеводного,

жирового, белкового, минерального и водно-солевого, можно рассматривать электромагнитные волны оптического диапазона в качестве перспективного фактора в комплексном лечении сахарного диабета. Положительно воздействуя на общую жизнедеятельность организма, свет регулирует все виды обмена веществ, в том числе, компенсацию углеводного обмена, что является решающим фактором в лечении и профилактике диабета.

В 1989 г. Н.Ф. Гамалея запатентовал «Способ лечения сахарного диабета» с помощью внутривенного облучения крови лазером с длиной волны 633 нм. Было показано, что данный способ способствует улучшению состояния больных сахарным диабетом, ускорению компенсации при неизменной или пониженной дозе сахароснижающих средств.

В работе Л.А. Шапкиной «Применение низкоинтенсивного лазерного излучения в лечении детей больных сахарным диабетом» (2010 г.) было рассмотрено влияние лазерного излучения с длиной волны 632,8 нм для лечения диабета 1-го типа у детей. В результате проведенной работы было показано, что низкоинтенсивное лазерное излучение оказывает фотобиомодулирующий эффект в период декомпенсации СД, модифицирует метаболическую направленность и стабилизирует физиологическое соотношение процессов анаболизма и катаболизма.

В 2011 г. В.И. Грачев и А.В. Грачев запатентовали «Способ профилактики и лечения сахарного диабета посредством воздействия на пациента синим спектром света и в составе комплексной терапии». Суть способа состоит в воздействии на пациента устройством для гидромассажа со встроенными монохроматическими излучателями длиной волны 440-470 нм. В результате исследований показано, что данный метод по своей эффективности превосходит все известные физиотерапевтические или комплексные методы лечения и профилактики СД, значительно снижая медикаментозную нагрузку или исключая её вообще.

В ряде экспериментальных исследований, направленных на изучение действия низкоинтенсивного лазерного излучения на крыс со стрептозотоцининдуцированным сахарным диабетом (О.А. Лучкина, Н.Г. Кокая) было показано, что при воздействии светом на организм крыс, происходит замедление развития стрептозотоцининдуцированного диабета, нормализуется уровень глюкозы, увеличивается выживаемость животных.

Результаты, полученные в приведенных выше работах, свидетельствуют о том, что свет является мощным фактором для лечения и профилактики сахарного диабета. Дальнейшее изучение закономерностей и механизмов действия электромагнитного излучения оптического диапазона спектра на эндокринную и иммунную системы больных сахарным диабетом и экспериментальных животных с моделью СД позволит разработать

инновационные методы лечения и профилактики этого заболевания с помощью света.

3. Радіаційний захист

Radiation protection

Обґрунтування протирадонових заходів для типових односімейних будинків Київщини

Аксьонов М.В., Павленко Т.О., Фризюк М.А.

ДУ «Інститут громадського здоров'я ім. О.М. Марзєєва НАМНУ»

Метою даного дослідження є розробка методичних підходів до визначення протирадонових заходів на підґрунті натурних вимірювань рівнів радону в повітрі приміщень житлових будівель та ґрунтовому повітрі, вмісту природних радіонуклідів (ПРН) у ґрунті, геоморфологічного аналізу ґрунтів та визначення інженерно-планувальних особливостей типових односімейних будинків. Всі ці чинники потенційно впливають на рівні радону у повітрі приміщень.

Дослідження проводились в кількох селах Київської області. На першому етапі були проведені вимірювання радону в повітрі будинків. Діапазон значень еквівалентної рівноважної об'ємної активності (ЕРОА) радону-222 становив від 14 Бк·м-3 до 521 Бк·м-3, середнє арифметичне значення ЕРОА склало 159 Бк·м-3, середнє геометричне – 134 Бк·м-3 при стандартному відхиленні 93 Бк·м-3, що свідчить про велику варіабельність рівнів радону у будинках різного типу одного села.

На другому етапі дослідження за даними аналізу результатів вимірювань було обрано типові будівлі, у яких рівні ЕРОА радону-222 перевищили гігієнічний норматив у 2 рази, та досліджено підстеляючі ґрунти щодо радонового потенціалу. Для цього були проведені вимірювання об'ємних активностей (ОА) радону-222 у ґрунтовому повітрі та вмісту ПРН у ґрунті.

Встановлено, що середні значення ОА радону-222 у ґрунтовому повітрі складають 22 кБк·м-3 (при діапазоні 13-32 кБк·м-3) та стандартному відхиленні 7 кБк·м-3. Значення питомої активності ^{226}Ra у ґрунті варіювали від 10 Бк·кг-1 до 34 Бк·кг-1 (на поверхні) та від 22 Бк·кг-1 до 37 Бк·кг-1 (на глибині), що не перевищує середні значення по країні.

Разом з вимірюваннями, за згодою власників будинків, був проведений аналіз інженерно-планувальних рішень будинків, які є типовими для існуючої забудови Київщини.

Таким чином, було встановлено, що ґрунт, на якому розташовані досліджені будівлі, відноситься до ґрунтів з низьким радоновим потенціалом (< 50 Бк·кг-1), а високі рівні радону-222 у повітрі досліджених будівель обумовлені їх конструктивними особливостями.

В заключній частині приведено аналіз конструктивних особливостей типових для Київщини будинків, які впливають на рівні радону, та надано рекомендації по їх зменшенню.

Monte-Carlo modelling of the radiation source in CT scanners

K. A. Viarenich

CT deliver relatively high radiation doses to medical patients. It causes increased radiation risk. The crucial point of estimating this risk is knowledge of radiation doses. Monte-Carlo simulation is currently state of the art method for this task. The main feature of CT is that radiation source rotates around the patient and irradiates him from all sides. "Radiation source" includes the X-ray tube as the source of radiation itself, filters and collimators that shape the X-ray beam. Well-established Monte-Carlo codes are widely used to simulate exposure of patients to radiation. However CT is specific in sense of irradiation geometry. A user procedure was developed to simulate the rotating radiation source. The actual source of radiation was simulated as an ellipse which emits photons. The energy spectrum of was generated with a semi-empirical software based on X-ray tube voltage and equivalent Al filter. The model was validated by comparison of original energy spectrum, X-ray tube trajectory and beam collimation.

**Система забезпечення радіаційної безпеки, фізичного захисту джерел іонізуючого випромінювання в комунальному закладі
«Кіровоградський обласний онкологічний диспансер»**

С.І.Жиленко

КЗ «Кіровоградський обласний онкологічний диспансер»

e-mail rad.bez@ukr.net

Променева терапія є провідним методом лікування онкологічних захворювань в усьому світі. За даними Всесвітньої організації охорони здоров'я (ВООЗ) понад 75% усіх пацієнтів потребують отримання сеансів променевої терапії (ПТ). В Україні променева терапія здійснюється на апаратах дистанційної гамма-терапії, лінійних прискорювачах та апаратах брахітерапії. За результатами анкетування в рамках програми DIRAC встановлено, що в 50 онкологічних центрах України працює 80 апаратів дистанційної гамма-терапії, 25 медичних прискорювачів (це з врахуванням приватних клінік) та 45 апаратів брахітерапії.

Найчастіше використовуються в дистанційній променевій терапії джерела гамма-випромінювання на основі кобальта-60, рідше Іридій.

В Комунальному закладі «Кіровоградський обласний онкологічний диспансер» існує система законодавчих та нормативно-правових актів, які забезпечують радіаційну безпеку:

- ліцензування діяльності з використання ДІВ;
- фізичний захист;
- постійний облік та контроль ДІВ та поводження з РАВ;
- контроль за роботою радіаційно-небезпечних об'єктів;
- виконання та дотримання норм радіаційної безпеки;
- контроль якості як діагностичного, так і терапевтичного обладнання.

Постійно в Комунальному закладі «Кіровоградський обласний онкологічний диспансер» проводиться індивідуальний дозиметричний контроль персоналу, заходи щодо підвищення безпеки пацієнтів, зокрема проведення ТЛД-аудиту тощо.

Починаючи з 1998 року наш заклад проходить ТЛД-аудит як міжнародний так і внутрішній. Якість дозиметрії в нашому закладі одна з кращих в Україні. При допустимій похибці відпуску поглинутої дози до 5%, в нас відхилення не перевищували 1%, і тільки один раз 1,5%.

Проблеми для обговорення:

1. Нестача кваліфікованих кадрів - низька заробітна плата інженерно-технічного персоналу в державних закладах охорони здоров'я України, що не сприяє залученню необхідних фахівців.
2. Відсутність фахівців для виконання роботи з радіаційної безпеки та фізичного захисту.
3. Старе обладнання як для променевої терапії так і діагностики.

4. 65 % ДІВ, які використовуються для лікування, потребують заміни. У нашому закладі в 2018 році ми повинні захоронити одне джерело, через 3 роки – друге, є побоювання - чи не залишиться наш онкодиспансер без ДІВ.

5. Відсутність в нашому закладі плануючої системи.

6. Бажано отримати роз'яснення щодо виконання наказу № 143 від 02.10.2014 р. ДІАР України. До цих пір існувала комісія по закладу, яка 1 раз на 3 роки проходила навчання в організаціях, які мають дозвіл ДІАР на право проведення таких навчань, отримували посвідчення, і на місцях проводили для своїх співробітників навчання та прийом заліків щорічно. Згідно цього наказу весь наш персонал категорії А, а це 67 осіб повинен проходити навчання. Мало того, кожний, хто починає працювати з ДІВ, повинен спочатку пройти таке навчання, і тільки потім ми маємо право зарахувати цого на роботу.

Висновки:

1. Необхідно на законодавчому рівні прирівнення інженерно-технічний персонал до медичних працівників, що дасть змогу отримувати доплати за стаж.

2. В обов'язковому порядку ввести в штатний розпис установ фахівців з радіаційної безпеки та фізичного захисту.

3. Вимагати від МОЗ України вирішення питань щодо забезпечення заміни застарілого обладнання з ДІВ, а не нищити радіологічний сектор галузі охорони здоров'я.

**Способ определения интенсивности аварийного облучения
организма человека радиоактивным изотопом йода ^{131}I**

Д.С. Ким¹, Р.Е. Жумагулова², Б.К. Тажигулова², Г.Ж. Жараспаева²

¹ *Институт ядерной физики Министерства энергетики Республики
Казахстан.*

*050032, г. Алматы, ул. Ибрагимова, 1. Телефон: +7 (727) 386-68-23, факс:
+7 (727) 386-52-60. E-mail: kim2@inp.kz, dmitriy.kim@ukr.net*

² *Международная образовательная корпорация Министерства
образования и науки Республики Казахстан, 050043, г. Алматы, ул.
Рыскулбекова, 28. Телефон: +7 (727) 309-63-22.*

У статті представлений спосіб визначення аварійного опромінення організму людини радіоактивним ізотопом йоду, найбільш характерним для спектра залпового викиду з активної зони реактора при її руйнуванні. Спосіб розроблений в результаті експериментальних досліджень над зразками ядерного уран-плутонієвого палива і над свинями. В основі методу лежить формула, що описує залежність між інтенсивністю опромінення організму радіоактивним йодом і швидкістю його ефективного виведення з критичного органу – щитовидної залози.

The article presents a method for determining the accidental exposure of human body by iodine radioactive isotope, peculiar of the range volley from the reactor core at its destruction. The method was developed in experimental studies on samples of uranium-plutonium nuclear fuel and over pigs. The basis of the method is the formula describing the ratio between the organism irradiation intensity and the rate of plutonium effective elimination out of the thyroid gland as the critical organ.

В статье представлен способ определения аварийного облучения организма человека радиоактивным изотопом йода, наиболее характерным для спектра залпового выброса из активной зоны реактора при её разрушении. Способ разработан в результате экспериментальных исследований над образцами ядерного уран-плутониевого топлива и над свиньями. В основе способа лежит формула, описывающая зависимость между интенсивностью облучения организма радиоактивным йодом и скоростью его эффективного выведения из критического органа – щитовидной железы.

При тяжёлых ядерных авариях из активной зоны реактора выделяется большое количество высокоактивных топливных материалов. Часть выделившейся активности удерживается в первом контуре реактора, оставшийся объём поступает в защитную оболочку. При разгерметизации контейнента происходит залповый выброс радиоактивных компонентов

в окружающую среду, количеством и радионуклидным составом которого определяется дозовая нагрузка на человека.

Для оценки дозы внутреннего облучения организма необходимо иметь данные или сделать соответствующие допущения об условиях экспозиции и матрикуляции, в том числе о составе радиоактивных продуктов, размерах частиц, концентрации активности и времени облучения.

При аварии на ядерном реакторе с разрушением активной зоны в окружающую среду поступает залповый выброс, состоящий на $60 \div 65\%$ из инертных благородных газов, на 20% – из йода ^{131}I , на $10 \div 13\%$ – из цезия ^{137}Cs и на $2 \div 3\%$ – из других элементов [1]. Одним из неотъемлемых и достоверных признаков аварии на реакторе и других предприятиях атомной энергетики является выброс в окружающую среду радиоактивного йода ^{131}I . По этой причине при вычислении доз облучения, которые могут быть получены в результате утечки продуктов деления из активной зоны аварийного реактора, требуется учитывать сложные, разнообразные и взаимосвязанные факторы, относящиеся к поведению йода ^{131}I .

В связи с коротким периодом полураспада (8,02 суток), через несколько месяцев после выброса содержание йода ^{131}I в объектах окружающей среды опускается ниже порога чувствительности детекторов.

Тем не менее, йод ^{131}I с энергией гамма-квантов 0,364 МэВ [2] является одним из наиболее опасных радионуклидов, образующихся при делении ядер, что обусловлено высокой удельной активностью (121,6 Ки/кг) и свойством концентрироваться преимущественно в щитовидной железе, имеющей массу $12 \div 25$ грамм.

Эффективная энергия ($E_{\text{эфф}}$) излучения рассчитывается для каждого конкретного радиоизотопа в отдельном органе. В любом органе поглощаются все альфа-частицы и атомы отдачи, а доза поглощаемого рентгеновского и гамма-излучения зависит от размеров органа.

Эффективная доза облучения человека складывается из необратимой дозы, накапливающейся в организме, и части обратимой, от которой организм на данный момент не успел освободиться естественным путём. Известно, что 90% поглощённой дозы составляют обратимую дозу, и только 10% – необратимую, или остаточную, обуславливающую радиационный риск наступления стохастических эффектов. Однако, для йода ^{131}I , накапливающегося в щитовидной железе, доля необратимой дозы существенно выше.

В настоящее время доза внутреннего облучения частицами любого радиоактивного вещества, поступившего в организм, всё ещё рассчитывается исходя из допущения, что излучаемая энергия равномерно распределяется по всей ткани органа [3]. Результирующим принимается среднее значение дозы для всего органа. При равномерном отложении радиоактивных веществ в каждом из нескольких органов,

действительно, легко можно было бы вычислить поглощённую дозу. Однако, в большинстве случаев радиоактивные вещества в ткани распределяются неравномерно, кроме того, характеристики различных видов излучения, равно как и функциональное значение органов для организма и их чувствительность, неодинаковы, поэтому оценивать радиационную нагрузку от частиц поступившего в организм радиоактивного вещества следует на основе эквивалентной, а не поглощённой дозы [4].

Чтобы оценить степень внутреннего удержания йода ^{131}I , были проведены эксперименты над 32 свиньями, поскольку организм человека имеет больше аналогий с организмом свиньи, чем с организмами других наземных млекопитающих. По данным Института молекулярной биологии Академии наук Российской Федерации [5], у человека и свиньи почти совпадает содержание в крови гемоглобина и белков, размеры эритроцитов и группы крови; свинья, как и человек, всеядна, сходно протекают процессы пищеварения; кожа человека, как и свиньи, может загорать на солнце; кроме того, существует много общих особенностей в строении зубов, глаз, печени, почек: свиное сердце весит 0,32 кг, человеческое – 0,30 кг, масса лёгких – 0,80 кг и 0,79 кг соответственно, почек – 0,26 и 0,28 кг, печени – 1,6 и 1,8 кг; болезни новорожденных поросят примерно такие же, как у грудных детей, а строение молекулы гормона роста свиньи и человека совпадает на 70%. Выявленные на сегодняшний день аналогии позволяют успешно трансплантировать в человеческий организм многие органы и ткани свиньи.

Установлено, что большая часть радиоактивных веществ, включая ^{131}I , выбрасываемых из активной зоны реактора при аварии, поступает в организм ингаляционным путём [6]. Некоторая доля (f_a) поступающего с воздухом радиойода накапливается в щитовидной железе, при этом удаление отложившегося в ней йода происходит с эффективным периодом полувыведения 138 суток. Таким образом, приём внутрь 1 беккереля изотопа йода ^{131}I приведёт к интенсивности облучения (I) организма человека, равной:

$$I = f_a \cdot \left(\frac{0,693}{138} \right) = 2,09 \cdot 10^{-4} \cdot f_a \text{ Бк/ч} = 5 \cdot 10^{-3} \cdot f_a \text{ Бк/сутки} = \\ 1,83 \cdot f_a \text{ Бк/год.}$$

Определение интенсивности облучения организма человека радиоактивным изотопом йода ^{131}I осуществляется посредством забора воздуха из рабочей зоны или окружающей среды, спектрометрического анализа материала фильтра, использованного при заборе воздуха, на предмет наличия и количественного содержания в нём радиоактивного изотопа ^{131}I и вычисления интенсивности облучения организма человека по формуле:

$$I = f_a \cdot \left(\frac{0,693}{T_{1/2}^{биол.}} \right), \text{ Бк/ч,}$$

где I – интенсивность облучения организма человека, Бк/ч;

f_a – количество ^{131}I , поступившего с воздухом в организм человека, Бк;

$T_{1/2}^{биол.}$ – период биологического полувыведения ^{131}I из щитовидной железы, ч.

Для реализации предлагаемого способа используются серийно выпускаемые приборы и оборудование, например, воздухозаборник RaDeCo 18001 производительностью 70 л/ч, фильтрующую ткань ФПП-2 и другие.

Определение малых концентраций радиоактивного йода в воздухе связано с рядом трудностей, главной из которых является его улавливание. В воздухе йод находится в виде I_2 и меньше – в виде HI .

При небольших скоростях аспирации I_2 хорошо улавливается тканью ФПП-15 (при больших скоростях аспирации йод начинает выдвигаться из фильтра). Газообразный HI поглощается растворами щелочей. Воздух пропускается последовательно через фильтр ФПП-15 и системы из двух поглотителей: один с раствором, содержащим 1% сульфита натрия, 1% едкого калия и 40 мг йодистого калия (на одну пробу), а второй – с раствором 0,0003N азотнокислого серебра. В фильтродержатель закрепляются 3 слоя ткани ФПП-15, предварительно отделенные от марлевой основы. В поглотители наливается по 80 мл соответствующего каждому из них раствора. Если объем барботеров больше, то раствор для первого поглотителя можно наливать по потребности, а раствор второго поглотителя, взятый в количестве 80 мл, можно разбавить дистиллированной водой.

Для определения предельно допустимых концентраций йода ^{131}I (ПДК = $3,33 \cdot 10^{-3}$ Бк/л) достаточно пропустить примерно 5 м³ воздуха. Оптимальная удельная скорость аспирации равна 0,25 л/(мин · см²), следовательно, для фильтра диаметром 38 мм скорость аспирации составит 15 л/мин, при этом время аспирации составит около 5 часов.

Если не применять жидких поглотителей и увеличить удельную скорость аспирации до 3 л/(мин · см²), то эффективность метода снижается. Однако, при этом можно применять фильтры большого диаметра, что позволяет употреблять мощные аспирационные установки с производительностью 1000 м³/час и более. В этом случае при отборе пробы воздуха в течение 1 часа можно обнаруживать концентрации радиоактивного йода ^{131}I до $1,85 \cdot 10^{-5}$ Бк/л.

Для прогнозирования дозовой нагрузки на человека от каждой единицы активности йода ^{131}I , как и другого радиоактивного вещества, поступившего в организм ингаляционным путём, можно воспользоваться

формулой расчёта мощности эквивалентной дозы взрослого условного человека [7]:

$$H = \frac{A \cdot f_2 \cdot E_{\text{эфф.}} \cdot 1,6 \cdot 10^{-3}}{m},$$

где H – мощность эквивалентной дозы облучения поглощённым радионуклидом, Зв/ч;

A – равновесная активность нуклида во всём теле, Бк;

f_2 – доля нуклида в критическом органе относительно его общего содержания во всём теле, Бк;

$E_{\text{эфф.}}$ – эффективная энергия, передаваемая органу в каждом акте распада, МэВ/распад;

m – масса критического органа или ткани, Дж/МэВ.

Величины доз внутреннего облучения человека во многом зависят от массы его органов и интенсивности дыхания, которые, в свою очередь, подвержены возрастным изменениям. Кроме того, допущенный перенос радиобиологических данных, полученных на подопытных животных, на организм человека, также привносит определённую погрешность в предлагаемый способ, поскольку идентичность воздействия ионизирующего излучения на человека и свинью весьма условна. Тем не менее, предложенный в статье способ определения интенсивности аварийного облучения организма человека радиоактивным изотопом йода ^{131}I изучен впервые и может быть использован для оперативного планирования работ в очаге чрезвычайной ситуации радиационного характера.

1. Жараспаев М.Т., Ким Д.С., Жумагулова Р.Е. Спектрометрический анализ испарений образцов смешанного ядерного топлива ($\text{U}_{0,80}\text{Pu}_{0,20}$) O_2 , нагретых до температуры выше 2000°C // Приборы и техника эксперимента, № 4. – Москва: РАН, «МАИК / Интерпериодика», 2012. – С. 75-79.
2. Bober M. Thermodynamics of Nuclear Materials // Issue of the International Atomic Energy Agency. – Vienna: IAEA, 1974. – P. 295.
3. Report of the Committee on Permissible Dose for Internal Radiation. ICRP publication // Pergamon. – Oxford, 1959. – P. 20–26.
4. LeRoy G.V., Rust J.H., Hasterlink R.J. The consequences of ingestion by man of real and simulated fallout // ACRH-102. – Argonne: Argonne cancer research hospital, 1963. – 102 p.
5. Лескова Н. Под знаком борова. Независимая газета, 2007-01-10. http://www.ng.ru/style/2007-01-10/16_pig.html (доступ от 5 августа 2011 г.)
6. Kim D.S., Zhumagulova R.E., Zharaspayeva G.Zh., Tazhigulova B.K., Azhiyeva G.I. Spectrometry Analysis of Fumes of Mixed Nuclear Fuel ($\text{U}_{0,8}\text{Pu}_{0,2}$) O_2 Samples Heated up to 2000°C and Evaluation of Accidental Irradiation of Living Organisms by Plutonium as the Most Radiotoxic Fission

Product of Mixed Nuclear Fuel. – Scientific journal «Nuclear Engineering and Technology», –Vol. 48, Issue 1. – Seoul: Elsevier, 2016. – P. 274–284.

7. Козлов В.Ф. Справочник по радиационной безопасности. 5-е изд., перераб. и доп. – Москва: Энергоатомиздат, 2000. – С. 78.

**Оцінка ефективних доз пацієнтів при окремих видах
рентгенодіагностичних досліджень за результатами фантомного
моделювання умов опромінення**

Носик О.В., Стадник Л.Л.

ДУ «Інститут медичної радіології ім. С.П. Григор'єва НАМН України»,

Найбільший внесок у колективну дозу населення вносить рентгенодіагностичні дослідження, що створює ризик виникнення онкологічних захворювань у опромінених пацієнтів. Відповідно до рекомендацій МКРЗ для оцінки ризиків виникнення радіаційних стохастичних ефектів використовується концепція колективної ефективної дози.

В Україні значення ефективних доз пацієнтів при рентгенодіагностичних дослідженнях наведено у Наказі МОЗ України № 295 «Про створення системи контролю та обліку індивідуальних доз опромінення населення при рентгенологічних процедурах». На практиці табульовані значення ефективних доз можуть значно відрізнятися від фактичних за рахунок різних дозиметричних характеристик рентгенівських апаратів та режимів опромінення пацієнтів.

Згідно з рекомендаціями провідних організацій у галузі радіаційного захисту населення для оцінки ефективних доз доцільно використовувати легковимірювані дозиметричні характеристики (вхідна поверхнева доза, добуток доза-площа, тощо) з використанням конверсійних коефіцієнтів.

В роботі проведено вимірювання вхідних поверхневих доз (ВПД) та еквівалентних доз на антропоморфному гетерогенному фантомі «стандартної» людини методом термолюмінесцентної дозиметрії. При моделюванні опромінення для основних видів рентгенодіагностичних досліджень (рентгенографії органів грудної клітини, грудного та поперекового відділів хребта, тазу та черепа за основними проекціями) використовувалися найбільш поширені режими проведення досліджень пацієнтів, які було оцінено за даними анкетування рентгенівських кабінетів України. Еквівалентні та ефективні дози розраховано відповідно до рекомендації МКРЗ (Публікація № 103), визначено конверсійні коефіцієнти для переходу від вхідних поверхневих до еквівалентних та ефективних доз.

Використання даних оцінки ВПД за результатами контролю радіаційного виходу рентгенівських апаратів, інформації щодо режимів рентгенодіагностичних досліджень та значень конверсійних коефіцієнтів за окремими видами рентгенодіагностичних досліджень дозволить оцінити колективні ефективні дози та радіаційні ризики населення України, а також визначити шляхи оптимізації радіаційного захисту медичного діагностичного опромінення.

Дослідження радону в житлі та приміщеннях загального призначення в Кіровоградській області. Протирадонові заходи

Оперчук А.П.

ДЗ «Український центр з контролю та моніторингу захворювань МОЗ України»

м. Київ вул. Ярославська №41 e-mail: ses7@ukr.net тел. +380503412075

Анотація. Сучасний стан розвитку світового суспільства характеризується загостренням потреби підтримання відповідного рівня екологічної безпеки життєдіяльності населення. Технологічна діяльність людства за останні десятиліття стала суттєвим фактором негативного впливу на загальні екологічні показники довкілля. Радіаційні, хімічні, електромагнітні, теплові та інші чинники забруднення навколишнього середовища, що оточує людину, привертають дедалі більшу увагу вчених і фахівців та викликають постійне занепокоєння, а іноді - за реальної чи вдаваної загрози виникнення надзвичайних ситуацій - і велику тривогу громадськості. Тому можна стверджувати, що проблема надійного об'єктивного моніторингу довкілля (у тому числі радіаційного) з метою гарантування потрібного для нормального та комфортного існування людини рівня екологічної безпеки є одним із найактуальніших завдань для підтримання сталого розвитку в індустріальних країнах світу.

The current state of development of the world society is characterized by the increasing need for maintaining the appropriate level of environmental safety of life of the population. The technological activity of humanity in recent decades has become a significant factor in the negative impact on the overall environmental performance of the environment. Radiation, chemical, electromagnetic, thermal and other factors of environmental pollution surrounding a person attract more and more attention of scientists and specialists and cause constant concern, and sometimes - due to real or imminent threat of emergencies - and great public anxiety. Therefore, it can be argued that the problem of reliable objective monitoring of the environment (including radiation) in order to ensure the level of environmental safety necessary for a normal and comfortable human existence is one of the most urgent tasks for maintaining sustainable development in the industrialized countries of the world.

Современное состояние развития мирового сообщества характеризуется обострением потребности поддержания соответствующего уровня экологической безопасности жизнедеятельности населения. Технологическая деятельность человечества за последние десятилетия стала существенным фактором негативного влияния на общие экологические показатели окружающей среды. Радиационные, химические, электромагнитные, тепловые и другие факторы загрязнения окружающей среды, окружающей человека, привлекают все большее внимание ученых и специалистов и вызывают постоянное беспокойство,

а иногда - при реальной или мнимой угрозы возникновения чрезвычайных ситуаций - и большую тревогу общественности. Поэтому можно утверждать, что проблема надежного объективного мониторинга окружающей среды (в том числе радиационного) с целью обеспечения необходимого для нормального и комфортного существования человека уровня экологической безопасности является одним из самых актуальных задач для поддержания устойчивого развития в индустриальных странах мира.

Ключові слова: радіоактивність, радон, ризик.

Ключевые слова: радиоактивность, радон, риск.

Key words: radioactivity, radon, risk.

Кіровоградщина, територія якої розташована на центрально-українському кристалічному щиті, багата на поклади урану. На території області розташовані урановидобувні шахти ДП «Східний гірничозбагачувальний комбінат», що природно викликає занепокоєння населення щодо радіаційної ситуації регіоні.

Окрім цього, за статистичними даними Канцер реєстру України, область стабільно займає за собою перші місця, щодо онкологічної захворюваності взагалі і раку легенів та верхніх дихальних шляхів зокрема.

Дане становище не могло не хвилювати керівництво області, тому Рішенням обласної ради від 19 березня 2009 року № 646 було затверджено Комплексну програму захисту населення Кіровоградської області від впливу іонізуючого випромінювання на 2009–2013 роки, яка була продовжена Рішенням обласної ради від 21 березня 2014 року № 615 до 2018 року.

Мета даної програми - проведення наукових досліджень та отримання експертних висновків щодо радіаційного впливу на стан навколишнього природного середовища, зменшення доз опромінення населення області, яку воно отримує за рахунок радону (основного дозоформуючого фактора), опромінення під час проведення медичних досліджень, зменшення ризику виникнення надзвичайних ситуацій, пов'язаних з використанням джерел іонізуючого випромінювання.

Актуальність досліджень радіаційного впливу природних джерел на населення, зокрема від радіоактивних альфа-випромінюючих газів радону і торону та їх дочірніх продуктів (ДП), не викликає сумніву. Численні дослідження, виконані в різних країнах світу (Японії, Канаді, Іспанії, Франції, США, Росії, Німеччині, Швеції, Фінляндії) та в Україні, переконливо доказали, що радон є домінуючим фактором у формуванні дози природного опромінення людей, практично, в будь-якому регіоні світу.

Теоретичні основи досліджень базуються на публікаціях провідних фахівців світу.

Український кристалічний щит (УКЩ), в межах якого знаходиться Кіровоградщина, є потужним джерелом формування радононебезпечних зон. В таких умовах, приміщення загального призначення і житлові - знаходяться над джерелами природних радіонуклідів і при їх надходженні з надр до денної поверхні, має місце накопичення альфа-випромінюючих газів у повітрі. Це стає небезпечним для людей, які живуть або працюють та навчаються в таких приміщеннях.

Джерелами формування і подальшого надходження радіоактивних газів до житлових, виробничих, навчальних та інших будинків є:

- розломні зони гірських порід, природно збагачених ураном, радієм, торієм, що продукують радіоактивні гази, які в свою чергу у вигляді флюїдно-газових потоків надходять з надр до денної поверхні;
- прошарок ґрунтів під родючим (гумусовим) шаром ґрунтів, в місцях підвищених концентрацій природних радіонуклідів — урану, радію і торію (шляхом накопичення з флюїдних потоків);
- будівельні матеріали, які використано в будинках;
- підземні води і природний газ, що використовуються людьми в житлових і виробничих приміщеннях.

Зважаючи на це, за ініціативи ДУ «Інституту гігієни та медичної екології ім. О.М. Марзєєва АМН України» (в теперішній час ДУ «Інститут громадського здоров'я ім. О.М. Марзєєва АМН України») та санітарно-епідеміологічної служби на об'єктах з особливим режимом роботи МОЗ України, 2011 році Кіровоградська область була включена в роботу міжнародного шведсько-українського проекту «Reduction of lung cancer risks caused by exposure to natural radiation and radon» («Зниження ризику виникнення раку легенів, спричиненого впливом природного випромінювання та радону»).

У 2011-2012 роках під час реалізації заходів Комплексної програми захисту населення Кіровоградської області від впливу іонізуючого випромінювання та Шведсько-Українського проекту «Reduction of lung cancer risks caused by exposure to natural radiation and radon», за активної наукової підтримки Державної установи "Інститут гігієни та медичної екології ім. О.М. Марзєєва НАМН України" виконано вимірювання інтегральним методом середньорічної еквівалентної рівноважної об'ємної активності (ЕРОА) радону-222 (^{222}Rn) в усіх дошкільних, загальноосвітніх навчальних закладах, закладах охорони здоров'я, бібліотеках, інтернатах області, а також адміністративних та приватних будівлях, що розташовані у регіонах техногенного впливу урановидобувних підприємств області (більше 1600 будівель). Також в рамках даного проекту шведськими і українськими спеціалістами проведено навчання заінтересованих груп спеціалістів, щодо радіаційних ризиків від впливу радону та його продуктів розпаду, планування та виконання протирадонових заходів.

За результатами проведених вимірювань, понад 70% будівель навчальних закладів (як шкіл та і дошкільних навчальних закладів) мали показники ЕРОА радону-222 більше граничних показників, які визначені у НРБУ-97 - 50 Бк/м³, 26% будівель навчальних закладів мали показники ЕРОА радону-222 більше 300 Бк/м³, що перевищувало рівень дій у 6 разів, а в деяких навчальних закладах області активності ЕРОА радону-222 досягали 2800 Бк/м³.

Зважаючи на критичну ситуацію яка склалася з активностями ЕРОА радону-222, з фахівцями проектних організацій області проведено навчальний семінар з планування протирадонових заходів та виготовлено 349 проектних рекомендацій щодо зниження радонових активностей у будівлях із значним перевищеннями (більше 300 Бк/м³).

Зкладами освіти у рамках виконання планів підготовки до нового навчального року та опалювального сезону опрацьовані технічні рекомендації проектних організацій щодо проведення протирадонових заходів.

Кіровоградська облдержадміністрація та центральні і територіальні заклади МОЗ України у Кіровоградській області, за участю ДУ «Інститут громадського здоров'я ім. О.М. Марзєєва НАМН України і ДЗ «Український центр контролю та моніторингу захворювань МОЗ України» тримають на постійному контролі стан показників радону у 350 будівлях навчальних закладів.

Щорічно проводяться контрольні виміри.

Виконані у 2014 році контрольні виміри радону викрили ще одну проблему: реалізація заходів щодо тепло збереження та утеплення будівель призвело до порушення повітрообміну у приміщеннях і, як наслідок, зростання показників активності радону.

Було зафіксовано стійке підвищення активностей радону, з'явилися показники у більш ніж 1000 Бк/м³ в деяких загальноосвітніх навчальних закладах регіону.

Але, в тих навчальних закладах де теплоізоляційні та проти радонові заходи проводились комплексно з залученням кваліфікованих спеціалістів, вдалося знизити рівні радону в приміщеннях у 3-4 рази.

Дана ситуація ще раз підтверджує необхідність знаходження компромісу між проведенням теплоізоляційних та проти радонових заходів і вказує на те, що даними питаннями потрібно займатися фахівцям з необхідною професійною підготовкою.

Проведені дослідження, їх аналіз і узагальнення про радіоекологічний стан території Кіровоградської області, дозволяє зробити наступні висновки:

- Основний внесок у сумарну ефективну дозу опромінення населення від техногенно-посилених джерел природного походження вносить внутрішнє опромінення від радону-222 та його дочірніх продуктів розпаду;

- Підвищені рівні ЕРОА радону-222 свідчать про неблагополучний радіоекологічний стан в Кіровоградській області по радоновому фактору.
- Необхідно на національному рівні розробити й впровадити відповідну програму заходів втручання з метою захисту населення від небажаного опромінення (систему протирадонових заходів).

Медичне опромінення в контексті зменшення радіаційних ризиків

Павленко Т.О., Аксьонов М.В., Фризюк М.А.

ДУ «Інститут громадського здоров'я ім. О.М. Марзеєва НАМНУ»

Оцінки ефективних доз опромінення, як правило, застосовуються на популяційному рівні, а їх величина є підґрунтям для проведення процедур виправданості та оптимізації. На першому етапі досліджень визначаються структура та величини ефективних доз від окремих джерел випромінювання та оцінюється величина радіаційних ризиків населення. На другому етапі аналізуються найбільш вагомі щодо радіаційних ризиків населення джерела та проводяться процедури оптимізації, які дозволяють скоригувати дії таким чином, щоб зменшити ймовірність реалізації негативних ефектів, враховуючи соціально-економічні чинники (ICRP, 2007).

Такий підхід пов'язаний з існуванням різних ступенів резистентності окремих людей, коли йдеться про потенційний ризик або про ймовірність реалізації ефектів від опромінення. Дослідження радіочутливості населення встановили, що від 1 до 5 % населення мають гіперчутливість до опромінення, ще від 5 до 20 % - характеризуються помірною радіочутливістю, а решта (75-85 %) - є радіорезистентними та мають низькі ризики онкологічної захворюваності (Shahidi 2007, Rothfuss 2000, Scott 2004, Rouas-Freiss 2014, Ferlazzo 2014).

Цей феномен обумовлений особливостями реакції організму людини на дію небезпечних чинників, яка може як збільшуватися, так і зменшуватися в залежності від якості харчування, наявності стресових ситуацій, хімічних забруднювачів повітря та води тощо.

Дослідження встановили, що середньорічна зважена ефективна доза опромінення пересічного українця становить порядку $6,5 \text{ мЗв}\cdot\text{рік}^{-1}$. Найбільш істотними за величиною та керованістю у сумарній дозі є радон в повітрі приміщень ($2,4 \text{ мЗв}\cdot\text{рік}^{-1}$, 63 %) та медичне опромінення ($0,5 \text{ мЗв}\cdot\text{рік}^{-1}$, 13 %). Проте індивідуальні дози можуть бути на порядок більшими. Так, останні дослідження встановили значне зростання внеску медичного опромінення в сумарну дозу. Наприклад, для Запорізької області цю компоненту оцінено величиною $1 \text{ мЗв}\cdot\text{рік}^{-1}$ (Костенецький М.І., 2015), тобто величиною вдвічі більшою за середнє значення по країні. Для окремих регіонів ця величина буде варіювати в значних межах та визначатися, в першу чергу, доступністю медицини та станом апаратурної бази.

Необхідно зазначити, що в сучасній системі радіаційного захисту дози опромінення окремого пацієнта не обмежуються, якщо йдеться про лікування. Проте має бути обґрунтована кількість діагностичних процедур, а їх якість забезпечена сучасним діагностичним обладнанням та професіоналізмом медичних фізиків.

Наприклад, доза опромінення пацієнта від комп'ютерної томографії голови на різних апаратах становить від 1 до 2 мЗв за знімок, а грудної клітки - від 6 до 11 мЗв. Найбільш доступна рентгенографія сьогодні обумовлює левову частку популяційної дози медичного опромінення, проте її внесок може бути значно меншим, якщо застосовувати сучасне обладнання. Для порівняння, доза опромінення грудної клітки може складати від 0,15 до 3,5 мЗв за знімок (розбіжність майже в 30 разів) за умови, що апарат знаходиться в нормальному, неаварійному стані.

Другий і не менше важливий напрямок зменшення радіаційних ризиків пацієнтів - це фаховий рівень медичних фізиків та належна організація їх праці. Більшість радіаційних аварій та випадків переопромінення пацієнтів пов'язані з помилками персоналу: неналежні або помилкові калібрування приладів, збої програмного забезпечення, помилки при перевірці медичних процедур та їх модифікацій тощо. Наприклад, тільки у Великобританії помилки у розрахунках терапевтичних доз привели до переопромінення 1045 пацієнтів (ICRP, 2015). На жаль, за браком контролю відповідна статистика по Україні не доступна.

Таким чином, можна зробити висновок, що радіаційний захист у медицині - це виправданість призначення медичних процедур, оптимізація захисту пацієнта та професіоналізм медичних фізиків.

Імплементація директив EURATOMу в Україні: план дій щодо радону

Павленко Т.О., Фризюк М.А., Аксьонов М.В.

ДУ "Інститут громадського здоров'я ім. О.М. Марзеєва НАМНУ"

Директиви Євратому (2013/59/Євратом, 2013) визначають основні вимоги до країн членів-ЄС щодо радіаційного захисту населення. Однією з обов'язкових вимог цього документа є наявність плану дій по радону.

У США, Великобританії, Австрії, Німеччині, Швеції, Бельгії, Чеській республіці радонові програми розпочато з середини 80-х років. Перші дослідження в Україні також були розпочаті в цей період. В результаті було створено методичну та метрологічну (еталон одиниці об'ємної активності радону-222) бази для проведення робіт, обґрунтовані, розроблені та імплементовані нормативи щодо вмісту радону в повітрі приміщень (НРБУ-97). Проведено обстеження більше 30 тисяч будинків, виявлено радононебезпечні території країни.

На підґрунті цих результатів було встановлено, що радон у повітрі будинків обумовлює більше 70 % річної дози опромінення населення країни та визначені відповідні радіаційні ризики.

В останні роки в Україні були реалізовані два проекти: українсько-шведський проект "Reduction of risks caused by exposure to radon gas and natural radiation (2008-2013)" та регіональна програма "Стоп-радон" (2011-2014). Здебільшого ці програми були спрямовані на розробку та апробацію протирадонових заходів в умовах України, визначення їх ефективності.

Якщо оцінити збитки для країни за прийнятими у світовій практиці методами оцінки ризику, то смертність від раку легенів, яка обумовлена опроміненням радоном-222 у повітрі приміщень, на території України складає більше 6 тисяч випадків у рік. Тобто тільки прямі збитки для країни за рахунок неучасті померлих осіб у внутрішньому валовому продукті сьогодні оцінюються у 440-560 млн. грн. у рік. Вартість лікування раку легенів – це ще додаткові 0,8-1 мільярд грн. у рік. Таким чином, сумарний збиток від радону у повітрі приміщень для України може досягати 1,2–1,5 мільярди гривень у рік.

На жаль в Україні й сьогодні відсутні як державна політика з цього питання, так і відповідний план дій. Всі дослідження проводяться в рамках науково-дослідних робіт.

Запровадження відповідної програми дозволить не тільки зменшити індуковані радоном раки легенів у рази, але і зекономити для бюджету країни до мільярда гривень у рік.

**Радиационная безопасность в РГП «Больница Медицинского центра
Управления делами Президента Республики Казахстан» г.Астана**

Рахимжанова Р.И., Рахимов Д.К., Садуакасова А.Б.,

Еримбетова Д.С., Туйчиев У.Н.

АО «Медицинский Университет Астана»

РГП «Больница Медицинского центра Управления делами

Президента Республики Казахстан»

г. Астана, Казахстан

Как и на всех предприятиях, работа с источниками ионизирующего излучения в РГП «Больница Медицинского центра Управления делами Президента Республики Казахстан» (БМЦ УДП РК) организуется в соответствии с законами и правилами.

Безопасность работ обеспечивается выполнением требований Законов Республики Казахстан и других нормативных документов, регламентирующих радиационную безопасность, а также действующими в БМЦ УДП РК инструкциями по радиационной безопасности, разработанными в соответствии с нормативными документами.

В соответствии с санитарными правилами «Санитарно-эпидемиологические требования к обеспечению радиационной безопасности», утвержденными приказом и.о. Министра национальной экономики Республики Казахстан №261 от 27.03.2015 г. [1] радиационная безопасность персонала, населения и окружающей среды обеспечивается при соблюдении следующих основных принципов:

- запрещать все виды деятельности по использованию источников ионизирующего излучения (ИИИ), при которых польза не превышает вреда, причиняемого дополнительным к естественному радиационному фону облучением (принцип обоснования);
- поддерживать на возможно низком и достижимом уровне как индивидуальные, так и коллективные дозы облучения, с учетом социальных и экономических факторов (принцип оптимизации).

Служба радиационной безопасности – является структурным подразделением РГП «Больница Медицинского центра Управления делами Президента Республики Казахстан», осуществляющим контроль обеспечения безопасных условий работы с ИИИ.

Основными задачами службы радиационной безопасности являются:

- контроль за соблюдением правил, норм и требований радиационной безопасности, дозами облучения сотрудников и пациентов, охраной окружающей среды, радиационно-гигиеническое состояние радиационной и защитной техники и оборудования;
- контроль состояния, учета, хранения, получения, условия сохранности и выдачи ИИИ;

- учет, хранение и утилизация радиоактивных отходов;
- контроль правильности допуска сотрудников к работе с ИИИ, обучение и инструктаж сотрудников по безопасным методам работы с ИИИ;
- надлежащий контроль за техническим состоянием и своевременной метрологической поверкой дозиметрического и радиометрического оборудования, имеющегося в БМЦ УДП РК;
- контроль радиационной обстановки в отделении ядерной медицины и рентгендиагностических кабинетах при работе с ИИИ;
- учет, анализ и оценка индивидуальных доз облучения персонала, работающих с ИИИ;
- контроль соблюдения требований радиационной безопасности в отношении пациентов после обследования с проведением радиационного контроля;
- в случае возникновения радиационной аварии оценка радиационной опасности сложившейся ситуации; организация проведения экстренных аварийных мероприятий; информирование органов государственного и ведомственного надзора и контроля, других заинтересованных организации; принятие участия в расследовании обстоятельств, в выявлении причин возникновения радиационно-опасной ситуации и в разработке профилактических мер;
- участие в разработке мер по ликвидации радиационной аварии, контроль их осуществления; участие в оценке эффективности и достаточности принятых мер;
- предоставлять отчеты в ведомство государственного органа в сфере санитарно-эпидемиологического благополучия населения по форме №1-ДОЗ «Сведения о дозах облучения лиц из персонала в условиях нормальной эксплуатации техногенных ИИИ» и формы №2-ДОЗ «Сведения о дозах облучения лиц из персонала в условиях радиационной аварии или планируемого повышенного облучения, а также лиц из населения, подвергшегося аварийному облучению» [4];
- ежегодно предоставлять отчеты в Комитет атомного и энергетического надзора и контроля Министерства энергетики РК «Перечень радионуклидных источников и (или) радиоизотопных приборов» и «Перечень электрофизических установок, генерирующих ионизирующее излучение»; так же «Отчет о перемещении радионуклидных источников и (или) радиоизотопных приборов» и «Отчет о перемещении электрофизических установок, генерирующих ионизирующее излучение» после каждого получения или передачи ИИИ согласно формам Ф1-ИИИ, Ф2-УГИ, Ф4-ИИИ, и Ф5-УГИ соответственно [5].

Служба радиационной безопасности оснащена современными дозиметрическими приборами. Во всех помещениях БМЦ УДП РК,

где проводятся работы с открытыми ИИИ установлена портативная система измерения степени заражения CoMo-170 Wall Station для контроля радиационной обстановки рабочих мест и сборники-контейнеры для радиоактивных отходов.

С помощью дозиметра рентгеновского и гамма -излучения ДКС-АТ1123 инженер службы радиационной безопасности проводит систематический контроль радиационной обстановки на рабочих местах, дозиметрический контроль пациентов после каждого ПЭТ/КТ и ОФЭКТ/КТ исследований, дозиметрический контроль радиоактивных отходов.

Так же для контроля степени загрязнения рук, ног и одежды сотрудников, в санпропускнике фасовочной радиофармпрепаратов (РФП) стационарно установлена система Hand-Foot-Clothing contamination monitor с опцией автоматического определения персонала по транспондер-чипу.

Фасовочная РФП в отделении ядерной медицины оборудована калибратором доз радиофармпрепаратов с программным обеспечением ISOMED 2010, ламинарным шкафом для работы с фтордезоксиглюкозой ULTRATECHNEFLOW SAFETY CABINET CLASS II и системой хранения изотопов, которые позволяют обеспечивать радиационную безопасность при работе с РФП.

Персонал, работающий с ИИИ, посредством термолюминесцентных дозиметров подвергается индивидуальному дозиметрическому контролю, который проводится постоянно с ежеквартальной регистрацией суммарных доз, полученных сотрудником за время контроля.

Для исключения возможности превышения установленного порога эффективной дозы сотрудников, непосредственно работающих с открытыми ИИИ, в службе радиационной безопасности имеются индивидуальные прямопоказывающие дозиметры ДКС-АТ3509 и персональные прямопоказывающие дозиметры Dose GUARD S 10, оснащенные световой и звуковой сигнализацией и укомплектованные устройством и программным обеспечением для считывания информации. Так как любые манипуляции с открытыми ИИИ производятся с использованием обеих рук с разными степенями взаимодействия с радиоактивными веществами, ведется контроль эквивалентных доз, получаемых на кисти рук персонала посредством кольцевых дозиметров. Так же ведется контроль эквивалентных доз, получаемых на хрусталики глаз персонала, работающих с открытыми ИИИ, так как постоянно и непосредственно ведется визуальный контроль за ИИИ и хрусталик глаза является органом повышенной чувствительности к радиации.

Мощность дозы может быть уменьшена посредством экранирования. Именно поэтому персонал подвергается меньшему облучению, если имеется защита между ним и ИИИ. Все работы с ИИИ проводятся с использованием стационарных, передвижных и индивидуальных средств радиационной защиты: радиационно-защитных ширм, экранов,

контейнеров, дверей, ставней, сейфов, так же рентгенозащитных фартуков, костюмов, воротников, очков и перчаток.

Персонал Больницы, работающий с ИИИ проходит инструктаж и проверку знаний правил радиационной безопасности не реже 1 раза в год. Современное медицинское оборудование и технологии радиационной защиты позволяют снизить дозу облучения пациентов и персонала до минимальных уровней.

1. Санитарные правила «Санитарно-эпидемиологические требования к обеспечению радиационной безопасности», утвержденные приказом и.о.Министра национальной экономики Республики Казахстан от 27.03.2015 г. №261;

2. Гигиенические нормативы «Санитарно-эпидемиологические требования к обеспечению радиационной безопасности», утвержденные приказом Министра национальной экономики Республики Казахстан от 27.02.2015 г. №155;

3. Санитарные правила «Санитарно-эпидемиологические требования к радиационно-опасным объектам», утвержденные приказом и.о.Министра национальной экономики Республики Казахстан от 27.03.2015 г. №260;

4. «Правила контроля и учета индивидуальных доз облучения, полученных гражданами при работе с источниками ионизирующего излучения, проведении медицинских рентгенорадиологических процедур, а также обусловленных техногенным радиационным фоном», утвержденные приказом и.о.Министра национальной экономики Республики Казахстан от 27.03.2015 г. №259;

5. «Правила государственного учета источников ионизирующего излучения», утвержденные приказом и.о.Министра энергетики Республики Казахстан от 12.02.2016 г. №59.

Прихильність культурі безпеки персоналу вітчизняних закладів охорони здоров'я

Ю.М.Скалецький¹, М.М.Риган², Ю.Я.Котик³, Штаюра А.М.⁴

¹ДУ «Інститут громадського здоров'я ім. О.М.Марзєєва НАМН України»

² Медичний центр «Сучасна ортопедія»

³Медична служба військової частини А 3628

⁴Національний університет імені Тараса Шевченка

Анотація. У публікації надані результати опитування щодо прихильності культурі безпеки вітчизняних медичних працівників у порівнянні з аналогічними даними їх колег з лікувальних закладів США та фахівців вітчизняних АЕС.

Ключові слова: культура безпеки, безпека пацієнтів, інциденти, заклади охорони здоров'я.

«Там, де працюють люди, там стаються помилки» - з таких слів розпочинається інтернет-сторінка Системи реєстрації критичних подій в медицині і навчання на них (CiRS) землі Північний Рейн – Вестфалія Німеччини.

За даними звіту Національного агенства з безпеки пацієнтів (NPSA) Великої Британії за період з жовтня 2013 по грудень 2014 року у закладах охорони здоров'я Англії і Уельсу сталося 1 637 260 інцидентів, що могли негативно вплинути чи вплинули на стан здоров'я хворих. У 99% випадків наслідки для пацієнтів були незначні або зовсім відсутні. Для майже 1,0% пацієнтів (10526 осіб) інциденти мали значні негативні наслідки, а для 3629 осіб вони коштували життя.

Не зважаючи на безпрецедентні заходи у економічно розвинутих країнах з мінімізації шкоди пацієнтам при наданні їм медичної допомоги і сьогодні відсоток пацієнтів, що мають досвід медичної діагностичної або лікувальної помилки, значний і коливається від 8% у Великій Британії до 22% в США (Elias Mossialos et al., 2015).

В Україні проблема безпеки пацієнтів визнана (МОЗ, 2012), але належні заходи з покращення ситуації не реалізуються.

Опосередкованим свідченням гостроти проблеми безпеки пацієнтів у вітчизняних стаціонарах може бути зростання стаціонарної летальності у 2012 році більш ніж на 25 тисяч випадків у порівнянні з 2003 роком (Сердюк А.М., 2017).

Ефективним інструментом попередження інцидентів, нещасних випадків, катастроф визнано концепцію культури безпеки, котра в 1991 році була запропонована МАГАТЕ для сфери використання ядерних технологій, а згодом визнана МОП, ІСАО, іншими міжнародними організаціями, у тому числі і ВООЗ.

NPSA вже в 2004 році вважало, що першим кроком на шляху розбудови безпечного лікарняного середовища повинно бути формування належної культури безпеки у лікарнях (NPSA, 2004).

Починаючи з 2004 року Агентство з досліджень і якості надання медичної допомоги США (AHRQ) проводить періодичне оцінювання і порівняння культури безпеки у стаціонарах. Сьогодні практика порівняння культури безпеки між лікувальними закладами вийшла на міжнародний рівень.

Досвід використання концепції культури безпеки для попередження інцидентів в охороні здоров'я вже настільки значимий, що є спроби його використання у ядерній сфері (L. Mkrtchyan et al., 2012), де, як уже відмічалось, ця концепція вперше була запроваджена.

Мета нашого дослідження встановити прихильність культурі безпеки персоналу вітчизняних закладів охорони здоров'я (ЗОЗ).

Опитування персоналу проводиться за анкетною AHRQ (AHRQ Publication № 04-0041, September 2004). Запитання анкети мають позитивне та негативне формулювання. В аналіз культури безпеки лікувального середовища, згідно вибраної методики, включені 12 характеристик.

За такою анкетною здійснювалось опитування персоналу трьох ЗОЗ м. Києва і Київської області. Всього опитано 163 медичних працівників, з них 76 – працівники відомчої клінічної лікарні (ВКЛ), 55- міської клінічної лікарні (МКЛ) та 32 працівники – центральної районної лікарні (ЦРЛ). Окремо персонал ВКЛ аналізувався за хірургічною (ВКЛХ) і терапевтичною (ВКЛТ) спеціальностями опитаних. Отримані дані крім того порівнювали з результатами опитування персоналу клінік США (AHRQ Publication № 16-0021-EF, March 2016).

Серед 12 характеристик культури безпеки найбільш різючі відмінності у групах порівняння спостерігаються за характеристикою «Реакція на помилки». Ця характеристика означає: персонал відчуває, що їх помилки і звіти про небажані події не мають негативного впливу на них. Якщо навіть у лікувальних закладах США ця характеристика знаходиться на рівні менше 50%, то у ЗОЗ України вона не перевищує 30%, а у ВКЛ і 20%. Про те, що побоювання персоналу бути осудженим чи покараним за привернення уваги до питань безпеки є основною причиною замовчування проблеми безпеки у різних сферах в Україні, у тому числі в медицині, відмічалось практично всіма доповідачами на Міжнародній науково-практичній конференції «Безпека пацієнтів в Україні: стан і шляхи покращення» (Дніпро, 2017).

Крім того ми порівнювали отримані результати з результатами опитування з культури безпеки працівників вітчизняних атомних електростанцій (АЕС). Бралася до уваги практично аналогічна характеристика: «Я можу повідомляти про аварійні ситуації, події, порушення інструкцій (процедур) із забезпечення безпеки не побоюючись осудження або покарання». Середнє значення цього показника у колективах АЕС коливалось від 80% в 1994 році до 88,7% у

1998 році не зважаючи на масштабні заходи по зміні на краще культури безпеки у працівників ядерного промислового комплексу у 2004 році показник знову повернувся практично до рівня 1994 року (81,2%).

Отже при формуванні культури безпеки в українських медичних працівників нам не слід очікувати миттєвих зрушень на краще з культурою безпеки.

Крім того в цій справі ми повинні орієнтуватись на аналогічний досвід не лише зарубіжних колег, але й працівників вітчизняних АЕС.

Висновки.

1. Культура безпеки за певних умов може змінюватися.
2. Обмін досвідом з формування культури безпеки у різних сферах людської діяльності є корисним.
3. Підтверджено, що змінити культуру і стиль роботи важче ніж запровадити нові структурні і організаційні механізми.

Doors blocking as method of radiation protection in medicine

Y.A. Tkach

Kyiv city clinical oncology centre, tkach.julia@gmail.com

The flow of patients in medical facilities grows due to enlarging of oncology sickness rate, what can cause increasing of exposure levels for medical stuff. At the same time with development and implementation of new oncology treatment and diagnostics technologies there is a need of using complex radiation protection methods, like door blocking.

Door blocking implements all three main means of radiation protection: time, distance and shielding.

Radiation protection with time realizes due to limitation of access into equipment procedural rooms during time of procedure. Radiation protection with distance realizes with physical access limitation to equipment procedural rooms. Radiation protection with shielding is realized though materials from which the doors are made of.

But for different equipment different blocking doors settings are used. For example, medical cyclotron bunker doors are blocked during all working period of acceleration of charged particles and after procedure period, until level of radiation will reach acceptable levels. On other hand, in case of radiation accident the bunker door will be blocked from opening until level of radiation will reach acceptable levels and repairing works can begin. For treatment equipment, like linear particle accelerator, bunker doors are blocked during all working period and should have a button of emergency door opening in case of radiation accident to prevent overexposure of patients.

All modern equipment complexes include radiation level detectors, and software to check radiation levels in equipment bunkers and doors opening functionality. In addition, all generating equipment and equipment with isotopic sources have to have uninterrupted emergency power supply, so in case of problems with power supply the bunker doors could be opened and get patients out of equipment procedure room; for medical cyclotron – bunker doors have to be blocked in case of power supply problems until level of radiation will reach acceptable levels.

Also doors blocking can be used to limit access to closed hospital departments that use radiopharmaceuticals for treatment or diagnostics and to radioactive materials storage rooms. So doors blocking produce not only radiation protection, but also physical protection and prevent steal.

Structural shielding design for radiographic room by scattered radiation measurement

Nataša Todorović¹, Ivan Knezević²

¹*University of Novi Sad, Faculty of Sciences, Department of Physics, Novi Sad, Serbia, natasa.todorovic@df.uns.ac.rs*

²*Public company "Nuclear Object of Serbia", Mike Petrovica Alasa 12-14, Belgrade, Serbia, ivandknezevic@yahoo.com*

Abstract

The purpose of radiation shielding is to limit radiation exposures to employees and members of the public to an acceptable level. The objective of a shielding calculation is to determine the thickness of the barrier that is sufficient to reduce the air kerma in an occupied area to a value $\leq P/T$, the weekly shielding design goal modified by the occupancy factor for the area to be shielded. This paper presents a method for determining the thickness requirements for barriers against scatter and leaking radiation in a radiographic room. The measurements were performed by RTI Barracuda equipment and R100B detector which are very suitable for scattered radiation measurements because of the high sensitivity and the minimal energy dependence. Obtained thickness of the barriers was compared with calculated values according to NCRP report No. 147 which contains recommendation and technical information related to the design and installation of structural shielding for facilities that use X-rays for diagnostic imaging.

Key-words

shielding design, R100B detector, dose limit

Планові тренування персоналу категорії а на випадок радіаційних інцидентів

В.В. Мамчур, Х.М. Матерацька, О.О. Чигрин*

ТОВ «Медична клініка «Інновація»

**elena.chygryn@gmail.com*

Протиаварійні тренування (далі - тренування) є однією з важливих форм підготовки персоналу, що працює з джерелами іонізуючого випромінювання (далі- ДІВ).

Метою тренувань є відпрацювання, закріплення та перевірка навичок виконання персоналом категорії А самостійних дій з оперативної ліквідації аварійних ситуацій та аварій, знання персоналом аварійних планів та інструкції , перевірка вміння персоналу надавати першу допомогу, користуватися індивідуальними засобами захисту тощо.

Протиаварійні тренування можна проводити у вигляді ділової гри, в процесі якої персонал навчається в дії, тобто об'єднує всі знання, навички та вміння для подолання аварійної ситуації або радіаційної аварії.

Основними дійовими особами є відповідальні за навчання з питань радіаційної безпеки (зі складу служби радіаційної безпеки), ті, хто тренуються (персонал категорії А), за необхідності посередники (наприклад охорона). Протиаварійні тренування часто об'єднуються з протипожежними.

Протиаварійні тренування готуються згідно програм навчання персоналу категорії А з питань радіаційної безпеки при роботі з ДІВ, аварійних планів та інструкції з попередження та ліквідації аварії при роботі з ДІВ. Тренування проводяться в рамках щорічного навчання та перевірки знань з питань радіаційної безпеки персоналу категорії А, з відпрацюванням поведінки при визначених сценаріях можливих аварій та схем інформування про виникнення радіаційної аварії.

Для відпрацювання аварій прогнозовані ситуації зручно розділити на радіаційні (безпосередньо пов'язані з ДІВ) та нерадіаційні (аварійні ситуації у приміщеннях з ДІВ). Приклади радіаційних аварій: розгерметизація та/або розлиття ДІВ; опромінення сторонньої особи, що залишилась у процедурній; не закриття затвору коліматора / не вимикається рентгенівський промінь; втрата/крадіжка ДІВ, тощо. Приклади нерадіаційних аварій: коротке замикання у системах електроживлення; механічна несправність елементів устаткування; несправність комунікаційних систем водопостачання, каналізації, опалення та вентиляції; пожежа у приміщеннях з ДІВ.

Окрім відпрацювання безпосередньо поведінки під час радіаційного інциденту, під час тренувань виявляють недоліки та розробляють рекомендації, спрямовані на підвищення надійності роботи устаткування з ДІВ, безпеки праці, покращення організації обслуговування та навчання персоналу категорії А, удосконалення методів проведення тренувань.

Одним з найважливіших результатів регулярних та змістовних тренувань є підвищення рівня культури безпеки кожного з залучених працівників та загалом в установі.

4. Біомедична інженерія

Biomedical engineering

Potential applications of Tl_3VY_4 (Y= S, Se) crystals for medical purpose

Olesya Bokotey¹, Mykhaylo Chavarha², Oleksandr Bokotey³

¹*Faculty of Physics, Uzhhorod National University, 46 Pidgirna Str.,
Uzhhorod, 88000, Ukraine*

²*Faculty of Medicine, Uzhhorod National University, 46 Pidgirna Str.,
Uzhhorod, 88000, Ukraine*

³*Uzhhorod Specialized Boarding School, 28 Zahorska Str., Uzhhorod, 88000,
Ukraine*

e-mail: bokotey_ov@ukr.net

Tl_3VY_4 (Y = S, Se) crystals are the ternary thallium chalcogenides materials and belong to the Tl_3XY_4 family of compounds. They are isomorphic and crystallize in space group $\text{Td}^3 - I43m$. The crystal structure is characterized by isolated XY – tetrahedra in parallel orientation with the X atoms forming a body-centered cubic lattice, Tl occupies the middles of the edges and faces of the unit cell [1]. The main feature of ternary thallium chalcogenides is formation of numerous polymorphic modifications and existence of isomorphic substitutions in sublattices. Interest in them is caused by the ability to form continuous rows of solid solutions that allows use them for different variations of physical and chemical properties. The specific feature of mentioned structures is the presence of $[\text{XY}_4]$ and $[\text{TlY}_6]$ structural complexes. Due to their unique physical and chemical properties these crystals in nanoparticle form have a wide range of applications in non-linear optics [1-2]. This may open new directions in applications of Tl_3VY_4 compounds for medical purpose.

Crystals under investigation are expected to contribute in the development of nanophysics and personalized medicine for health monitoring and prevention. The titled crystals technology combined with laser technology [3-4] can provide the ingredient needed to develop low cost consumer diagnostic products. Further research and development of technology for the various applications of Tl_3VY_4 (Y= S, Se) crystals is discussed. This paper introduces potential applications of optical parameters of titled crystals in creation of multifunctional elements for medical devices, demonstrates proof of principle, discusses potential clinical applications, and suggests medical areas of further research and development. It will greatly enhance the performance of current technologies and will open up completely new application areas.

1. Bokotey O.V. Theoretical analysis of optical properties for Tl_3XY_4 crystals // Proc. of the 4th International Conference «Nanotechnologies» (Nano-2016). – Tbilisi, Georgia, 2016. – P. 33.
2. Bokotey O.V., Nebola I.I. The description of structure and phonons spectra symmetry of Tl_3TaS_4 crystals by using the superspace symmetry concept // Uzhhorod University Scientific Herald. Series Physics. – 2012. – № 31. – P. 19–22.
3. Carovac A., Smajlovic F, Junozovic P. Application of Ultrasound in Medicine // Acta Inform. Med. – 2011. – 19(3). – P. 168–171.
4. Welch A.G., van Gemert M.J. Optical-thermal response of laser-irradiated tissue. – Springer, 2011. – P. 145–946.

Transplantology of bone marrow stem cells

Bondar Julia

*Kharkiv National Medical University, Department of Foreign Languages,
Kharkiv, Ukraine*

Introduction: Nowadays transplantation plays a significant role in the treatment of various pathologies. One of the most progressive types of it is transplantation of bone marrow.

Destination: Prove availability of bone marrow's transplantation and important role of it in treatment of leukemia

History of bone marrow transplantation originates from the last decade of the 19th century. D. Brown-Sequard, A. d'Arsonval, M. Fraser, E. Billings and E. Hamilton are considered to be the founders of this phenomenon. They used extract of animal bone marrow in order to treat various types of anemia which had positive effect. However, this technique hasn't been actively used or even recognized until 1939. The first transplant surgery was made by U. Thomas in the middle of the last century and it was the first step to the universal recognition and further development of this branch of transplantology.

Bone marrow is a specific substance which produces blood cells of different types. It is located in the sternum, skull bones, pelvis, ribs and spine.

During the transplantation of bone marrow abnormal bone marrow of a patient is destroyed with radiation and instead of it a healthy one is injected into the bloodstream. In case of successful outcome the transplanted bone marrow migrates to the cavities of large bones, settles down and begins to produce normal blood cells. In most cases bone marrow is taken from the pelvic region. Depending on the acceptor of bone marrow there are allogenic and autologous ones. Allogenic is a person who accepts someone else's hematopoietic stem cells. Autologous is a donor and a recipient concurrently. This is one from whom these hematopoietic stem cells are removed and to whom they are transplanted again but after some period of time. It is possible if remission takes place or when the condition requiring treatment doesn't affect bone marrow.

The result of transplantation depends on age, physical condition and stage of the disease. All this is taken into account when the decision about transplantation is made for a patient.

To conclude transplantation of bone marrow is used to treat rather complex diseases, such as some forms of cancer, for example leukemia, lymphoma, breast or ovarian cancer. So in 2007, American citizen Timothy Brown recovered not only from leukemia but also from AIDS due to such surgery. This fact confirms that this branch of medicine has great prospects and in some years may help us to get rid of the most severe diseases on our planet such as cancer, AIDS and HIV.

Система для синхронної реєстрації активності пацієнта і електроенцефалографічних сигналів

Бульба О. О.*, Радченко С. П., Судаков О. О.

Київський національний університет імені Тараса Шевченка, факультет радіофізики, електроніки та комп'ютерних систем, кафедра медичної радіофізики

oleksii.bulba@gmail.com, Київ, просп. Глушкова, 42 (044) 526-05-32

Електроенцефалографія (ЕЕГ) є одним з інформативних методів дослідження мозку людини оскільки дає можливість якісного і кількісного оцінювання функціонального стану головного мозку і аналізу його реакцій при дії різних зовнішніх подразників.

Для класифікації станів, розв'язання оберненої задачі ЕЕГ необхідне просте та швидке виділення станів та відповідних ділянок сигналів. Додатково треба розділяти ЕЕГ сигнали, які відповідають фізіологічній роботі головного мозку та його безпосередній реакції під час дослідження.

В роботі розроблено та використано автоматизовану схему синхронізації запису сигналів та змін станів пацієнта і умов проведення ЕЕГ досліджень. Розроблене програмне забезпечення дозволяє під час ЕЕГ дослідження реєструвати наперед задані події, зокрема початок і закінчення періодів зміни умов експерименту (виконуваної пацієнтом задачі), рухів, дії подразнень на пацієнта. Для уніфікації роботи використано відправку інформації про події під час ЕЕГ дослідження через локальну мережу на комп'ютер за допомогою технології Socket та встановлення відповідних міток під час запису ЕЕГ за допомогою програмного забезпечення електроенцефалографа.

Система синхронізації дозволяє автоматичне зняття ЕЕГ без втручання в роботу власного програмного забезпечення електроенцефалографа, можливість виділення та реєстрації сигналів ЕЕГ відповідно до вказаного дослідником сценарію ЕЕГ обстеження.

Тестування системи синхронізації показало зменшення затримки реєстрації змін ЕЕГ сигналу з 215 мс, які відповідають середньому часу реакції людини [1], до 6 мс – час обробки та передачі даних між комп'ютерами. Система синхронізації є ефективною для повторюваних тестів та довготривалих досліджень, оскільки дозволяє зменшити рутинну роботу та вплив суб'єктивних факторів (увага, втома тощо) дослідників на результати співставлення функціонального стану головного мозку та часовими інтервалами записаних електроенцефалографічних сигналів.

1. Reference An IAC Publishing Labs Company, "What is the fastest human reaction time?," [Online]. Available:

<https://www.reference.com/science/fastest-human-reaction-time-744b62945476fb5d#>. [Accessed 2017].

Анотація: Розроблено та використано автоматизовану схему синхронізації запису ЕЕГ сигналів та змін станів пацієнта. Система синхронізації зменшила затримку реєстрації змін ЕЕГ сигналу з 215 мс до 6 мс. Система синхронізації є ефективною для повторюваних тестів та довготривалих ЕЕГ досліджень.

Ключові слова: Синхронна реєстрація ЕЕГ, автоматизація ЕЕГ, ЕЕГ дослідження, технологія Socket.

Summary: The automated scheme to synchronize the recording of EEG signals was worked out and then applied. The synchronizing system reduced the delay of capturing the changes of EEG signal from 215 ms to 6 ms. The synchronizing system appears to be effective for frequent tests and long-lasting EEG research.

Key words: Synchronous registration of EEG, automation of EEG, EEG study, Socket technology.

Аннотация: Разработано и использовано автоматизированную схему синхронизации записи ЕЕГ сигналов и изменений состояний пациента. Система синхронизации уменьшила задержку регистрации изменений ЕЕГ сигнала с 215 мс до 6 мс. Система синхронизации является эффективной для повторяемых тестов и длительных ЕЕГ исследований.

Ключевые слова: Синхронная регистрация ЭЭГ, автоматизация ЭЭГ, ЭЭГ исследование, технология Socket.

Wearable EEG device for epilepsy seizures early detection

*** V.O Gaidar¹, O.O Sudakov¹**

*¹Taras Shevchenko National University of Kyiv, Faculty of Radiophysics,
Electronics and Computer Systems, * gaidar.viktoria@gmail.com
sudakov.oleksandr@gmail.com*

Seizure forecasting and early detection of epileptic seizures systems now are on the cutting edge of scientific interest. The reason is that we can use different Machine learning algorithms for those purposes. According to an estimate of the World Health Organization, epilepsy affects almost 60 million people around the world. Approximately one in every 100 persons will experience a seizure at some time in their life. Epilepsy is characterized by the recurrent and sudden incidence of epileptic seizures which can lead to dangerous and possibly life-threatening situations. The seizures are the result of a transient and unexpected electrical disturbance of the brain and excessive neuronal discharge that is evident in the electroencephalogram (EEG) signal representative of the electrical activity of the brain. In order that almost 30% of the patient are drug resistant to any medications and only other treatment, e.g. resective surgery, neurostimulation are available for them. Such treatment might be accompanied with post – operational complications such as memory, language, sensory or motor deficits. Besides the health problems that caused by epilepsy, patients also suffer from persistent anxiety of experiencing further seizures and faced with a variety of restrictions in daily lives.

Multi-center clinical studies showed evidence of premonitory symptoms in 6.2% of 500 patients with epilepsy. Another interview-based study found that 50% of 562 patients felt “auras” before seizures (. Such clinical observations give an incentive to search for premonitory changes. Even so, research in a field of seizure prediction is still a long and winding road. For any seizure prediction approaches the first step is to create a wearable electroencephalography (EEG) device that will collect and analysis data in real time. Only after this step we can apply pattern recognition and machine learning-powered classification features.

The focus of this paper is to design a low cost EEG acquisition device for non invasive techniques and software that provides the opportunity to visualize and analyze EEG signal in real time. System design divided in three parts: signal acquisition, signal transmission and signal processing. Data is transferred via Bluetooth module to maintain an electrical isolation barrier between user and the device itself. MatLab GUI was used for data visualization in real time domain.

Коливна структура та прояви взаємодії цефтриаксону з мембранними компонентами клітин бактерій

Н.А. Гончаренко^{1*}, О.П. Дмитренко¹, М.П. Куліш¹, О.Л. Павленко¹,
В.В. Стрельчук², О.Ф. Коломис², В.М. Насека², І.С. Чекман³

1) *Київський національний університет ім. Тараса Шевченка,
вул. Володимирська, 64/13, м.Київ 01601, Україна*

2) *Інститут фізики напівпровідників ім. В.Є. Лашкарьова НАН України,
просп. Науки 41, м. Київ 03028, Україна*

3) *Київський медичний університет, вул. Льва Толстого 9, м. Київ,
Україна*

**poluyannadia@gmail.com*

Анотація. В роботі було проведено дослідження коливних спектрів та віднесення основних коливних мод L-аланіну, цистеїну, L-лізину, N-ацетилглюкозаміну та їх комплексу з цефтриаксоном з використанням методів інфрачервоної спектроскопії, спектроскопії комбінаційного розсіяння та моделювання в програмному пакеті Gaussian.

Аннотация. В работе было проведено исследование колебательных спектров и отнесение основных колебательных мод L-аланина, цистеина, L-лизина, N-ацетилглюкозамина и их комплекса с цефтриаксоном с использованием методов инфракрасной спектроскопии, спектроскопии комбинационного рассеяния и моделирования изучаемых систем в программном пакете.

Summary. The study of vibrational spectra and the assignment of the main vibrational modes of L-alanine, cysteine, L-lysine, N-acetylglucosamine and their complex with ceftriaxone using infrared spectroscopy, Raman scattering and modeling of the compounds studied in the software package Gaussian.

Ключові слова: цефтриаксон, спектроскопія, L-аланін, цистеїн, L-лізин, N-ацетилглюкозамін

Ключевые слова: цефтриаксон, спектроскопия, L-аланин, цистеин, L-лизин, N-ацетилглюкозамин

Keywords: ceftriaxone, spectroscopy, L-alanine, cysteine, L-lysine, N-acetylglucosamine

Методами коливної спектроскопії в роботі отримані результати дослідження оптичних та фізико-хімічних властивостей антимікробного препарату цефтриаксону та його сполук з деякими амінокислотами та N-ацетилглюкозаміну, що входять до складу клітинних мембран з метою визначення змін у взаємодії субстанції комплексу в порівнянні з вихідним антибіотиком.

Дослідження коливних властивостей цефтриаксону та мембранних компонент проводилось з використанням методів інфрачервоної

спектроскопії (ІЧ) і спектроскопії комбінаційного розсіювання (КР). Зокрема, велику увагу приділено області внутрішньомолекулярних коливних мод, в якій проявляються коливальні ступені свободи амінокислотних залишків, а також коливання груп C-H і N-H.

Було показано, що додавання N-ацетилглюкозаміну та амінокислот **L**-аланіну, цистеїну, L-лізину, гліцину до розчину цефтриаксону суттєво впливає на спектри інфрачервоного поглинання та комбінаційного розсіювання, що проявляється в зміні інтенсивності смуг, зсуві деяких смуг та появі нових. Крім цього було представлено порівняння значень хвильових чисел, що відповідають коливним смугам експериментальних спектрів, з теоретичними, обрахованими в програмному пакеті Gaussian.

Дослідження отриманих зразків методом інфрачервоної спектроскопії показало зміщення смуг поглинання функціональних груп цефтриаксону: карбоксилатної, бета-лактамної, амідної – що можна розглядати як свідчення зміни координаційних зв'язків аніонів антибіотика цефтриаксону з амінокислотою гліцину.

Кінетика фотозбудження та релаксації біологічних макромолекул в водних розчинах

М.А.Драпиковський*, М.П. Куліш, О.П. Дмитренко

*Національний університет ім. Тараса Шевченка, Київ, Володимирська
64, 01033, Україна, E-mail: drapikovskiy.maksym@gmail.com*

Теоретично вивчено процес фотозбудження і релаксації фотозбуджених станів у біомакромолекулах з великим часом релаксації збуджених станів, що обумовлює відхилення поглинання від закону Бугера—Ламберта—Бера. Встановлено імовірні стаціонарні розподіли інтенсивності світла, що проходить крізь видовжений зразок, запропоновано новий метод обчислення для дослідження кінетик фотозбудження і релаксації біологічних молекул. Одержані теоретичні результати застосовувалися при дослідженні процесів переносу фотоелектрону у молекулах жовтого протеїну. Вперше встановлено параметри, що характеризують стаціонарні і кінетичні властивості фото чутливого жовтого протеїну.

Метою роботи був аналіз межі використання схеми з двома зустрічними джерела світла та визначення з її використанням характеристик фотоактивного жовтого протеїну в межах дворівневої моделі.

В даній роботі розглядається схема -, коли в експерименті задіяні два джерела світла. Збуджуюче світло використовується для “керування” електронним станом макромолекул, а тестуюче для визначення цього стану. Збуджуюче світло проходить перпендикулярно до тестуючого світла, інтенсивність якого майже не впливає на кількість збуджених молекул.

Для дослідження кінетичних характеристик системи, що не зазнала перебудов внаслідок актів фотозбудження (“темнових” характеристик) було проведено серію вимірів коефіцієнта оптичного поглинання при тривалості експозиції 5 секунд і зміні інтенсивності від 0 до 800 відн.од.. Питання про обґрунтованість такого вибору вирішувалось на основі порівняння результатів експерименту з розрахунками для системи з фіксованою структурою згідно з наведеною вище теоретичною моделлю.

Висновки

1. Встановлено особливості взаємодії збуджуючого світла з фотоактивними біологічними макромолекулами, що мають аномально великий час релаксації. Вперше строго показано за яких умов можливий рівномірний розподіл збуджуючого світла вздовж його оптичного шляху.
2. Розроблено нову методику обробки експериментальних результатів з оригінальною числовою програмою для дослідження процесів фотозбудження та релаксації електрона біомолекулах фотоактивного жовтого протеїну, що враховує нелінійний характер поглинання молекул.
3. Вперше експериментально були визначені константи швидкості перенесення фотоелектронів в біомолекулах жовтого протеїну.

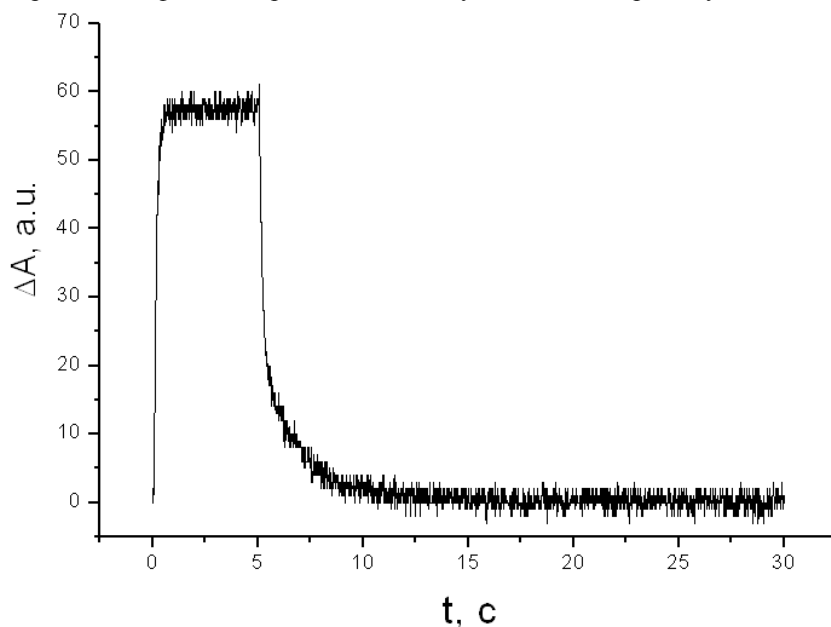


Рис. . Динаміка фотозбудження та релаксації макромолекул з часом.

ІСПТ pH-сенсор з підзатворним діелектриком нанокристалічного оксиду церію

Кутова О.Ю., Тимофєєв В.І.

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

*03056, Київ, вул. Політехнічна 16, кафедра електронної інженерії,
тел. (044) 204-99-09 E-mail: oksana03fel@gmail.com*

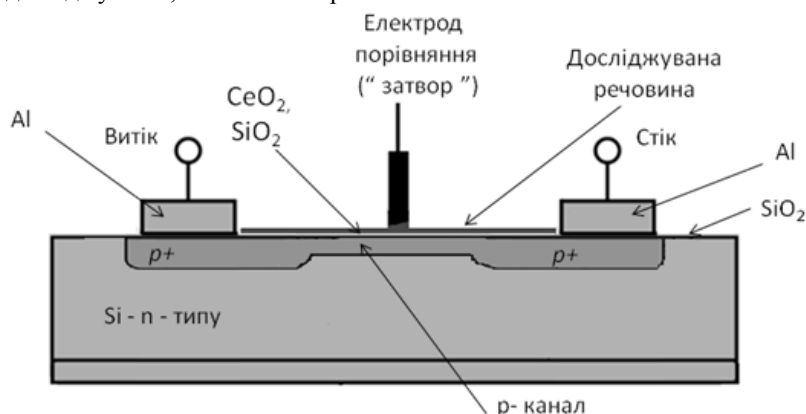
This work is described the general types and application ion-sensitivity field effect transistors (ISFET) pH sensor. We described basic description and advantages of this type of sensor. The main difference between this transistor and the typical field transistor is that it has a metal gate replaced by a special sensitive membrane and a reference electrode. The typical dielectric layer is Si_3N_4 , SiO_2 , Al_2O_3 , etc. But we replaced SiO_2 by CeO_2 , since this material has quite the same characteristics, but also it has some advantages which can increase sensitivity this sensor. For example, CeO_2 has a wider bandgap that leads better dielectric insulation of the structure, and reduces leakage currents through the dielectric. The difference between lattice spacing for CeO_2 and SiO_2 $\Delta a/a = 0.35\%$ is caused low trap concentration on the silicon-insulator interface. As a result, ISFET based on the CeO_2 dielectric films caused higher sensitivity for pH level.

Дослідження, аналіз стану і складу різних наносистем є предметом сучасних досліджень. Для цього існують різні способи та методи. Одним з таких є сенсори, які дають можливість зареєструвати, обробити і передати необхідну інформацію про досліджуване середовище. Існує класифікація біосенсорів в залежності від типу перетворювача: електрохімічні (амперометричні, потенціометричні, кондуктометричні та імпедансометричні), п'єзоелектричні, калориметричні та оптичні (флуоресцентні, фотометричні сенсори на основі зміни абсорбції, показника заломлення, раманівського розсіювання). Залежно від сфери застосування використовують різні їх типи. Для біомедичного використання переважно використовують електрохімічні, п'єзоелектричні та оптичні сенсори [1].

Сучасні дослідження сенсорів пов'язані з використанням наноструктурних транзисторів з високочутливими нанорозмірними системами – нанотрубками, кремнієвими нанопровідниками, нанострічками графену тощо. Удосконалюються конструкції ІСПТ [2], зокрема, з використанням двозатворних структур, а також структур з високочутливими мембранами на основі полі- [3] та органічних матеріалів [4]. Але ці дослідження пов'язані з окремими експериментальними нанорозмірними структурами, які потребують розроблення досконалої технології щодо їх серійного виробництва.

Основною метою даної роботи є дослідження типової структури ІСПТ, але з деякою зміною підзатворного діелектрика. Перевагами ІСПТ є малі розміри, висока швидкість та можливість їх масово виготовляти по технологіях мікроелектроніки. Структура такого транзистора практично така ж як і звичайного МДН-транзистора (метал-діелектрик-напівпровідник), за винятком того що в ньому на чутливій поверхні відсутній металевий затвор. Для цього замість металу на затворі транзистора наносять чутливий шар або іоноселективну мембрану, що безпосередньо контактує з досліджуваною речовиною. При цьому різниця потенціалів, між областями затвор-витік забезпечується за допомогою додаткових електродів (електроди порівняння).

Структура польового транзистора з індукованим каналом, що досліджується, показана на рис.1.



Ри

с.1. Загальний вигляд структури ІСПТ в робочому режимі на основі оксиду церію

Топологія запропонованого транзистора являє собою транзистор з індукованим каналом p – типу.

Таблиця 1. Основні параметри транзисторної структури

$V_{зв}, В$	-9,5
$W, мм$	5
$L, мкм$	50
$V_{п}, В$	1,759
$C_{окс}, Ф/м^2$	$1,48 \cdot 10^{-3}$
$V_{св}, В$	0-5

Для такого польового транзистора при нульовій напрузі на затворі струм стоку теж нульовий. Струм стоку в таких транзисторах виникає при подачі напруги на затвор більшої, ніж деяке порогове значення V_p . Як правило, найбільша зміна струму сенсора під дією активної речовини на поверхні відбувається в області насичення струму стоку. Тому оцінювання чутливості сенсора здійснюється саме у цій області вольт-амперних характеристик транзистора. Принцип дії польового транзистора дозволяє використовувати його як чутливий елемент до зміни електричного заряду або потенціалу на затворі.

Для отримання польового транзистора, чутливого до певного типу іонів, найчастіше намагаються підвищити чутливість активного шару, зокрема, шляхом використання більш досконалих діелектриків в чутливій області. Найбільш відомими діелектриками, які для цього використовують є Si_3N_4 , SiO_2 , Al_2O_3 , Ta_2O_5 , GaN та інші.

Проте ці діелектрики не завжди можуть забезпечити достатню чутливість до іонів в порівнянні зі скляними електродами. Причиною цього є те, що в окислі та на межі поділу окисел-напівпровідник існують зарядові стани, які призводять до нестабільності та дрейфу характеристик ІСПТ.

У даній роботі аналізується сенсор, у якому використовується підзатворний діелектрик на основі CeO_2 - оскільки церій має деякі переваги порівняно з SiO_2 . Він має підвищену діелектричну проникність $\epsilon = 26$, ширина забороненої зони складає $E_g = 3,6$ еВ. Такі особливості забезпечують кращу діелектричну ізоляцію структури і зменшують струми витоку через діелектрик.

Розбіжність між сталою ґратки CeO_2 та SiO_2 $\Delta a/a = 0.35\%$ сприяє низькій концентрації пасток на межі поділу кремній-діелектрик до 10^{20} см $^{-2}$. Унаслідок чого збільшується крутизна ВАХ, а отже і рН-чутливість. Також CeO_2 має високу термічну стабільність.

Підзатворний діелектрик формувався методом вибухового випаровування при температурі 200°C і має нанокристалічну структуру з характерним розміром нанокристалів 18...24 нм (рис. 2).

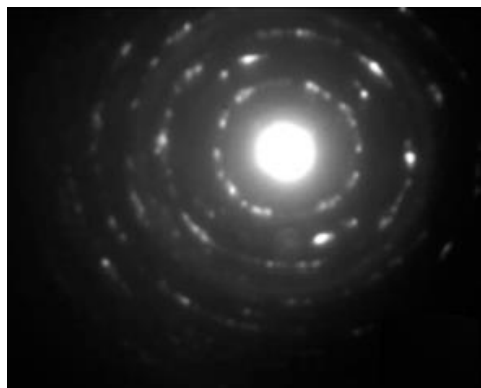


Рис.2. Мікроструктура плівки SeO_2 отриманої методом вибухового випаровування при $T = 200^\circ\text{C}$

Запропонований сенсор являє собою польовий транзистор з відкритим затвором з довжиною каналу 50 мкм.

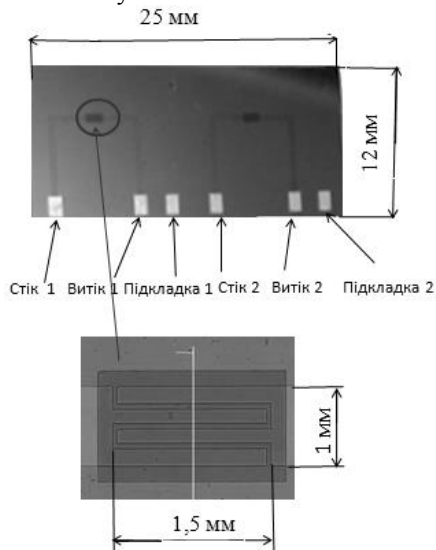


Рис. 3. Зовнішній вигляд ІСПТ

Перевірка транзистора на чутливість для води з різними значеннями рН для такої структури показала перспективні результати для подальшого його застосування. При збільшенні значення рН рідини за фіксованої напруги на затворі транзистор показує більші значення струму. Це свідчить про те, що рівень рН модулює струм каналу (рис.4).

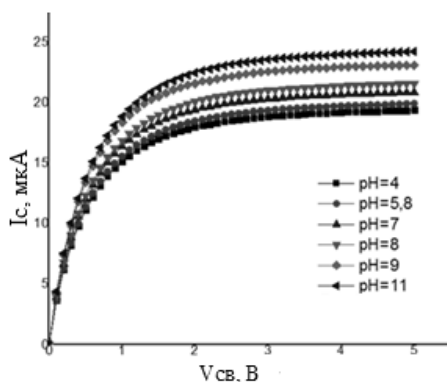


Рис.4. Вихідний сигнал ІСПТ для різних значень рН

Вихідні характеристики при постійному значенні напруги на затворі ($V_{зв}=-9В$) та при різних значеннях напруги між стоком і витокм ($V_{св}=3В$, $V_{св}=3,5В$) (рис.5) описуються близькими за значеннями поліномами. За заданих значень рН зі збільшенням значенням $V_{св}$ значення струму в каналі теж збільшується. (рис.5).

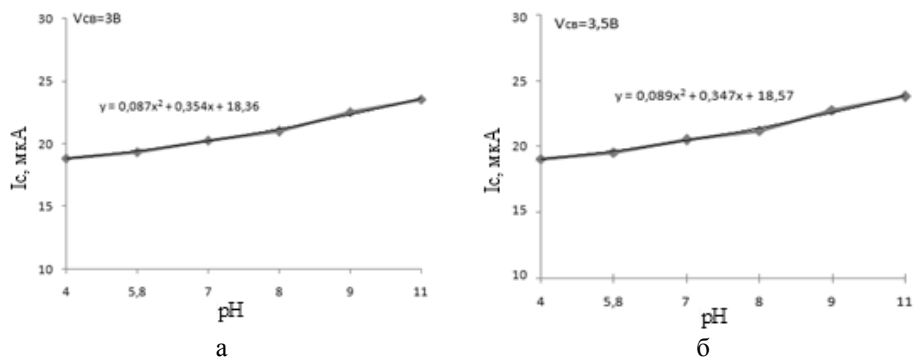


Рис.5. Залежності вихідного струму при різних значеннях напруги між стоком та витокм при $V_{зв}=-9В$ та $V_{св}=3В$ (а) й $V_{св}=3,5В$ (б)

Структура ІСПТ, що досліджувалась у роботі, є перспективною для використання як чутливого хімічного та біосенсора. Експериментальні результати випробування транзистора в якості сенсора рН дають можливість стверджувати, що запропонована структура польового транзистора з підзатворним діелектриком нанокристалічного оксиду церію має широкі перспективи застосування, зокрема, в біохімії, оскільки оксид церію є біосумісним матеріалом.

1. Deisingh A. Biosensors for microbial detection. Microbiologist. 2003; 2:30–33.
2. M. Kaisti, Q.Zhang, A.Prabhu, A.Lehmusvuori, A.Rahman, “An Ion-Sensitive Floating Gate FET Model: Operating Principles and Electrofluidic Gating” IEEE Trans. Electron Devices, vol. 62, №8, pp. 2628–2635, Aug. 2015.
3. T.N.Lee , H.Chen, K.Hsieh, “Study on Sensing Properties ja ISFETs Fabricated with APTES/SiO₂ Stacked Sensing Membrane, Proc. IEEE International Conference on Electron Devices and Solid-State Circuits (EDSSC), 2015, pp. 808-811.
4. D.Popescu, B.Popescu, M.Brändlein, K.Melzer, P.Lugli, “Modeling of Electrolyte-Gated Organic Thin-Film Transistors for Sensing Applications” IEEE Trans. Electron Devices, vol. 62, №12, pp. 4206–4212, Dec. 2015.

Пристрій для визначення та контролю отруєння монооксидом вуглецю

Мамілов С.О.

Інститут прикладних проблем фізики і біофізики НАН України
mamilovso@nas.gov.ua

Отруєння монооксидом вуглецю має складний характер розвитку і дії на системи організму, а при значних дозах призводить до смерті. Своєчасна ідентифікація сили враження, контроль за станом життєвих функцій отруєного і ефективність наступних реанімаційних і терапевтичних дій, вживаних лікарями, успішність лікування чи запобігання отруєння дуже залежить від наявних належних інструментальних засобів одночасного контролю за поточними змінами не однієї, а сукупності життєвих функцій організму, а також за змінами насичення крові оксидом вуглецю як основного фактора враження.

Складність в визначенні отруєння та призначенні коректного лікування полягає в тому, що рівень карбоксигемоглобіну в крові не завжди корелює з симптоматикою отруєння монооксидом вуглецю оскільки тяжкість інтоксикації залежить також від інших параметрів пацієнта, таких як: вік, фізична форма, рівень цукру та алкоголю в крові і багато іншого.

В основу розробки покладено результати попередніх власних досліджень, щодо технологій і засобів неінвазивної СО-пульсоксиметрії – для визначення відносної концентрації карбоксигемоглобіну, варіабельності серцевого ритму та реоплетизмографії, визначення функціонального стану серцево-судинної та легеневої систем, і оксиду вуглецю у навколишньому газовому середовищі.

Нами були проведені дослідження граничних можливостей методик аналізу фотоплетизмографічного сигналу і на їх основі створено комплексний прилад, який дозволяє визначати параметри кровотоку, тону судин, стану серцево-судинної, вегетативної нервової та регуляторної систем людини. Особливістю пропонуємих методик є реєстрація форми фотоплетизмограми з підвищеною точністю та поглиблений математичний аналіз одержаних сигналів.

Для визначення відносної концентрації карбоксигемоглобіну в артеріальній крові створена методика, яка базується на аналізі пульсоксиметричного сигналу на трьох довжинах хвиль. Запропоноване авторами проекту ноу-хау дозволяє виключити вплив шумів та артефактів на точність визначення відносної концентрації окси- та карбоксигемоглобіну в артеріальній крові та тривалості кардіоциклу. Перевагою запропонованої розробки є використання оптичного сигналу, що формується пульсовою хвилею крові як для визначення вмісту похідних гемоглобіну в артеріальній крові так і для характеристики роботи серцево-судинної системи.

Мобільний пристрій для віддаленої реєстрації ЕЕГ сигналів

Натаров Р. М., Радченко С. П., Судаков О. О.

Київський національний університет імені Тараса Шевченка, кафедра медичної радіофізики, natarovx@gmail.com, spr@univ.kiev.ua, sudakov.oleksandr@gmail.com

Електроенцефалографічні вимірювання дають можливість за допомогою відносно простого обладнання виконувати накопичення і моніторинг даних про мозкову активність. Такі системи можуть ефективно застосовуватись для досліджень на лабораторних тваринах, для контролю та передбачення епілептичних нападів у людини та для інших задач віддаленого збирання та обробки даних про стан організму. Такі системи сьогодні інтенсивно розробляються і є комерційно привабливими. Особлива увага приділяється можливості дослідження мозку у різних стадіях епілептичного нападу та збору даних ЕЕГ що передують нападу з використанням портативних електроенцефалографічних датчиків.

В роботі враховано вимоги та обмеження, які висуваються на пристрої такого класу. З урахуванням цих вимог розроблено бездротовий мобільний пристрій для реєстрації ЕЕГ сигналів малих лабораторних тварин. Пристрій знімає 4 інтракраніальні сигнали, підсилює, оцифровує, стискає та передає їх на комп'ютер. Напруги вхідних сигналів лежать у діапазоні мілівольтів. Для комунікації використовується Bluetooth Low Energy інтерфейс зі швидкістю передачі до 1 Мбіт за секунду. Передача даних може виконуватись на відстані до 10 м. Система живиться від літій-іонного акумулятора ємністю 20 мА·год. Завдяки використанню електронних компонентів «система-на-кристалі» пристрій має малі розміри та масу, а також наднизьке енергоспоживання, що дозволяє імплантувати його у черевну порожнину тварини. Головною особливістю пристрою є передача даних ЕЕГ у реальному часі, що дозволяє оперативно відслідковувати стан тварини під дією препаратів. Також передбачається можливість бездротової зарядки акумулятора пристрою. Без підзарядки пристрій може працювати неперервно впродовж доби. Програмне забезпечення для комп'ютера здатне під'єднати до 5 таких пристроїв.

Попередня обробка даних здійснюється на процесорі мобільного пристрою. Вхідні канали комутуються за допомогою вбудованого електронного перемикача. Дані надходять на вхід АЦП з частотою дискретизації 500 Гц на канал, чого достатньо для оцифровки ЕЕГ лабораторної тварини, який має вищу частоту, ніж ЕЕГ людини. Далі дані стискаються шляхом запакування 2-х 12 бітних вимірів у одне трибайтне число. Процесор працює постійно і ініціює передачу даних радіомодулем кожні 4 секунди.

Наразі реалізовано прототип процесорної і радіочастотної частини пристрою з використанням інтегральної мікросхеми CC2640 від TI. В

подальшому планується реалізація підсилювача і бездротового індукційного зарядного пристрою. Після чого будуть проведені випробування пристрою на лабораторних тваринах з моделлю епілептичних станів.

Розроблений пристрій із незначними модифікаціями може застосовуватись для реєстрації ЕЕГ людини.

Коливні спектри молекули антибіотику цефтриаксону у присутності атомів металів золота та срібла

Павленко О.Л., Гончаренко Н.А., Дмитренко О.П., Куліш М.П.,
Чекман І.В., Булавін Л.А.

Київський національний університет імені Тараса Шевченка

Протягом останніх років багато досліджень проводять у напрямку вивчення взаємодії лікарських препаратів з біомолекулами, наприклад, з альбуміном, компонентами біомембран, зокрема у присутності металічних наночастинок. У таких дослідженнях метод ІЧ-спектроскопії є надзвичайно інформативним, оскільки взаємодія компонент проявляється у вигляді зміщення, появи нових або зникнення існуючих коливних мод. У даній роботі проведено аналіз розрахованого коливного спектру в ІЧ-діапазоні молекули антибіотику широкого спектру дії цефтриаксону у присутності атомів золота та міді. Для розрахунків геометрії молекули антибіотику, а також його геометрії у присутності атомів металів, форми коливань та ІЧ-спектру використано напівемпіричний метод РМ6.

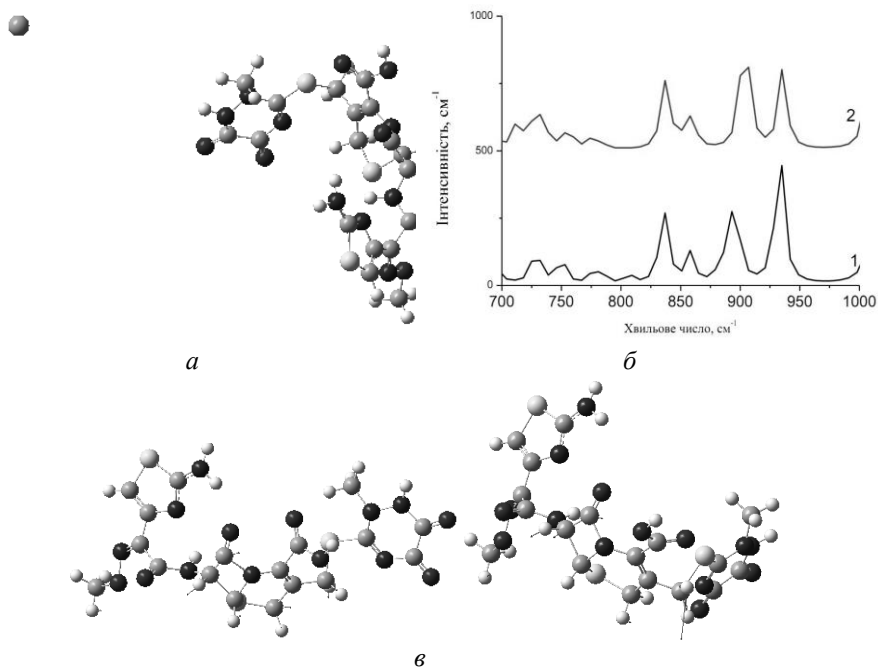


Рис.1. Геометрія комплексу молекули цефтриаксону з атомом міді (а) та спектр ІЧ-поглинання (б) молекули (1) та комплексу з атомом металу міді (2). Форми коливань молекули при частоті 895 cm^{-1} . Стрілками показано

напрями зміщень атомів при коливанні.

Показано, що розташування атома міді та золота біля молекули на відстані 5Å приводять до незначного зміщення коливних мод на $1,5\text{ см}^{-1}$ і несуттєво модифікують форми коливань цефтриаксону.

**Фантом з гетерогенною структурою метастазів на основі
нанокмплексу для комп'ютерного томографа**
В.Е. Орел^{1,2}, А.В. Романов^{1*}, Т.С. Головка¹, Г.В. Лаврик¹, М.О.
Йолтуховський²

¹Національний інститут раку МОЗ України

²Національний технічний університет України «Київський політехнічний
інститут імені Ігоря Сікорського»

*Україна, 03022, Київ, вул. Ломоносова, 33/43, 044 257-60-68,
a7romanov@gmail.com

Роздільна здатність комп'ютерної томографії обмежена при виявленні невеликих за розмірами метастазів. Існуючі фантоми, які входять до складу комп'ютерного томографа, не завжди відповідають технологічним вимогам для оцінки можливостей візуалізації метастазів печінки. Виходячи з вищезазначеного, метою роботи було розробити тканино-еквівалентний фантом печінки з метастазами та наночастинками для дослідження в ньому контрасту візуалізованих зображень метастазів отриманих комп'ютерним томографом.

Розроблено та виготовлено тканино-еквівалентний фантом печінки з штучними метастазами розмірами 5 мм. В роботі були використані наночастинки оксиду заліза Fe_3O_4 діаметром 20–40 нм, отриманих із застосуванням технології електронно-променевого випаровування й конденсації в вакуумі неорганічних матеріалів. Візуалізацію фантому проводили на комп'ютерному томографі Toshiba Aquilion 16. В якості параметра оцінки якості візуалізованих зображень фантому було обрано контраст.

Штучні метастази без наночастинок практично не візуалізувались методом комп'ютерної томографії, на відміну від метастазів з наночастинками оксиду заліза, які добре візуалізувались на томограмі. Найбільше значення контрасту штучного метастазу з наночастинками візуалізованого комп'ютерним томографом було 0,148, а найменше 0,016. Результати роботи свідчать про доцільність поєднання методів променевої діагностики та нанотерапії злоякісних пухлин з використанням в якості активних агентів наночастинок, що може в перспективі бути використано в доклінічних дослідженнях *in vivo* та послідовному доведенні в клінічну практику.

Видалення зображення волосся

Федоров В.О., Мамілов С.О.

Інститут прикладних проблем фізики і біофізики НАН України
mamilovso@nas.gov.ua

Серед завдань біомедицинської оптики аналіз стану поверхні шкіряного покриву людини є одним з основних напрямків. Ключовими складовими цього аналізу є визначення геометричних параметрів та кольору об'єкту, що досліджується. Але виконання подібної процедури більшим чином все ще проводиться спеціалістами у “ручному режимі”, тому оцінка стану та динаміки об'єкту носить суб'єктивний характер.

Використовується растрове цифрове зображення, котре складається із множини пік селів, кожен з яких описується структурою даних. Повнокольорове растрове зображення представляє собою чотири матриці однакової розмірності, що дорівнює розмірності самого зображення у пікселях.

Етап 1. Проводимо перевід полнокольорового зображення у зображення у рівнях градацій сірого методом десатурації.

Етап 2 – волосся на оригінальному зображенні володіє чіткими границями, тому на границі розділу присутня різка зміна градієнтів яку ми знаходимо. Результатом процедури є отримання границь, що дає можливість відокремити об'єкти зображення один від одного.

Етап 3 – проводимо бінарізацію зображення для відокремлення ділянок із високою зміною градієнту від усіх інших частин зображення, яка розподіляє усі пікселі лише на два окремих кластера – пікселі, що належать до об'єкту, та пікселі, що належать до усього іншого фону.

Етап 4 – на основі країв-границь із високим рівнем перепаду градієнту заповнюється внутрішня частина між ними. Для цього застосовується метод побудови опуклої оболонки. Побудова опуклої оболонки у середині маски, що рухається по бінарізованому зображенню, дозволяє поступово відтворити весь об'єкт за частинами його границь та внутрішніх елементів. Таким чином маркуються усі пікселі, що включає у себе шуканий елемент-волос

Подальша кластеризація сегментованого зображення на не зв'язані між собою ділянки дозволяє врахувати у пікселях площину кожної окремої такої ділянки. Після будується гістограма площин ділянок та розподіляється на шум із малою площиною та об'єкти на основі методу Отцу.

Етап 5 – після відокремлення волосу від усього іншого зображення редукуємо волос з зображення, поступово замінюючи пікселі волосу пікселями, що оточують його.

Після того, як зображення у рівнях градації сірого позбавлене дефектів, його знов сегментують. На відміну від необробленого зображення, оброблене зображення із видаленими дефектами не вносить вплив

волосся в геометричні та кольорові параметри результату використання методу ABCDE. Що у власну чергу знижує вірогідність зробити помилковий висновок щодо стану об'єкту дослідження та його динаміці із часом

Зміст

Content

1. Навчання та підготовка медичних фізиків <i>Education and training of medical physicists</i>	8
Практичне застосування рентгенівських систем для підготовки медичних фізиків Асламова Л. І., Куліч Є. В., Меленевська Н. В., Радченко Н. В.	8
Підготовка медичних фізиків: лабораторні роботи з медичної інтроскопії Л. І. Асламова, Н. В. Радченко, О. О. Бульба, С. П. Радченко, О. О. Судаков ²	10
Навчання і підвищення кваліфікації медичного фізика, як гарантія якості проведення процедур медичного опромінення <i>Асламова Л.І., Куліч Є.В., Київ, Україна</i>	12
Safety culture as a key issue of radiation safety in medical activities with ionizing radiation sources Aslamova L.I., Nasvit O.I.	14
Історичні аспекти становлення та розвитку медичної фізики Дідух В. Д., Рудяк Ю. А.	16
Нові підходи до викладання медичної фізики у вищих медичних навчальних закладах Рудяк Ю.А., Дідух В.Д., Ладика Р.Б.	17
Питання безпеки пацієнтів у підготовці медичних фізиків: проблема і шляхи її вирішення Науменко О.М., Антоненко Л.П., Риган М.М.	19
Від ідеї до визнання: юридичні аспекти захисту прав на винаходи Ортинська І.П.	22
Чи потрібний медичний фізик в радіологічних відділах лікарень? М. І. Пилипенко	23
2. Інноваційні технології в медицині. <i>Innovation technologies in medicine</i>	28
Advances in modern medical physics: optical properties of the corderoite family crystals Bokotey O.	28

Micro- and nanoparticles generation by electric discharge in air and water A. Veklich, A. Lebid, T. Tmenova, V. Boretskij, Y. Cressault, F. Valensi, K. Lopatko, Y. Aftandilyants	30
Вплив 3-алокси-1,2-дигідро-3H-1,4-бензодіазепін-2-онів на механокінетичні показники та динаміку кальцієвої відповіді брадикінін-індукованого скорочення <u>П.А. Вірич</u> , О.В. Шелюк, В.С. Мартинюк	32
Оптичні методи у дослідженні онкологічних патологій шкіри Галайчук І. Й., Гоцко О. С., Рудяк Ю. А., Дідух В. Д.	33
Квантово-хімічне моделювання взаємодії нанокластеру нітриду титану з ліпідною ділянкою плазматичної мембрани Гончарова О.О., Куліш М.П., Дмитренко О.П., Момот А.І., Павленко О.Л.	34
Томотерапія в Україні. Загальний аналіз перших результатів. Програма контролю якості. Одарченко С.П., Гуменюк К.В., <u>Гуменюк М.Б.</u> , Зінвалюк О.В., Синчук Д.С.	35
Моделювання зв'язування протипухлинних агентів похідних піролу з вибраними протеїніназами В. В. <u>Гурмач</u> , Г. М. Кузнєцова, В. К. Рибальченко.	38
Практична ядерна медицина: підхід та реалізація з використанням нейтронно-фізичних методик І. П. Дряпаченко, О.А. Кушпій, О.М. Поворозник, В.В. Осташко, В.М. Шевель	39
Managing Incidental Findings on Abdominal CT I. Dykan	41
Технологія підвищення ефективності протипухлинної дії хіміопрепаратів за допомогою високоенергетичного електронного опромінення <u>Заболотний М.А.</u> , Орел В.Е., Довбешко Г.І., Соляник Г.І., Кияшко В.А.	43
Фотосенсибілізатор для фотодинамічної терапії на основі фулеренів C₆₀ та барвників Зарицька Г. М., Павленко О. Л.	44
Формування та моніторинг міні-пучків заряджених частинок та гама-квантів для просторово-фракціонованої радіаційної терапії <u>О.С Ковальчук</u> , В.М. Пугач, В.М. Міліція, Д.І. Сторожик, М.І. Палій, О.Ю. Столярова, С.Я. Барсук, А. Фаус-Гольф, П'єр Луїс Андре	45

Леперк

Обладнання фірми Канберра Паккард для дозиметричного забезпечення медичної радіології

Колінько Т.

46

Вплив ультразвуку різних інтенсивностей на скоротливу систему м'язів *in vitro*

Кременецька К.О., Нурищенко Н.Є.

50

Методики конформного післяопераційного опромінення молочної залози

В.І.Лисак, О.В.Гордєєва, І.В.Мирошніченко, І.М.Репецька, Г.Ю.Чорнай, Г.Б.Бернштейн, А.Б.Вінницька

52

Планування конформної променевої терапії пухлин голови та шиї

Г.Ю. Чорнай, І.М. Репецька, В.І. Лисак, І.В. Мирошніченко, Е.В. Гордєєва,
Г.Б. Бернштейн, А.Б. Вінницька

54

Моделювання взаємодії іонів з біологічним середовищем для дослідження впливу дозового навантаження при променевої терапії

Люльченко С.О.

56

Впровадження методики електронної променевої терапії

В.В. Мамчур, О.О. Чигрин

58

Comparative analysis of methods and devices in cosmetic epilation

Eu Martysh and Yu.P. Veremij

59

Рентгенівський стереокурсор для вимірювання геометричних розмірів досліджуваних об'єктів.

Є.В. Волков, С.І. Мірошніченко

60

Дозиметричні аспекти контролю якості стереотаксичної радіохірургії на медичному лінійному прискорювачі Novalis

Т.Г. Підлубна, О.О. Ботвиновський, Н.В. Черенько, О.О. Мисюра, К.Ф. Репнін

62

Експериментальне дослідження *in vitro* фізико-механічних властивостей ранозаживляючих біодеградуючих полімерних матеріалів

Попадюк О.Я.

63

ПЭТ/КТ С ^{18}F-фтордезоксиглюкозой при диагностике рака поджелудочной железы: анализ исследований за 2010-2016 годы на базе АО «Республиканский диагностический центр». Рахимжанова Р.И., Ибраев К.К., Рыскулова Г.О.	65
Детекторизований фантом для досліджень з просторово фракціонованої радіаційної терапії <u>Д.М. Рамазанов, О.С Ковальчук, В.М. Пугач, І. Мартінез-Ровіра, Є. Л. Момот, Д.І. Сторожик, О. Ю. Охріменко, М.І. Палій, О. Ю. Столярова, С. І. Форостенко, А. Фаус-Гольф</u>	72
Ефективність лазерної терапії в скороченні часу ортодонтичного лікування і зменшення болю при лікуванні О.В. Савченко	73
Практичні аспекти розрахунку imrt/vmat планів променевої терапії <u>Д.С. Синчук, С.П. Одарченко, М.Б. Гуменюк, К.В. Гуменюк, О.В. Зінвалюк</u>	75
Modelling of X-ray spectra influence on the raw images in digital tomosynthesis. Faryna Kh., Senchurov S., Motolyga O.	77
Моделювання опромінення детекторизованого фантому для досліджень просторово фракціонованої променевої терапії <u>С.І. Форостенко, В.М. Пугач, І. Мартінез-Ровіра</u>	79
Безпека медичного виробу та регуляторна політика України. шлях до Європи. Хотенюк І.М.	80
Перспективы использования фототерапии для лечения и профилактики сахарного диабета Юшкова М.Н., Коробов А.М.	82
3. Радіаційний захист <i>Radiation protection</i>	85
Обґрунтування протирадонових заходів для типових однокімнатних будинків Київщини Аксьонов М.В., Павленко Т.О., Фризюк М.А.	85
Monte-Carlo modelling of the radiation source in CT scanners K. A. Viarenich	87
Система забезпечення радіаційної безпеки, фізичного захисту джерел іонізуючого випромінювання в комунальному закладі	88

«Кіровоградський обласний онкологічний диспансер»

С.І.Жиленко

Способ определения интенсивности аварийного облучения организма человека радиоактивным изотопом йода ¹³¹I

Д.С. Ким, Р.Е. Жумагулова, Б.К. Тажигулова, Г.Ж. Жараспаева

90

Оцінка ефективних доз пацієнтів при окремих видах рентгенодіагностичних досліджень за результатами фантомного моделювання умов опромінення

Носик О.В., Стадник Л.Л.

96

Дослідження радону в житлі та приміщеннях загального призначення в Кіровоградській області. Протирадонові заходи

Оперчук А.П.

97

Медичне опромінення в контексті зменшення радіаційних ризиків

Павленко Т.О., Аксьонов М.В., Фризюк М.А.

102

Імплементація директив EURATOMу в Україні: план дій щодо радону

Павленко Т.О., Фризюк М.А., Аксьонов М.В.

104

Радиационная безопасность в РГП «Больница Медицинского центра Управления делами Президента Республики Казахстан» г.Астана

Рахимжанова Р.И., Рахимов Д.К., Садуакасова А.Б., Еримбетова Д.С., Туйчиев У.Н.

105

Прихильність культури безпеки персоналу вітчизняних закладів охорони здоров'я

Ю.М.Скалецький, М.М.Риган, Ю.Я.Котик, Штайора А.М.

109

Doors blocking as method of radiation protection in medicine

Y.A. Tkach

112

Structural shielding design for radiographic room by scattered radiation measurement. Nataša Todorović, Ivan Knezević

113

Планові тренування персоналу категорії а на випадок радіаційних інцидентів

В.В. Мамчур, Х.М. Матерацька, О.О. Чигрин

114

4. Біомедична інженерія

Biomedical engineering

116

Potential applications of Tl_3VY_4 (Y= S, Se) crystals for medical purpose	
Olesya Bokotey, Mykhaylo Chavarha, Oleksandr Bokotey	116
Transplantology of bone marrow stem cells	
Bondar Julia	118
Система для синхронної реєстрації активності пацієнта і електроенцефалографічних сигналів	
<u>Бульба О. О.</u> , Радченко С. П., Судаков О. О.	119
Wearable EEG device for epilepsy seizures early detection	
<u>V.O Gaidar</u> , O.O Sudakov	121
Коливна структура та прояви взаємодії цефтриаксону з мембранними компонентами клітин бактерій	
<u>Н.А. Гончаренко</u> , О.П. Дмитренко, М.П. Куліш, О.Л. Павленко, В.В. Стрельчук, О.Ф. Коломис, В.М. Насека, І.С. Чекман	122
Кінетика фотозбудження та релаксації біологічних макромолекул в водних розчинах	
М.А.Драпіковський, М.П. Куліш, О.П. Дмитренко	124
ІСПТ РН-сенсор з підзатворним діелектриком нанокристалічного оксиду церію	
Кутова О.Ю., Тимофєєв В.І.	126
Пристрій для визначення та контролю отруєння монооксидом вуглецю	
Мамілов С.О.	132
Мобільний пристрій для віддаленої реєстрації ЕЕГ сигналів	
Натаров Р. М., Радченко С. П., Судаков О. О.	133
Коливні спектри молекули антибіотика цефтриаксону у присутності атомів металів золота та срібла	
Павленко О.Л., Гончаренко Н.А, Дмитренко О.П., Куліш М.П., Чекман І.В., Булавін Л.А.	135
Фантом з гетерогенною структурою метастазів на основі наноконфлексу для комп'ютерного томографа	
В.Е. Орел, <u>А.В. Романов</u> , Т.С. Головки, Г.В. Лаврик, М.О. Йолтуховський	137
Видалення зображення волосся	
Федоров В.О., Мамілов С.О.	138

[illegible]

[illegible]

[illegible]

[illegible]

