

VII International Conference

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

Book of Abstracts

September 27 – 28, 2018, Kyiv, Ukraine

Medical physics – the current status, problems, the way of development. Innovation technologies. Abstracts of 7th International Conference, September 27 – 28, 2018, Kyiv, Taras Shevchenko National University of Kyiv, 2018.

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

Sponsors of conference:

TOV NVO Teleoptic,

M.Pylypenko.

Organizing committee:

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.

Organizing committee:

Chairman Hubersky L., Academician of NAS of Ukraine, Rector, Taras Shevchenko National University of Kyiv, Ukraine

International Makarovska O., Senior Radiation Safety Specialist, Division of Radiation, Transport and Waste Safety Regulatory Infrastructure and Transport Safety Section, Control of Radiations Sources Unit, IAEA, Austria
Dimitrova T., Bulgarian Society of Biomedical Physics and Engineering, Bulgaria
Zaredinov D., Chief radiologist, Ministry of Health, The Republic of Uzbekistan
Rakhimzhanova R., President, Radiological Society of Kazakhstan

Taras Shevchenko National University of Kyiv 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

Andrushko L., Prysiazhna O., Secretaries of Conference

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

Седьмая международная конференция

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

Сборник тезисов

27 – 28 сентября 2018 года, г. Киев, Украина

Медицинская физика – современное состояние, проблемы, пути развития. Новейшие технологии. Сборник тезисов 7-ой международной конференции, 27 - 28 сентября 2018 г., г. Киев, Киевский национальный университет имени Тараса Шевченко, 2018.

Тезисы, которые публикуются, представляют собой материалы докладчиков и участников 7-й международной конференции "Медицинская физика - современное состояние, проблемы, пути развития. Новейшие технологии" отражают научные, методические и практические результаты исследований, направленных на совершенствование путей развития медицинской физики, 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 физике.

Организаторы конференции:

Киевский национальный университет имени Тараса Шевченко;
Учебно-научный центр радиационной безопасности Киевского национального университета имени Тараса Шевченка;
Всеукраинское объединение медицинских физиков и инженеров;
Ассоциация клинической и академической радиологии Украины.

Спонсоры конференции:

ООО «НПО Телеоптик»,

Пилипенко Н.И.

Организационный комитет:

<i>Голова</i>	Губерський Л.В., академик НАН Украины, ректор, Киевский национальный университет имени Тараса Шевченко
<i>Международный</i>	Макаровская О.А., Главный специалист по радиационной безопасности, Отдел радиационной, транспортного и безопасного регулирования инфраструктуры радиационных отходов и отдел безопасности транспортировки, МАГАТЭ, Австрия Димитрова Т., Болгарское общество биомедицинской физики и инженерии, Болгария Зарединов Д.А., главный радиолог, Министерство здравоохранения, Республика Узбекистан Рахимжанова Р.И., профессор, президент, радиологическое общество, Республика Казахстан
Киевский национальный университет имени Тараса Шевченко	Анисимов И.А., декан факультета радиофизики, электроники и компьютерных систем Асламова Л.И., директор ННЦ радиационной безопасности 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 Андрушко Л.Н., Присяжная Е.В., секретари конференции

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

Сьома міжнародна конференція

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

Збірник тез

27 – 28 вересня 2018 року, м. Київ, Україна

Медична фізика – сучасний стан, проблеми, шляхи розвитку. Новітні технології. Збірник тез 7-ї міжнародної конференції, 27 - 28 вересня 2018 р., м. Київ, Київський національний університет імені Тараса Шевченка, 2018.

Збірка тез є матеріали доповідей та учасників 7-ї міжнародної конференції „Медична фізика – сучасний стан, проблеми, шляхи розвитку. Новітні технології” і відображає наукові, методичні та практичні результати досліджень, спрямованих на вдосконалення шляхів розвитку медичної фізики, 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;
Навчально-науковий центр радіаційної безпеки Київського національного університету імені Тараса Шевченка;
Всеукраїнське об'єднання медичних фізиків та інженерів;
Асоціація клінічної та академічної радіології України.

Спонсори конференції:

ТОВ «НВО Телеоптик»,

Пилипенко М.І.

Організаційний комітет:

Голова Губерський Л.В., академік НАН України, ректор, Київський національний університет імені Тараса Шевченка, Україна

Міжнародний Макаровська О.А., Головний спеціаліст з радіаційної безпеки, Відділ радіаційного, транспортного та безпечного регулювання інфраструктури радіаційних відходів та відділ безпеки транспортування МАГАТЕ, Австрія
Димитрова Т., Болгарське об'єднання біомедичної фізики та інженерії, Болгарія
Рахімжанова Р.І., професор, президент, радіологічне об'єднання, Республіка Казахстан
Зарединов Д.А., головний радіолог, Міністерство охорони здоров'я, Республіка Узбекистан

Київський національний університет імені Тараса Шевченка
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

Андрушко 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, а саме ТОВ «НВО Телеоптик» та професору Пилипенко Миколі Івановичу за підтримку в організації та проведенні в 2018 році VII міжнародної конференції «Медична фізика – сучасний стан, проблеми, шляхи розвитку. Новітні технології».

Завдяки їхньої прихильності до медичної фізики та підтримці 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 2019 році на курси підвищення кваліфікації «Радіаційна безпека при здійсненні окремих видів діяльності в сфері використання ядерної енергії» <http://rb.univ.kiev.ua/> за напрямками:

1. виробництво джерел іонізуючого випромінювання;
2. використання джерел іонізуючого випромінювання (медицина, промисловість, наукові дослідження інші галузі народного господарства);
3. перевезення радіоактивних матеріалів;
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

Програмне забезпечення для навчання медичних фізиків при лікуванні раку з використанням джерел іонізуючого випромінювання

О.А. Безшийко, Л.О. Голінка-Безшийко, І.М. Каденко, Д.С. Дученко,
А.В. Котенко

Київський національний університет імені Тараса Шевченка

Використання джерел іонізуючого випромінювання при лікуванні онкологічних захворювань (радіаційна онкологія) є одним із основних напрямків проведення медичних процедур в усіх онкоцентрах. В останнє десятиліття спостерігається технологічна революція в радіаційній онкології. Розширене використання методів візуалізації, об'єднаних з комп'ютеризованими методами доставки дози, дозволяє збільшувати ефективні значення дози в пухлинах, не створюючи підвищення захворюваності й додаткових ускладнень для здорових тканин. Але при цьому збільшується відповідальність роботи медичного фізика, зростає ціна можливої його помилки. Різко зростає необхідність ефективного навчання та контролю знань медичних фізиків у цій області – розрахунки і визначення доз опромінення з великою точністю, радіаційна безпека пацієнтів, надійність та контрольованість терапевтичного опромінення, підтримка функціонування систем управління якістю лікування з використанням джерел іонізуючого випромінювання. Існує велика кількість чудових друкованих джерел з відкритим доступом, або з мінімальною оплатою при їх користуванні, наприклад бази даних і книг МАГАТЕ. На жаль, подавляюча більшість з них, по-перше, написані на англійській мові, а, по-друге, частина з них вимагає попередньої підготовки та детальних роз'яснень для студентів і спеціалістів з обмеженим практичним досвідом та неповною попередньою підготовкою з медичної фізики, що є звичайною ситуацією для України, оскільки створення повноцінних програм навчання на професійно-технічному рівні і навчання у вищих навчальних закладах знаходиться на початковому етапі розвитку. Створення платних короткотермінових курсів не дозволяє охопити великий об'єм необхідних знань, а не надто низька

ціна навчання обмежує контингент медичних фізиків, які підвищуватимуть свою кваліфікацію на постійній основі.

Також головним інструментом забезпечення високої якості доведення дози в променевої терапії є комп'ютеризована плануюча система променевої терапії (RTPS – Radiation Therapy Planning System), що застосовується для створення оптимальної методики поводження з індивідуальним пацієнтом. Сучасні системи RTPS більшою мірою використовують зображення пацієнта, отримані по можливості різними методиками візуалізації, розширені тривимірні зображення, складні алгоритми обчислення дози, комплексні інструментальні засоби обчислення плану лікування, з використанням всебічного набору згенерованих зображень. Впровадження променевої терапії, що модулюється за інтенсивністю (IMRT), створило додаткові складності в RTPS. RTPSs використовуються в терапії зовнішніми джерелами випромінювання (брахітерапія) для створення профілів пучків (або визначення розташування джерел) і розподілу дози, максимізуючи дозу в пухлині й зменшення ускладнень для нормальної тканини. Сучасні розширені варіанти схем RTPS повинні служити необхідним інструментом у навчанні студентів спеціальностей, пов'язаних з використанням іонізуючого випромінювання в медицині, й для навчання персоналу, що обслуговує медичне устаткування. Загальнодоступні RTPS є незамінною альтернативою, щоб забезпечити незалежний спосіб розрахунку й оцінки доз, які одержує пацієнт відповідно до існуючих норм. Особливе місце в розвитку нових RTPS відводиться новим інструментальним методам прискорення розрахунків – використання графічних процесорів (GPU) для наукових розрахунків, задіяння спеціалізованої програмованої логіки (FPGA), нових чипів нейронних мереж, машинного самонавчання (machine learning) та інших підходів до розвитку штучного інтелекту, підвищення якості експертної оцінки і швидкості планування дозових навантажень, спираючись на методи Монте Карло проходження частинок через речовину і взаємодії з тканинами пацієнта.

В роботі пропонується створення відкритого програмного забезпечення (ПЗ) для ефективного навчання медичних фізиків, наповнення баз даних відповідного ПЗ адаптованою для України інформацією, перекладеною на українську мову та співставленою з англійською базовою версією. Планується використовувати системи дистанційного навчання, наприклад на основі пакету Moodle. Такий підхід дозволить вивчати необхідні курси або самостійно, або в спеціально створених групах чи інших навчальних структурах

(платних чи на безоплатній основі), а по закінченні навчання здати необхідні іспити в державній структурі, яка відповідатиме за якість лікування з використанням джерел іонізуючого випромінювання та радіаційну безпеку пацієнтів.

Також пропонується розробка RTPS з відкритим вихідним кодом. Основне призначення цього RTPS з відкритим вихідним кодом: а) незалежна перевірка розрахунку дози основними RTPS для лікування хворих на рак; б) безпечно для пацієнтів (оскільки основний RTPS не використовується) навчання студентів (у медичній фізиці) та персоналу лікарень для отримання навичок та досвіду роботи з RTPS.

Існує велика кількість комерційних RTPS з розвиненим графічним інтерфейсом і складними алгоритмами прямого розрахунку доз і інверсним плануванням. Але всі вони мають два важливих недоліки: перший, висока або дуже висока ціна програмного забезпечення (десять тисяч доларів і більше); другий недолік – жорстка орієнтація на обладнання конкретної фірми чи групи фірм і неможливість гнучкої адаптації під стороннє обладнання, часто відсутність можливості без відповідного обладнання навіть запускати програмне забезпечення. Ці обмеження практично унеможливають якісну підготовку студентів з напрямків медичної фізики в області роботи з RTPS, суттєво погіршуючи рівень підготовки випускників вишів з медичної фізики.

Існують також RTPS з відкритим програмним забезпеченням, але всі вони мають дуже обмежені можливості і якість в порівнянні з комерційним програмним забезпеченням. Автори роботи планують розвивати таке програмне забезпечення до рівня, наближеного до рівня якості комерційних систем планування доз в променевій терапії.

В сучасних RTPS використовують різні алгоритми розрахунків доз, як напівемпіричні з аналітичною складовою, так і методи, які спираються у своїй основі на метод Монте Карло проходження іонізуючого випромінювання через речовину.

Перші прості алгоритми спиралися на спрощені 2D моделі пучку, коли вузькі «pencil beam» пучки розглядалися незалежно і результати їх мікродії додавалися для отримання кінцевого результату. При цьому були різні підходи і алгоритми, наприклад, коли розділяли дозу на два компоненти – від прямої радіації і від розсіяної. Метод Кларксона використовував сумування по секторам циркулярних пучків, convolution–superposition метод та інші методи, які спираються на «pencil beam» підхід. Всі ці методи мають важливу перевагу – вони дуже швидкі і розрахунки проходять практично в онлайн режимі. Але

одночасно всі вони мають і суттєвий недолік – із-за обмежень високого рівня наближень такі методи можуть приводити до помітних відхилень в порівнянні з реальними поглинутими дозами, особливо для гетерогенних структур тіла пацієнта. Зовсім протилежні властивості мають алгоритми на основі методу Монте Карло – коли розрахунки проводяться на рівні мікрозалежностей взаємодії з речовиною, з мінімальними спрощеннями і наближеннями. Все це призводить до унікального рівня точності таких алгоритмів, але і одночасно до великого часу розрахунку навіть відносно простих конфігурацій. Але розвиток техніки грає на користь таких алгоритмів, оскільки потужність комп'ютерних систем росте з кожним роком, розробляються специфічні і дуже потужні апаратні паралельні структури, такі як GPU і нейрочипи, швидкими темпами розвиваються допоміжні алгоритми нейронних мереж і обробки зображень. Отже, однозначно, майбутнє за алгоритмами на базі методів Монте Карло і розвиток таких алгоритмів повинен бути прискорений.

Дослідження було проведено за підтримки Державного фонду фундаментальних досліджень (договори №Ф79/96-2018, №2-НД/18-2018, №4-Н-2018).

Застосування принципів культури безпеки при використанні джерел іонізуючого випромінювання в медицині

Асламова Л.І.^{1,*}, Насвіт О.І.², Куліч Є.В.¹,
Меленевська Н.В.¹

- 1) *Київський національний університет імені Тараса Шевченка,
Навчально-науковий центр радіаційної безпеки*
- 2) *Державне агентство України з управління зоною
відчуження*

* aslamova258@gmail.com

Термін «культура безпеки» вперше було впроваджено у 1986 році Міжнародною консультативною групою з питань ядерної безпеки (International Nuclear Safety Group, INSAG) при Міжнародній агенції з атомної енергетики (МАГАТЕ) в звіті щодо аварії на Чорнобильській АЕС [1]. На сьогодні, цей термін застосовується в усіх документах щодо використання ядерної енергії, зокрема в [2-4] тощо.

У зв'язку з високими темпами розвитку цивілізації культура безпеки, у всіх сферах життя, людини є обов'язковим елементом сучасної гігієни. Враховуючи широке розповсюдження та складність технологій з використанням джерел іонізуючого випромінювання (ДІВ) в медицині, недостатньо дотримуватись регламентованих інструкцій та правил. Необхідно постійно враховувати небезпеку та уникати заспокоєності. У щоденній трудовій діяльності, окрім правил, доцільно керуватися тим що понад ними, а саме культурою безпеки.

Сьогодні Концепція культури безпеки розглядається як механізм виявлення прихованих дефіцитів безпеки та підвищення її рівня понад вимог законодавства і регулюючих органів. Рекомендації МАГАТЕ викладені в Основних стандартах безпеки [3]. Надзвичайно важливим елементом популяризації та впровадження культури безпеки є навчання та підвищення кваліфікації фахівців, які здійснюють діяльність з використання ДІВ.

Керівництво МАГАТЕ щодо навчання з питань радіаційної безпеки, безпеки транспортування та поводження з радіоактивними відходами [5] пропонує рекомендації щодо змісту, схеми впровадження, кваліфікаційних рівнів осіб, відповідальних за радіаційний захист в сфері використання ядерної енергії. Зокрема, питанням культури безпеки пропонується приділяти увагу в так званих

«загальних курсах», тобто таких, що є обов'язковими для всіх спеціалістів не залежно від специфіки їх роботи.

Міжнародна асоціація з радіаційного захисту (International radiation protection association, IRPA) в керівництві щодо впровадження схеми сертифікації фахівців [6] нагально рекомендує навчати і перевіряти навички та знання щодо принципів культури безпеки.

Ефективним методом навчання та аналізу міжнародного досвіду з питань культури безпеки є залучення медичних закладів та усіх зацікавлених до відкритих міжнародних баз даних щодо аварій та інцидентів з ДІВ. Наприклад інтегрована система добровільної звітності та навчання щодо аварій в променевій терапії (Safety in Radiation Oncology, SAFRON) [7].

Зазначимо, що на даний час питанням культури безпеки приділяється певна увага при підготовці спеціалістів для роботи на атомних електростанціях. Для навчання щодо інших сфер діяльності з використанням окремих видів ядерної енергії так практика не є загально прийнятною. Проте, Навчально-науковий центр радіаційної безпеки Київського національного університету імені Тараса Шевченка в рамках підвищення кваліфікації і перевірки знань з курсу «Радіаційна безпека при здійсненні окремих видів діяльності в сфері використання ядерної енергії» долучає провідних спеціалістів до викладання відповідних лекцій з питань культури безпеки. Вважаємо за доцільне впроваджувати міжнародні рекомендації з культури безпеки у відповідні спецкурси для студентів.

Важливо відмітити, що в Україні основною проблемою з впровадження принципів культури безпеки при провадженні діяльності в сфері використання ядерної енергії в медицині є недостатньо розроблена нормативно-правова база. При застосуванні поняття культури безпеки в медичних закладах, саме з точки зору діяльності в сфері використання ядерної енергії, існує необхідність підсилення системи захисту пацієнтів, персоналу та навколишнього середовища. Зокрема, розуміння того що ядерні технології потребують особливого відношення, саме з точки зору безпеки, всі особи залучені до цих робіт мають взяти собі за правило уникати заспокоєності.

Література

1. IAEA Safety series No.75-INSAG-1 Summary Report on the Post-Accident, 1986.
2. IAEA Safety culture, Safety series No.75-INSAG-4, Vienna, 1991

3. IAEA Radiation Protection and Safety of Radiation Sources: International Basic Safety Standards. General Safety Requirements Part 3 No. GSR Part 3, 2014.
4. European Commission: Council Directive 2013/59/Euratom of 5 December 2013 laying down basic safety standards for protection against the dangers arising from exposure to ionizing radiation.
5. A methodology for establishing a national strategy for education and training in radiation, transport and waste safety. Safety reports series No. 93, Vienna, 2018.
6. IRPA Guidelines on Certification of a Radiation Protection Expert, 2016.
7. Safety in Radiation Oncology, SAFRON <https://www.iaea.org/resources/rpop/resources/databases-and-learning-systems/safron>.

Впровадження міжнародного стандарту ISO 9001:2015 для підвищення якості надання послуг з радіаційної безпеки

Андрушко Л.М., Асламова Л.І.

Київський національний університет імені Тараса Шевченка
Навчально-науковий центр радіаційної безпеки,
radbez@gmail.com +38 (044) 521-32-84

Основна мета суб'єктів діяльності більшості галузей кожної держави - досягнення належного рівня безпеки.

Міжнародна організація зі стандартизації у 2015 році ввела в дію стандарт з менеджменту якості ISO 9001:2015 на зміну ISO 9001:2008 [1, 2]. Новий стандарт, на відміну від попереднього, містить суттєві зміни, що стосуються, як структурної побудови, так і змістовної частини вимог.

Важливим чинником підвищення рівня радіаційної безпеки на АЕС у світі є впровадження в червні 2018 року міжнародного стандарту ISO 19443:2018 «Quality management systems - Specific requirements for the application of ISO 9001:2015 by organizations in the supply chain of the nuclear energy sector supplying products and services important to nuclear safety» [3]. Новий стандарт спрямований на роз'яснення вимог ISO 9001:2015 керівництву та персоналу експлуатуючих організацій (операторам) та юридичним особам, які залучаються у якості підрядників. Крім того, цей стандарт узгоджений з основними місцевими, регіональними, міжнародними нормативно-правовими документами і вимогами та дозволяє установам:

- ефективно управляти ризиками, пов'язаними з будівництвом атомних електростанцій;
- покращити якість надання послуг;
- мінімізувати ризики виникнення аварій та втручань;
- зменшити забруднення персоналу та навколишнього середовища;
- підвищувати рівень радіаційної безпеки;
- підтримувати культуру безпеки на належному рівні.

Навчально-науковий центр радіаційної безпеки Київського національного університету імені Тараса Шевченка rb.univ.kiev.ua з 2013 року розробив, впровадив та сертифікував систему управління якістю надання послуг з радіаційної безпеки та медичної фізики відповідно до вимог міжнародного стандарту ISO 9001.

Аналіз результатів діяльності Центру засвідчує, що впровадження системи управління якістю сприяє:

- підвищення конкурентоздатності, у тому числі на міжнародному рівні;
- підтвердження статусу надійної установи, оскільки є додатковою гарантією якості для замовників та партнерів.

Маючи в своєму розпорядженні компетентний персонал, партнерські стосунки з провідними вітчизняними, міжнародними організаціями та спеціалістами 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.

Слід також відмітити, що до процесу навчання та підвищення кваліфікації окрім професорсько-викладацького складу Київського національного університету імені Тараса Шевченка, залучаються найкращі фахівці та науковці з Держатомрегулювання України, НАМН України, МОЗ України, Агентство України з управління зоною відчуження, Національного інституту стратегічних досліджень тощо.

Також до навчального процесу залучена сучасна база провідних організацій України, зокрема УДВП «Ізотоп», ДУ «Інститут ядерної медицини та променевої діагностики» НАМН України, медичного центру «Кібер Клініка Спіженка», онкологічної клініки «Інновація», що дає можливість ефективно проводити теоретично-практичні заняття на новітньому обладнанні.

Політика Навчально-наукового центру радіаційної безпеки відповідає контексту Київського національного університету імені Тараса Шевченка з радіаційної безпеки, підтримує стратегічний напрямок та створює основу щодо встановлення цілей в області якості.

Основні принципи політики в сфері якості Центру:

- відповідність Системи Менеджменту Якості з радіаційної безпеки вимогам міжнародного стандарту ISO 9001:2015 в інтеграції із загальною системою менеджменту;
- постійне поліпшення якості навчальних послуг з радіаційної безпеки;
- безперервне вдосконалення управління Навчально-науковим центром радіаційної безпеки із застосуванням кращих світових практик на основі оцінки ключових показників діяльності;

- освоєння нових, вдосконалення існуючих технологій та методів управління діяльністю, спрямованою на зниження негативного впливу на навколишнє середовище;

- постійне підвищення професійного рівня і мотивації персоналу;

- створення атмосфери довіри і підтримки відкритих взаємин для максимальної участі співробітників в процесах управління якістю;

- систематичний аналіз, оцінка і дії щодо підвищення результативності Системи Менеджменту Якості з радіаційної безпеки.

Зважаючи на викладене, Навчально-науковий центр радіаційної безпеки університету більше 15 років успішно проводить підвищення кваліфікації, навчання та перевірку знань з «Радіаційна безпека при здійсненні окремих видів діяльності в сфері використання ядерної енергії» відповідно до вимог наказу Держатомрегулювання України від 02.10.2014 р. № 143 «Про затвердження Порядку проведення навчання і перевірки знань з питань радіаційної безпеки у персоналу і посадових осіб суб'єктів окремих видів діяльності у сфері використання ядерної енергії».

Навчальні послуги з радіаційної безпеки надаються за наступними видами діяльності:

- використання джерел іонізуючого випромінювання (медицина, промисловість, наукова діяльність);

- виробництво джерел іонізуючого випромінювання;

- перевезення радіоактивних матеріалів;

- поводження з радіоактивними відходами.

З метою оцінки послуг з навчання, підвищення кваліфікації та перевірки знань за програмою «Радіаційна безпека при здійсненні окремих видів діяльності в сфері використання ядерної енергії» постійно підтримується зворотній зв'язок між ліцензіатами та керівництвом Центру шляхом анонімного анкетування, опитування та відгуків. Аналіз ступеня задоволеності слухачів з радіаційної безпеки сприяє покращенню якості навчального процесу, дозволяє своєчасно застосовувати інтерактивні методи та інноваційні технології при проведенні лекційних та практичних занять.

Політика в області якості поширюється на всі сфери діяльності Навчально-наукового центру радіаційної безпеки Київського національного університету імені Тараса Шевченка регулярно переглядається, доводиться до відома всіх співробітників, замовників і споживачів послуг з радіаційної безпеки та медичної фізики.

ЛІТЕРАТУРА

1. Міжнародний стандарт ISO 9001:2015 Системи управління якістю. Вимоги.
2. Міжнародний стандарт ISO 9001:2008 Системи управління якістю. Вимоги.
3. ISO 19443:2018 Quality management systems — Specific requirements for the application of ISO 9001:2015 by organizations in the supply chain of the nuclear energy sector supplying products and services important to nuclear safety (ITNS) <https://www.iso.org/obp/ui/ru/#iso:std:iso:19443:ed-1:v1:en>.

Проблеми культури радіаційної безпеки в радіології: Пріоритетна роль медичних фізиків

М.І. Пилипенко

Харківський національний медичний університет

*Іонізувна радіація — це племін зірок,
то ж ставмося до неї з благоговійною увагою,
щоб вона гріла людей, а не спопеляла.*

Радіаційна онкологія стоїть на порозі неймовірних перспектив, надій і здійснень. Саме ПТ з використанням усіх її технологічних досягнень істотно збільшила виживаність багатьох форм онкозахворювань. Багато поширених форм онкологічних захворювань можуть бути ефективно полегшені з продовженням комфортного життя зі значним рівнем якості.

Це уможливилось лідерством та мудрістю самовідданих клініцистів у галузі радіаційної онкології, талановитістю і ретельністю біологічних дослідників та основних вкладників — медичних фізиків. Без фізиків променева терапія не могла б існувати. Цей очевидний факт нерідко забувається.

Протягом останнього десятиліття багато технологічних досягнень у царині електроніки, передових комп'ютерних технологій та програмного забезпечення радіологічної візуалізації вийшли на поле радіаційної онкології. Отже, радіаційна онкологія є динамічною спеціальністю, що базується на передових досягненнях у доставці опромінення і передових технологіях візуалізації. Радіаційні онкологи, щоб включити ці досягнення в дизайн лікування своїх пацієнтів, користуються безшовною інтеграцією потоку зображень у планування лікування. Зображення та дозиметричні дані збираються для підтвердження, запису та перевірки точності доставки, а також можливості при необхідності внести зміни.

«Це захоплюючий час в радіаційній терапії. Кожний новий пацієнт є для команди радіаційної онкології новим завданням оптимізації лікування, тобто доставки високої і ефективної дози до мішені й одночасно мінімізації небажаних сторонніх ефектів» (D. I. Thwaites, D. Verellen, 2010).

До складу команди радіаційної онкології входять: радіаційні онкологи (лікарі), медичні фізики (мають спеціальну підготовку з теорії і практики радіаційної фізики та її медичних застосувань, отриманих зазвичай після загальної освіти в галузі фізики), радіаційні

технологи і дозиметристи (радіаційні технологи компетентні в основах дозиметрії, а саме калібруванні струменя).

Серед новітніх методів ПТ можна назвати модульовану за інтенсивністю та об'ємномодульовану ПТ, стереотаксичну радіохірургію і томотерапію. Променева терапія під контролем зображень забезпечує точний моніторинг мішені в режимі реального часу, що дозволяє використовувати автоматичну корекцію підведення струменя при рухах хворого. Створені поєднані методи дозиметрії *in vivo* і на фантомі для перевірки забезпечення бездоганності лікування. ІТ-системи для ПТ, зокрема онкологічні інформаційні системи (ОІС) і системи планування лікування (СПЛ) продовжують розширюватися і ускладнюватися, щоб впоратися з досить значними обсягами інформації, необхідними для створення кращих моделей оптимізації лікування і переходу до більшої інтеграції всіх необхідних складових процесу та забезпечення більшої ефективності роботи.

Але триваюча швидка еволюція технологій призводить не тільки до континууму нових розробок, але і нових проблем. Системи стають все більш автоматизованими, складними і критично залежними від програмного забезпечення. Їхні потенційні точки відмови або обмеження звичайних діапазонів клінічних експлуатаційних параметрів стають менш інтуїтивно зрозумілими. Отже, кожне з цих досягнень вводить свій власний потенціал проблем. Тому, щоб гарантувати безпеку і високу якість лікування, кожен несе відповідальність ретельного системного прийняття, оцінки, клінічної реалізації та комплексного контролю якості (КЯ). Відповідний ресурс персоналу і подальше навчання критично необхідні для розвитку і безпечного впровадження будь-якої нової технології як пріоритетні завдання. У ПТ — мультидисциплінарній і кооперативній спеціальності, що використовує для лікування складне обладнання, — вимоги і рекомендації щодо забезпечення якості обов'язково мають ґрунтуватися на всіх складових: медичних, фізичних і технічних, оскільки ці аспекти ПТ тісно взаємопов'язані. А це означає, що мають значення як чинники стосовні пацієнта (діагностика, рішення, показання для опромінювання, подальший догляд), так і ті, що належать до технічних аспектів проведення ПТ. І всі вони мають бути об'єктами для контролю якості (КЯ). Доки не буде усвідомлено, що забезпечення якості у ПТ є нагальним для досягнення безпеки і ефективності лікування, не з'явиться розуміння необхідності системного підходу до забезпечення якості (ЗЯ). Це потребує впровадження всеохопних програм ЗЯ, що враховують всі аспекти процесу ПТ.

При створенні програми ЗЯ треба мати на увазі, що існують національні і міжнародні рекомендації щодо стандартів вимірювань, методів їх здійснення і забезпечення точності. Параметри обладнання мають визначатися недвозначно чітко з включенням умов практичної реалізації цих визначень (наприклад, півтінь, симетрія радіаційного струменя, площа тощо) і у відповідності до прийнятої міжнародної практики (IEC, CENELFC). Стандарти якості мають узгоджуватися як з національним законодавством, так і міжнародними рекомендаціями МАГАТЕ, Євроатома, МКРЗ, МКРО та ін.

Крім внутрізакладового поточного КЯ повинний періодично провадитися зовнішній аудит якості устаткування, необхідний, щоб висвітлити проблеми впровадження КЯ. Кожний центр зобов'язаний брати участь у таких процедурах. Запровадження зовнішнього аудиту якості устаткування і дозиметрії необхідно підтримувати і координувати на міжнародному і національному рівнях.

2012 р. в ДУ Інститут медичної радіології НАМНУ за фінансового сприяння МАГАТЕ створено Центр національного аудиту ПТ. Витрати МАГАТЕ на цей проект становили понад 600 тис. євро (!). Фахівці Інституту підготували всі необхідні методичні документи і проекти спільних МОЗУ і НАМНУ правових документів для офіційного введення його в дію, проте все це досі не здійснено. Багаторазові звернення до МОЗУ та НАМНУ до сих пір залишаються волюнтаризмом в пустелі. На початку минулого року (16.02.2017) ДІЯР та МОЗ видали спільний Наказ № 51/151 «Про затвердження Загальних правил радіаційної безпеки використання джерел іонізуючого випромінювання у медицині» (до речі, українською треба «іонізувального випромінювання»), проте знову таки вже півтора року це залишається лише проблиском надії.

В радіотерапії наслідки аварійного опромінення можуть бути дуже серйозними. Аварійним опроміненням відповідно до Міжнародних основних стандартів безпеки для захисту від іонізуючої радіації і безпечного поводження з джерелами радіації є, зокрема, таке: «будь-яке терапевтичне опромінення або не того пацієнта, або не тих тканин, або за допомогою помилкового радіофармпрепарату, або в дозі чи з її фракціонуванням, істотно відмінних від призначених лікарем, і які можуть призвести до надмірно гострих або вторинних ефектів».

1984 року Рада Міністрів ЄС видала Директиву щодо захисту осіб, які проходять медичне опромінення (84/466/Euratom). 1997 року вона переглянута і названа “Директива з медичного опромінення (ДМО) (the Medical Exposure Directive (MED)) (97/43/Euratom). ДМО мала бути імплементована в національні законодавства до 13 травня

2000 року. У порівнянні з попередньою в ній впроваджуються діагностичні референтні рівні (ДРР), рекомендовані МКРЗ у публікації 73 (МКРЗ 73). ДМО вимагає, щоб держави-члени сприяли створенню та використанню цих рівнів і забезпечили лікувальні центри методичними посібниками.

Але тільки 23 квітня 2001 року Кабмін України видав Постанову № 273 «Про затвердження «Порядку створення єдиної державної системи контролю та обліку індивідуальних доз опромінення населення»». Виконання Постанови щодо обліку доз медичного діагностичного опромінення було доручено МОЗУ. МОЗ на виконання доручення КМУ видав Наказ № 295 від 18.07.2001 р. «Про створення системи контролю та обліку індивідуальних доз опромінення населення при рентгенодіагностичних процедурах». Наказом було серед іншого зобов'язано всіх рентгенологів України в медичні документи пацієнтів після їх обстеження вписувати вказані в Наказі для кожного виду діагностичної процедури «стандартні» величини доз опромінення, які начебто були отримані пацієнтом при певному діагностичному обстеженні. С тих пір досі тисячі українських рентгенологів роблять такі записи. Перевірка відповідності тих «стандартних» доз реальним, яку виконали науковці ІМР, показала що реальні дози надто перевищують «стандартні».

Надто важливою є проблема контролю опромінення черевної порожнини і ділянки таза вагітних чи можливо вагітних жінок, оскільки при опроміненні ембріона чи плоду виникають тяжкі наслідки для народженої дитини у вигляді злоякісних пухлин і вад розвитку органів. З'ясування чи знають рентгенологи, що таке «правило десяти днів», виявило, що жоден з них про це навіть не чув. Це правило застосовується в країнах Заходу ще з 70-х років минулого сторіччя і полягає воно в рекомендації проводити жінкам такі дослідження протягом перших 10 днів місячного циклу, коли вагітність гарантовано відсутня.

1994 року ВООЗ рекомендувала не проводити флюорографічний скринінг на туберкульоз як неефективний і економічно недоцільний. «Рентгенографія грудної клітки, призначувана людям з підозрою на якесь захворювання, несе в собі користь, яка вочевидь перевершує пов'язаний з цим ризик. Подібне ж обстеження, призначуване для всезагального контролю стану здоров'я населення, такого співвідношення користі і ризику не має. Мільйони цілком нормальних здорових індивідуумів опромінюються без будь-якої для них користі, тільки щоб випадково виявити в когось із них якесь порушення... І тому, безперечно, це не виправдовує опромінення

мільйонів людей, у яких результат обстеження виявиться негативним. Розумним компромісом може бути обмеження щорічної **рентгенографії** грудної клітки тільки завзятим курцям і робітникам, чия професія пов'язана з ризиком, наприклад, таких як шахтарі уранових копалень або робітники азбестових виробництв.» (E. J. Hall. *Radiation and life*. 1984). В Інституті фтизіатрії і пульмонології ім. Ф.Г. Яновського проф. В.М. Мельник у 2000 р. провів доскіпливе дослідження корисності флюорографічного скринінгу на туберкульоз і дійшов такого висновку: «...економічна недоцільність скринінгової флюорографії очевидна, особливо у нинішніх кризових умовах. Адже на гроші, витрачені на виявлення флюорографічним методом 1 хворого [на туберкульоз], можна вилікувати 22,68 пацієнтів, які самі звернуться до лікаря із симптомами хвороби. Ось чому за кордоном відмовилися від скринінгової флюорографії (WHO Tuberculosis programme, 1994)». Р. К. Shah et al. (2003) писали: «Зважаючи на малу перспективність рентгенографічного виявлення пухлини легені ранньої стадії, оскільки потенційно резектабельні ураження легенів виявляються тільки ретроспективно, слід застосовувати для цього КТ в групах ризику.»

При проведенні щорічно біля 21 млн профілактичних та діагностичних флюорографій (за даними анкетування 2011-2013 рр.) очікуваний ризик додаткових радіаційно-індукованих раків при використанні плівкових флюорографів може становити 3500 випадків на 1 рік (!) (розрахунок за Публікацією з радіаційного захисту МКРЗ № 103 (2007 р.) на основі більш ніж 450 вимірювань на 18 плівкових флюорографах).

Отже, флюорографія не тільки не ефективна та витратна, але й шкідлива.

На жаль, така впертість у непослуху до доведених фактів стимулюється в Україні як лікарями, так і організаторами охорони здоров'я.

Наказ [МОЗУ] від 17.05.2008 № 254 «Про затвердження Інструкції про періодичність рентгенівських обстежень органів грудної порожнини»:

2.1. Забезпечити проведення профілактичних та діагностичних рентгенівських обстежень органів грудної порожнини **певних категорій населення** України згідно із затвердженою Інструкцією.

«Інструкція про періодичність рентгенівських обстежень органів грудної порожнини певних категорій населення України»

1.1. Профілактичні рентгенівські обстеження проводяться з метою своєчасного виявлення хвороб органів дихання (активного

туберкульозу і його залишкових змін, злоякісних новоутворень, неспецифічних захворювань легень), середостіння, скелета грудної порожнини.» (*Коментар*: медичне невігластво! Крім того в Інструкції до «певних категорій» віднесено практично все населення України!!)

Закон України «Про захист людини від впливу іонізуючого випромінювання»

Ст. 17: «Пацієнт має право відмовитися від медичного втручання, пов'язаного з його опромінюванням, за винятком, коли таке втручання пов'язане з виявленням небезпечних інфекційних захворювань» (*яких? холери, чуми, сибірської виразки, туляремії, жовтої лихоманки чи лихоманки Ебола*).

Тут доречно навести вислів К. Маркса; «Будь-які технологічні досягнення наче б оплачуються моральною деградацією».

Останнього часу МАГАТЕ ввела у вжиток нове поняття *культура безпеки* замість *гарантія безпеки*. Така заміна особливо доречна для медицини як найбільш гуманної царини людської практики, кредо якої — «не зашкодь» пацієнту. Оскільки існують ризики дії низьких доз радіаційного опромінювання у вигляді індукції виникнення смертельних злоякісних пухлин у дітей і дорослих або уроджених вад при їх дії на зародок чи плід, лікарі мають усвідомлювати свою відповідальність за зменшення можливості виникнення такої шкоди як для сущих, так і ненароджених. *Культура безпеки* є категорією психологічною, а не технологічною, і тому роль людської психології в забезпеченні безпеки в цьому разі є базовою, наріжною, фундаментальною. А оскільки медики повсякчас діють в психологічному полі, логічно виправданим буде визнати створення умов безпеки пацієнта за радіологічних процедур *культурою медичного опромінювання*.

З викладеного стає очевидною сумна істина — з культурою радіаційної безпеки в медицині в Україні великі проблеми.

1. International Basic Safety Standards for Protection against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources. Safety series No. 115. International Atomic Energy Agency, Vienna, 1996.

Підвищення ролі рентгенолаборантів - радіаційних технологів у сучасній дистанційній променевої терапії

Т.Г. Підлубна*, Я.В. Кметюк, Т.В. Удатова, Г.О. Курило,
О.В. Сафронова, О.С. Сілаєва, Н.В. Черенько, О.О. Ботвиновський,
А. В. Мурга

*Клінічна лікарня «Феофанія» ДУС, Всеукраїнський центр радіохірургії,
Київ*

*[*tpidlubna@ukr.net](mailto:tpidlubna@ukr.net)*

На сьогоднішній день в Україні та, зрештою, і в усьому світі реєструється значний ріст захворюваності на рак, і як наслідок зростає необхідність високоякісної променевої терапії для онкологічних хворих. Результат променевого лікування у великій мірі залежить від професіоналізму, рівня підготовки і відповідальності фахівців задіяних у процес променевого лікування - радіаційних онкологів/променевих терапевтів, медичних фізиків, рентгенолаборантів/радіаційних технологів (РТТ).

З активним впровадженням у онкологічних закладах країни сучасних технологій, а саме - променевої терапії з модульованою інтенсивністю дози (IMRT), променевої терапії під контролем зображень (IGRT), стереотаксичної радіохірургії, на кожному етапі підвищуються вимоги до професіоналізму та відповідальності кожного із міждисциплінарної команди фахівців. Особливо це стосується РТТ, чий професійні обов'язки розширюються та потребують нових навичок. РТТ задіяні на всіх етапах процесу променевого лікування, починаючи з іммобілізації пацієнта та отримання КТ зображень для планування до проведення сеансу опромінення. Керування сучасними медичними лінійними прискорювачами вимагає комп'ютерної грамотності, а знання рентгеноанатомії для РТТ стає надважливим при використанні методики IGRT на етапі верифікації положення пацієнта перед сеансом опромінення.

В Україні існує проблема професійної підготовки та спеціалізації РТТ в клінічних умовах. Тому розробка освітніх програм та курсів підвищення кваліфікації таких фахівців є актуальною задачею в умовах впровадження нових методик променевого лікування у відділеннях ПТ. Враховуючи все сказане вище, на базі відділення променевої терапії ВЦРХ клінічної лікарні «Феофанія» була розроблена навчальна програма, а у вересні 2017 року вперше проведений дводенний семінар для рентгенолаборантів, що працюють

у відділеннях променевої терапії на тему: «Позиціонування та іммобілізація пацієнтів при променевій терапії раку молочної залози». У семінарі брали участь 20 фахівців із 11 онкологічних установ України. У подальшому планується проведення семінару з питань променевого лікування пухлин, локалізованих в зоні голови-ший.

Кінцевою метою в рамках підготовки рентгенолаборантів, що працюють у відділеннях променевої терапії обласних та міських онкологічних диспансерів, є розробка двомісячної програми спеціалізації та підвищення кваліфікації на базі клінічної лікарні «Феофанія».

Підготовка медичних фізиків – гарантія якості медичного опромінення

Куліч Є.В., Асламова Л.І, Меленевська Н.В.

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

radbez@gmail.com

Україна, як член МАГАТЕ, поступово впроваджує міжнародні стандарти, зокрема Basic Safety Standards, Директиву Ради 2013/59/Євратом від 05.12.2013 щодо підготовки та підвищення кваліфікації медичних фізиків [1, 2]. У даних документах введені визначення осіб, відповідальних за радіаційний захист та експертів з радіаційного захисту (кваліфіковані експерти), а також прописані рекомендації щодо функцій, обов'язків і сфери їх відповідальності.

Актуальність підготовки медичних фізиків пов'язана, як з впровадженням світових новітніх технологій з джерелами іонізуючого випромінювання, так і з необхідністю покращення якості проведення діагностичних та терапевтичних процедур. Саме медичні фізики разом з лікарем відповідальні за гарантію якості надання послуг при медичному опроміненні.

Міжнародна практика демонструє необхідність впровадження на національному рівні системи сертифікації для підтвердження кваліфікації та компетентності фахівців, які виконують процедури медичного опромінення, відповідають за забезпечення радіаційної безпеки пацієнтів, персоналу та навколишнього середовища.

Водночас, не існує єдиного «найкращого підходу» до сертифікації. Наявні системи відрізняються відповідно:

- а) до меж застосування;
- б) у вимогах до об'єму знань, вмінь, компетенції та досвіду;
- в) за методами оцінювання, тощо [3].

Проте, важливо розуміти, що система може бути під:

- а) прямим контролем регулюючого органу;
- б) під керівництвом недержавної, неприбуткової організації;
- в) громадського об'єднання професіоналів, за умови санкціонування її повноважень регулюючим органом або на законодавчому рівні.

Актуальність впровадження системи сертифікації українських медичних фізиків заснована на наступних чинниках:

- а) в країні здійснюється інтенсивне використання і впровадження новітніх технологій (25 лінійних прискорювача, 2

ПЕТ-центри). Проте, відповідно до міжнародних стандартів, при кількості населення в державі більш ніж 42 млн. осіб, для надання медичної допомоги необхідно мати 84 лінійних прискорювача. Тобто, гарантія та забезпечення якості при здійсненні медичного опромінення (діагностика, терапія) суттєво залежить від спеціально підготовленого сертифікованого висококваліфікованого персоналу, який працює на новітньому устаткуванні;

б) згідно розпорядження Кабінету Міністрів України від 18.02.2015 № 110-р щодо впровадження Директиви Ради 2013/59 Євратом, Україна вибрала один з 10-ти принципів «Захисту майбутніх поколінь», а саме не накопичувати радіоактивні відходи. Бажано розглянути можливість заміни застарілого діагностичного радіонуклідного медичного обладнання на нове з генеруючими джерелами іонізуючого випромінювання;

в) необхідності: визначення терміну «медичного фізика» в нормативно-правовій базі, його обов'язків та функцій; введення в штатний розпис державних медичних установ посади «медичний фізик»;

г) нагальна потреба у запровадженні загальнонаціональної системи реєстрації доз опромінення пацієнтів при медичному опроміненні.

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

Навчально-науковий центр радіаційної безпеки Київського національного університету більше 15 років успішно проводить підвищення кваліфікації і перевірку знань з курсу «Радіаційна безпека при здійсненні окремих видів діяльності в сфері використання ядерної енергії».

Центр має міжнародний сертифікат системи управління якістю на відповідність вимогам міжнародного стандарту ISO 9001:2015. Київський університет спільно з Всеукраїнським об'єднанням медичних фізиків і інженерів розглядають можливість введення системи сертифікації експертів з радіаційного захисту, експертів з медичної фізики.

Література

1. IAEA Radiation Protection and Safety of Radiation Sources: International Basic Safety Standards. General Safety Requirements Part 3 No. GSR Part 3, 2014.
2. European Commission: Council Directive 2013/59/Euratom of 5 December 2013 laying down basic safety standards for protection against the dangers arising from exposure to ionizing radiation
3. IRPA Guidelines on Certification of a Radiation Protection Expert, 2016.

Стан правового регулювання використання джерел іонізуючого випромінювання у медичній сфері в Україні

Сесемко А.О., Сесемко К.В.,

Верховний суд України, arkadiys@ukr.net

Україна, як країна-член МАГАТЕ згідно з національною програмою Технічного співробітництва з агентством, отримує допомогу в створенні системи нормативно-правового регулювання використання ядерної енергії, ядерної та радіаційної безпеки, яка має бути гармонізована з основними міжнародними вимогами в цій сфері.

Взаємодія з МАГАТЕ полягає в постійному інформуванні України проєктами стандартів та прийнятими стандартами з безпеки щодо їх використання країнами-членами цієї поважної міжнародної організації.

Нова Директива Ради 2013/59/Євратом від 5 грудня 2013 року була розроблена на основі Основного стандарту безпеки МАГАТЕ GSR Part 3. При цьому, держави-члени МАГАТЕ повинні ввести в дію низку законів, постанов та інших підзаконних нормативно-правових актів та адміністративних положень, необхідних для виконання зазначеної Директиви.

Слід зазначити, що Державною інспекцією ядерного регулювання України, як центральним органом виконавчої влади в сфері використання ядерної енергії, було розроблено План заходів щодо імплементації цієї Директиви, який затверджено Розпорядженням Кабінету Міністрів України від 18 лютого 2015 року № 110-р. Першим кроком в цьому напрямку було внесення змін до низки законів України в сфері використання ядерної енергії з метою приведення їх у відповідність до положень зазначеної Директиви ЄС.

Держатомрегулювання України ініціював реалізацію зазначеного Плану заходів за участю компетентних центральних органів виконавчої влади, наукових інститутів та широкого кола професіоналів. У результаті найближчим часом очікується приведення у відповідність до положень Директиви ЄС норм, правил та стандартів з радіаційної безпеки та впровадження механізмів, що забезпечать їх виконання в Україні.

Наразі одним з пріоритетних напрямів нормотворчої діяльності залишається реалізація затвердженого Урядом плану імплементації деяких актів законодавства ЄС. Зокрема, схвалено плани заходів Державної інспекції ядерного регулювання України з

імплементатії деяких актів законодавства ЄС (плани заходів з імплементатії), а саме: Директиви Ради 2014/87/Євратом від 8 липня 2014 р., яка змінює Директиву 2009/71/Євратом, яка встановлює для Співтовариства основи з ядерної безпеки ядерних установок; Директиви Ради 2013/59/Євратом, яка встановлює основні стандарти безпеки для захисту від небезпеки, що виникає від іонізуючого випромінювання та припиняє дію Директив 89/618/Євратом, 90/641/Євратом 96/29/Євратом, 97/43/Євратом та 2003/122/Євратом; Директиви Ради 2006/117/Євратом від 20 листопада 2006 р. про нагляд та контроль за перевезенням радіоактивних відходів та відпрацьованого ядерного палива.

У зв'язку зі змінами, внесеними розпорядженням Кабінету Міністрів України від 21.06.2017 № 503-р до розпорядження Кабінету Міністрів України від 17.09.2014 № 847-р «Про імплементатію Угоди про асоціацію між Україною, з однієї сторони, та Європейським Союзом, Європейським Співтовариством з атомної енергії та державами-членами, з іншої сторони», строки імплементатії зазначених Директив продовжено до кінця 2019 року.

На даний час ряд проектів законодавчих та інших нормативно-правових актів розроблено або знаходяться на стадії розробки. Відповідно до плану заходів з імплементатії Директиви Ради 2013/59/Євратом, яка встановлює основні стандарти безпеки щодо захисту від небезпеки, що виникає від іонізуючого випромінювання передбачено: подання на розгляд Кабінету Міністрів України проекту Закону України про внесення змін до законів України:

- «Про використання ядерної енергії та радіаційну безпеку»;
- «Про дозвільну діяльність у сфері використання ядерної енергії», «Про захист людини від впливу іонізуючого випромінювання» (пункти 1.1.1 розділів 1,5,6 плану імплементатії).

На виконання трьох вищезазначених заходів регулятором підготовлено проект Закону України «Про внесення змін до деяких Законів України у сфері використання ядерної енергії». З огляду на зміну Уряду в 2016 році цей законопроект було перепогоджено, схвалено на засіданні Уряду та внесено на розгляд до Верховної Ради України та прийнятий у першому читанні за основу.

Відповідно до плану заходів з імплементатії Директиви Ради 2013/59/Євратом у плановому порядку було розроблено та затверджено Загальні правила радіаційної безпеки використання джерел іонізуючого випромінювання у медицині, затверджені спільним наказом Держатомрегулювання та МОЗ України від

16.02.2017 № 51/151, зареєстровані в Міністерстві юстиції України від 18 травня 2017 року за № 636/30504.

Фахівцями Держатомрегулювання України та МОЗ України взято участь у роботі з опрацювання та підготовки пропозицій до інтерактивного документу «Пульс Угоди», що є комплексною інформаційною системою збалансованих показників виконання завдань, визначених Угодою про асоціацію з ЄС, підготовленої Урядовим офісом з питань європейської та євроатлантичної інтеграції. При цьому значна увага надавалась термінологічній перевірці перекладу українською мовою Директиви 2013/59/ЄС, здійсненого Урядовим офісом з питань європейської та євроатлантичної інтеграції.

Враховуючи, що одним із елементів нормативно-правового регулювання є розгляд та погодження проектів законів та інших НПА, що розроблені іншими центральними органами виконавчої влади, Держатомрегулювання всебічно перевіряє їх на відповідність вимогам ядерної та радіаційної безпеки. Протягом 2017-2018 років продовжувалась робота з метою удосконалення процедури видачі документів дозвільного характеру на здійснення діяльності у сфері використання ядерної енергії та приведення дозвільної системи у цій сфері у відповідність до Закону України «Про адміністративні послуги». Після відкликання Кабінетом Міністрів України для доопрацювання проекту Закону України «Про внесення змін до деяких законів України у сфері використання ядерної енергії», який був зареєстрований у Верховній Раді України 23.01.2017 за № 5703, Держатомрегулювання України було підготовлено проект Закону України «Про внесення змін до Закону України «Про дозвільну діяльність у сфері використання ядерної енергії». На даний час цей законопроект погоджено із заінтересованими органами, Міністерством юстиції України проведено правову експертизу.

Окрім цього, на виконання доручень Прем'єр-міністра України та відповідно до звернення послів країн G7, регулятором було розроблено та внесено до Верховної Ради України проект Закону України «Про внесення змін до деяких законів України щодо безпеки використання ядерної енергії». З метою уникнення послаблення державного регулювання безпеки використання ядерної енергії та забезпечення належної ядерної та радіаційної безпеки в країні, пропонується внести зміни до Законів України:

- «Про основні засади державного нагляду (контролю) у сфері господарської діяльності» щодо обмеження поширення дії зазначеного закону на нагляд за дотриманням вимог безпеки використання ядерної енергії;

- «Про ліцензування видів господарської діяльності» щодо непоширення дії цього Закону на порядок видачі, переоформлення та анулювання ліцензій на провадження господарської діяльності у сфері використання ядерної енергії і проведення контролю за дотриманням ліцензіатами вимог ліцензійних умов у зазначеній сфері, що будуть здійснюватися відповідно до Законів України «Про дозвільну діяльність у сфері використання ядерної енергії» та «Про використання ядерної енергії та радіаційну безпеку».

Dosimetric Evaluation of Silicone Phantom used in Photon Radiotherapy

Todor Kereziev^{1,a)}, Jurgita Laurikaitienė^{2,3 b)}, Todorka L. Dimitrova^{1,c)}

¹ Plovdiv University "Paisii Hilendarski", Plovdiv, Bulgaria, Tzar Assen Str. 24, 400 Plovdiv

² Onkological Hospital, Hospital of Lithuanian University of Health Sciences Kaunas Clinic ³Kaunas University of Technology, Kaunas, Lithuania

^{a)}todorkrz@gmail.com; ^{b)}jurgita@medicinosfizika.lt

^{c)}Corresponding author: tldimitrova@avb.bg

ABSTRACT

3D gel phantoms used for dosimetric evaluation in radiotherapy are quite expensive and their application in clinical environment request specific preparation. Here we present a recent study on the possibility for modeling 3D phantom by opting for a simple silicone bolus, which is usually used in clinical environment as additional body. The bolus was irradiated by different energy photons produced in a Linear accelerator Varian DMX and by an orthovoltage unit GULMAY D3225. The dose distribution above and below the bolus was evaluated by the use of thermoluminescent dosimeters (TLDs). The obtained results are satisfying for the routing everyday usage in clinical practices. The new technique is relatively cheap and does not require a special additional training of the personnel.

Key words: radiation therapy, skin cancer, dosimetry, silicon bolus, thermoluminescent dosimeters

Introduction

Radiation therapy is a clinical treatment of cancer and, less commonly, of the thyroid disease, blood disorders and non-cancerous races by ionizing radiation (X-rays, γ -rays, and electron rays). The radiation may

be delivered by a machine outside the body (external beam radiation therapy), or it may come from radioactive material placed into the body near to the cancer cells (internal radiation therapy, also called brachytherapy).

The external radiotherapy often requests the use of phantoms and compensators for different aims: control or correction of the absorbed dose distribution, prevention of the healthy tissues from irradiation etc. The existing 3D gel phantoms used for dosimetric measurements in medicine are not only expensive, but more often the manipulation with them in clinical environment is relatively complicated [1]. For this reason, we have decided to explore the possibility to replace the 3D phantom by simple silicone bolus.

The silicon boluses have several advantages for practical use: they have excellent plasticity and adhesiveness to the human skin; their shape and sizes can be easily modified; they do not contain air bubbles and only slightly attenuate photons [2]. Bolus with specific thickness applied on the skin is usually used for altering the dose received at the skin surface as well in a certain depth in the tissue. Using boluses for treatment of near the skin surface located tumors leads to increasing of the surface dose and allows avoiding the risk of recurrences [3, 4].

The main purpose of the present work was to evaluate maximum absorbed dose on the patient skin surface (under the bolus) for different high energy photons, when 2Gy were prescribed initially. Thermoluminescence detectors (TLD's) [5] were used for dose evaluation.

MATERIALS AND METHODS

Silicone phantoms with radius of 17cm and thicknesses of 1,5cm have been used. The experimental setup with the silicone bolus and arranged dosimeters is provided in *Fig. 1*.

6MeV and 15MeV from Linear accelerator Clinac DMX and 220KeV photons generated in orthovoltage unit GULMAY D3225 were used. The irradiation fields size of 10cm×10cm has been used.

Lithium fluoride (LiF) TLD's (Harshaw TLD 500) were chosen for the dosimetric measurements. The TLD's were placed as two-dimensional matrixes above and below the bolus. A reader REALTO TLD was used for data acquisition. Calibration was performed prior to the measurement.

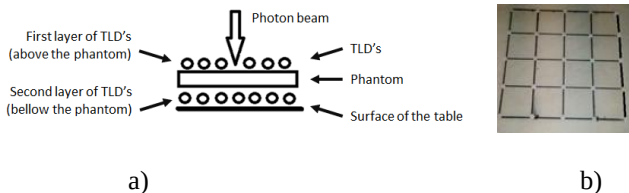


Fig. 1: a) Experimental setup of the phantom and the TLD's (vertical); b) Positioning of the TLD's (horizontal).

EXPERIMENTAL RESULTS AND DISCUSSION

The absorbed dose on the upper surface of the bolus for the three different energies is presented in *Fig. 2*. One can notice that the absorbed dose at the surface of the bolus is smaller for the photons with higher energy (15MeV), while it is higher for the photons with the lower energy (220KeV).

The absorbed dose at the bottom surface of the bolus for the three different energies is presented in *Fig. 3*. The experimental results show that the absorbed dose under the phantom is close to 2Gy for all used photon energies. Build-up region (maximum of the absorbed dose at certain depth of the tissue) is clearly expressed. The skin sparing effect, which is characteristic to high energy photons is evident.

The analysis of the experimental results satisfies the expectations. However, future investigation with boluses with different thickness is needed. The work will be continued with the scope of dose distribution evaluation at different depth inside of the bolus.

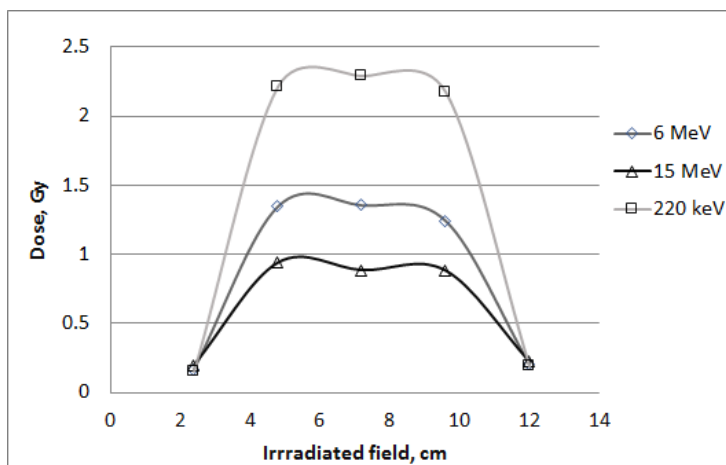


Fig. 2 Comparison of the dose obtained above the bolus by bombarding it surface with photons of different energies.

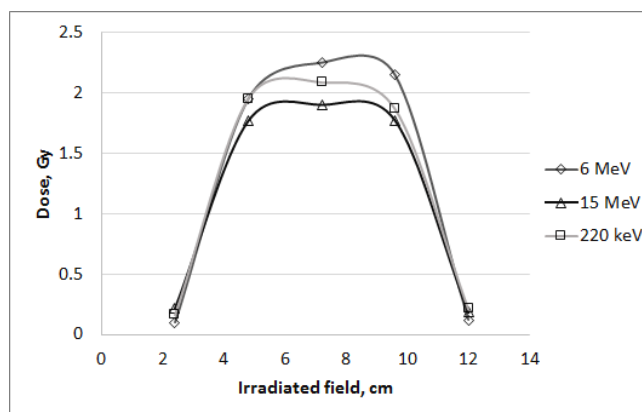


Fig. 3 Comparison of the dose obtained below the bolus by bombarding it surface with photons of different energies.

Conclusions

In this paper are presented some initial results on the evaluation of the absorbed at the upper and bottom surface of an irradiated silicon bolus. The 1,5cm bolus was irradiated consecutively with photons of different energies which are commonly used in the external radiotherapy for clinical treatment of surface and low depth localized tumors. Desired dose of around of $2\text{Gy} / \text{fraction}$ for the three different energies is obtained. The results are encouraging to continue the investigation with the aim to apply them for routing everyday usage in the clinical practices. The technique is relatively cheap and does not require a special additional training of the personnel.

Acknowledgements

The authors thank the Onkological Hospital, Hospital of Lithuanian University of Health Sciences Kaunas Clinic, Kaunas, Lithuania where the experimental work was conducted.

Literature

1. Jeong, H. S., Han, Y., Kum, O., Kim, C. H., & Park, J. H. (2011). Development and evaluation of a phantom for multi-purpose dosimetry in intensity-modulated radiation therapy. *Nuclear Engineering and Technology*, 43(4), 399-404.
2. Izeki et al., (2001), United States Patent, Patent № US 6,231,858 B1, May 15, 2001
3. Khan F.M., Gibson J.P. The Physics of Radiation Therapy. Fifth edition, Wolters Kluwer, 2014.
4. Butson Martin J., Cheung T., Yu P., Metcalfe P. Effects on skin dose from unwanted air gaps under bolus in photon beam radiotherapy. *Radiation Measurements*, Vol. 32, 2000; p. 201-204.
5. Rivera, T. (2012). Thermoluminescence in medical dosimetry. *Applied Radiation and Isotopes*, 71, 30-34.

Лідерство для забезпечення радіаційної безпеки. Планові тренування персоналу категорії А

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

ТОВ «Медична клініка «Інновація»

**elena.chygryn@gmail.com*

В новому стандарті МАГАТЕ «GSR Part 2 «Лідерство та менеджмент для забезпечення безпеки» підкреслюється, що лідерство та менеджмент для забезпечення безпеки, інтегрована система менеджменту та системний підхід (тобто підхід, що охоплює всю систему в цілому, в котрій належним чином враховуються всі аспекти взаємодії між технічними, організаційним та людськими факторами) виключно важливі для визначення та застосування адекватних засобів безпеки і формування високої культури безпеки. Керівникам всіх рівнів необхідно бути лідерами в забезпечення радіаційної безпеки.

Протиаварійні тренування (далі - тренування) є однією з важливих форм підготовки персоналу, що працює з джерелами іонізуючого випромінювання (далі - ДІВ). Гарний лідер з забезпечення радіаційної безпеки розуміє важливість протиаварійних тренувань як інструменту для забезпечення належного рівня радіаційної безпеки та перевірки ефективності системи менеджменту.

Метою тренувань є відпрацювання, закріплення та перевірка навичок виконання персоналом категорії А самостійних дій з оперативної ліквідації аварійних ситуацій та аварій (з використанням імітаторів), навчання персоналу категорії А найбільш оптимальним діям для їх попередження та ліквідації, 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, яка дає можливість персоналу використати ефект навчання в дії, зрозуміти зв'язок між явищами, які вивчаються. Таким чином, у діловій грі реалізується системний підхід до процесу навчання, що дає змогу об'єднувати всі знання, навички та вміння для вирішення проблеми подолання аварійної ситуації або аварії.

Окрім відпрацювання безпосередньо поводження під час радіаційного інциденту, під час тренувань виявляють недоліки та розробляють рекомендації, спрямовані на покращення роботи устаткування з ДІВ, організації обслуговування та навчання персоналу категорії А, безпеки праці, удосконалення методів проведення тренувань, підвищення рівня культури безпеки, ефективності системи менеджменту з радіаційної безпеки.

Визначення ефективних доз при окремих рентгенографічних дослідженнях за результатами фантомного моделювання

Л.Л. Стадник, О.В. Носик

*ДУ «Інститут медичної радіології ім. С.П. Григор'єва НАМН
України»,
вул. Пушкінська, 82, г. Харьков, Украина, 61024,*

Анотація Проведено фантомне моделювання опромінення пацієнтів в умовах, що відповідають режимам опромінення при рентгенографії органів грудної клітини та поперекового відділу хребта; визначено коефіцієнти переходу від дозиметричних величин, які контролюються на практиці, до значень еквівалентних та ефективних доз в залежності від анодної напруги рентгенівського випромінювання

Ключові слова: ефективні дози, вхідні поверхневі дози, конверсійні коефіцієнти

Медичне діагностичне випромінювання дає найбільший вклад в надфонове опромінення населення та формує найбільшу колективну дозу в зв'язку з масовістю проведення діагностичних досліджень. Між тим, додаткове радіаційне опромінення сприяє підвищенню ризику виникнення випадків онкологічних захворювань. Обґрунтування та виправданість медичного опромінення в рентгенодіагностиці повинні бути засновані на оцінці радіаційних ризиків індукування онкологічних захворювань шляхом вивчення колективних ефективних доз населення.

Згідно з рекомендаціями провідних міжнародних організацій у галузі радіаційного захисту (МКРЗ, МАГАТЕ) для оцінки ефективних доз доцільно використовувати легковимірювані дозиметричні характеристики (вхідна поверхнева доза, добуток доза-площа, тощо) з використанням конверсійних коефіцієнтів – коефіцієнтів переходу від виміряних дозиметричних величин до еквівалентних доз в органах та тканинах та ефективних доз.

Метою даного дослідження було визначення конверсійних коефіцієнтів від вхідних поверхневих доз для окремих видів рентгенографічних досліджень, які можуть бути визначені в практиці радіаційного контролю рентгенівських апаратів, к величинам еквівалентних та ефективних доз.

МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИ

В роботі проведено вимірювання вхідних поверхневих доз (ВПД) та еквівалентних доз в органах та тканинах на антропоморфному гетерогенному фантомі «стандартної» людини типу Alderson-Rando. Моделювання проводили при рентгенографії органів грудної клітини (ОГК) та поперекового відділу хребта (ПВХ) в умовах, що відповідають режимам опромінення при основних видах рентгенодіагностичних досліджень. Було виконано 46 фантомних моделювань умов опромінення людини на рентгенівських апаратах типу OPERA та МЕДИКС. Ефективні дози було розраховано за даними еквівалентних доз відповідно до методології Публікації МКРЗ № 103 [1]. Коефіцієнти переходу від вхідних поверхневих до еквівалентних та ефективних доз визначено в залежності від анодної напруги рентгенівського випромінювання.

РЕЗУЛЬТАТИ ТА ЇХ ОБГОВОРЕННЯ

В роботі визначено коефіцієнти переходу від вхідної поверхневої дози до ефективної дози ($K_{\text{ВПД/Е}}$) при рентгенографії ОГК та ПВХ для усього робочого діапазону анодної напруги. Залежність коефіцієнту переходу від вхідної поверхневої дози к ефективної дози Е в діапазоні робочої анодної напруги наведено на рисунках 1 – 2.

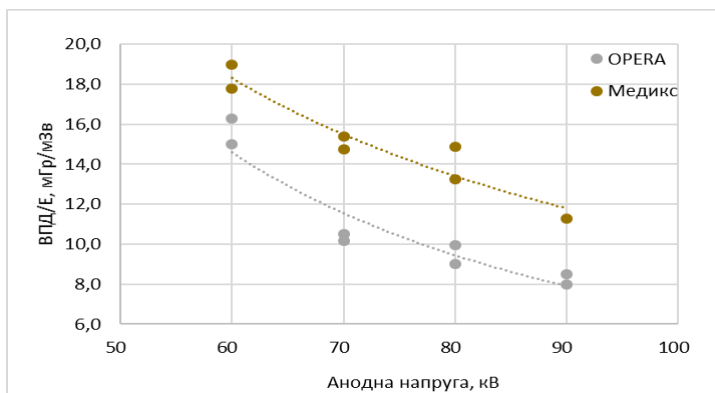


Рисунок 1 – Залежність коефіцієнту переходу від ВПД до ефективної дози від анодної напруги при дослідженні ОГК (ЗП-проекція)

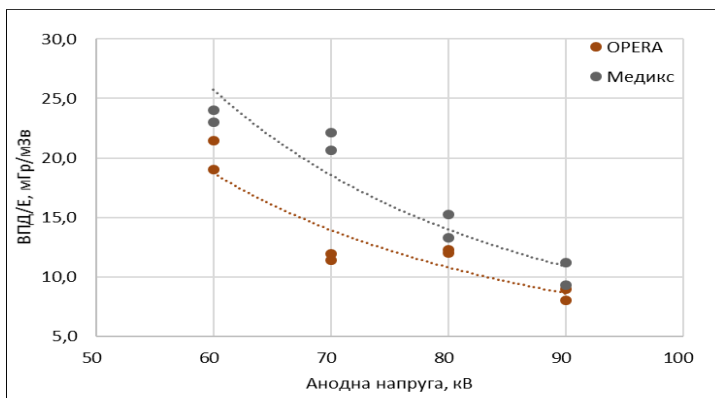


Рисунок 2 – Залежність коефіцієнту переходу від ВПД до ефективної дози від анодної напруги при дослідженні ПВХ (ПЗ-проекція)

Встановлено, що залежність конверсійного коефіцієнту $K_{ВПД/Е}$ від анодної напруги носить експоненціальний характер. При рентгенографії ОГК значення коефіцієнту $K_{ВПД/Е}$ для відчинених апаратів моделі МЕДИКС коливалися в межах 12 – 19 мГр/мЗв; тоді як для сучасних закордонних апаратів моделі OPERA від 8 до 14 мГр/мЗв. При рентгенографії ПВХ значення $K_{ВПД/Е}$ змінювалися від 11 до 26 мГр/мЗв та від 9 до 19 мГр/мЗв для апаратів двох моделей МЕДИКС та OPERA відповідно. Різниця значень конверсійних коефіцієнтів при одній анодній напрузі зв'язано з різним енергетичним спектром, який визначається не тільки значенням анодної напруги, а і значенням загальної фільтрації та шару половинного ослаблення (ШПО).

На рисунку 3 наведено графік залежності $K_{ВПД/Е}$ від значення ШПО. Як видно з рисунку, залежність $K_{ВПД/Е}$ від ШПО також має експоненціальний характер.

Необхідно відзначити, що в Керівництві ЄС № 154 представлені значення коефіцієнтів переходу від дозиметричних величин, які вимірюються на практиці до ефективних доз, однак, дані коефіцієнти розраховані для «техніки високої напруги», що використовується у країнах ЄС: напруга більш 80 кВ й загальної фільтрації більш 3,0 мм Al [2].

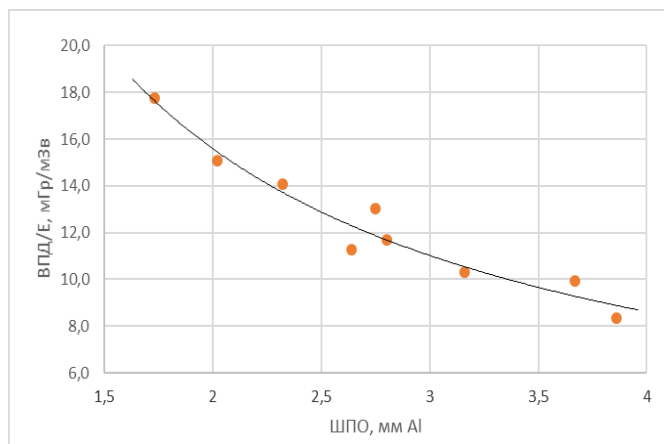


Рисунок 3. – Залежність коефіцієнту переходу ВПД до ефективної дози при різних значеннях шару половинного ослаблення

При такій техніці конверсійний коефіцієнт слабо залежить від ШПО, що дозволяє для оцінки ефективної дози використовувати один узагальнений коефіцієнт на окремий вид дослідження. В Україні більшість рентгенівських вітчизняних апаратів мають загальну фільтрацію 2,0 – 2,5 мм Al, а рентгенографічні дослідження виконуються при анодній напрузі 50 – 70 кВ, що відповідає діапазону ШПО 1,5 – 2,5 мм Al. В даному діапазоні значення коефіцієнту $K_{ВПД/Е}$ значно змінюється, тому розрахунок ефективних доз тільки з використанням одного значення коефіцієнту на весь діапазон анодної напруги буде приводить до значним похибкам.

Наведені коефіцієнти $K_{ВПД/Е}$ дозволяють проводити оцінку ефективних доз «стандартної» людини за результатами контролю радіаційного виходу рентгенівських апаратів, вимірів ШПО при різних напругах на рентгенівської трубі та оцінки вхідних поверхневих доз для різних видів рентгенографічних досліджень.

За результатами проведених досліджень проведено розрахунки ефективних доз для обраних видів рентгенографічних досліджень та визначено нормовані значення ефективних доз на одиницю експозиції мАс на фокусній відстані 1 м, які наведено в таблиці 1.

Таблиця 1 – Нормовані значення ефективних доз

Вид дослідження	Анодна напруга, кВ	Е/мАс, мкЗв/мАс	
		Апарат	
		Опера	Медикс
Ограни грудної клітини	60	2,8	2,5
	70	5,6	4,8
	80	8,0	7,3
	90	14,0	13,1
Поперековий відділ хребта	60	2,8	2,0
	70	6,1	3,9
	80	8,7	7,8
	90	13,0	12,3

Значення нормованих ефективних доз на одиницю експозиції можуть бути використані при визначенні ефективної дози пацієнтів, якщо відомо режими експозиції для кожного рентгенівського апарату.

На підставі даних про парк рентгенівського обладнання в країні, параметрах проведення рентгенівських досліджень на різних моделях апаратів існує можливість об'єктивного визначення колективних ефективних доз та ризику радіаційних ефектів для населення від рентгенографічних досліджень.

ВИСНОВКИ

За результатами фантомного моделювання було визначені конверсійні коефіцієнти $K_{ВПД/Е}$ для рентгенографії ОГК та ПВХ, оцінені нормовані значення ефективних доз «стандартної» людини при різних значеннях анодної напруги.

Визначення колективних ефективних доз населення України дозволить провести оптимізацію насамперед тих досліджень, які формують найбільший ризик виникнення онкологічних захворювань населення України.

ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. ICRP. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection // Ann. ICRP. – 2007. – Vol. 37, № 2–4. – ICRP Publication 103. – 344 p.
2. European Commission. Radiation protection 154: European

Guidance on Estimating Population Doses from Medical X-Ray Procedures.
– Luxembourg: Office for official publications of the European
communities, 2008. – 96 p

3. Встановлення національних діагностичних
рекомендованих рівнів в рентгенодіагностиці як інструмент
оптимізації медичного опромінення / Л.Л. Стадник,
О.Ю. Шальопа, О.В. Носик // Довкілля та здоров'я. – 2015. – № 3.
С. 68 – 72.

Intercomparison exercise at harshaw 6600, dvg-02tm, and d-shuttle dosimeters for the individual monitoring of ionizing radiation

**H. Kawamura¹, Y. A. Kenzhin², D. S. Kim², Y. Koguchi¹,
K. Murayama¹, Y. R. Nurtazin²**

*1 Chiyoda Technol Corporation
Japan, 113-8681, Tokyo. 1-7-12, Yushima, Bunkyo-ku.
Telephone: +81-3-3816-1163, fax: +81-3-5840-6038.*

E-mail: kawamura-h@c-technol.co.jp

*2 Institute of Nuclear Physics
Republic of Kazakhstan, 050032, Almaty. 1, Ibragimov str.
Telephone: +7-727-386-68-23, fax: +7-727-386-52-60.
E-mail: kim2@inp.kz, dmitriy.kim@ukr.net*

У статті представлені результати експериментів для порівняння різних експлуатаційних і технічних характеристик індивідуальних напівпровідникових дозиметрів D-Shuttle японської компанії «Chiyoda Technol Corporation», термолюмінесцентних індивідуальних дозиметрів Harshaw TLD виробника інноваційного обладнання «Thermo Fisher Scientific» і ДТЛ-02 російського ТОВ НВП «Доза» шляхом їх виробничого і каліброваного опромінення різними дозами від 0.5 до 20 мЗв. Основні результати експериментів можуть представляти інтерес для подальших досліджень в галузі дозиметрії іонізуючих випромінювань і більш детального вивчення особливостей їх впливу на захисні та детектуючі матеріали.

The article contains the results of experiments to compare the various operational and technical characteristics of the personal D-Shuttle semiconductor dosimeters of the Japanese company "Chiyoda Technol Corporation" and the thermoluminescent personal dosimeters Harshaw TLD of the world-famous manufacturer of innovative equipment "Thermo Fisher Scientific" and DTL-02 of the Russian RPE "Doza" by their occupational and calibration exposure at various doses from 0.5 to 20 mSv. The obtained results of experiments might be useful for further researches on the ionizing radiation dosimetry and detailed researches of their effects both on shielding and detecting materials.

В статье представлены результаты экспериментов для сравнения различных эксплуатационных и технических характеристик индивидуальных полупроводниковых дозиметров D-Shuttle японской компании «Chiyoda Technol Corporation» и термолюминесцентных индивидуальных дозиметров Harshaw TLD производителя инновационного оборудования «Thermo Fisher Scientific» и ДТЛ-02 российского ООО НПП «Доза» путем их производственного и калибровочного облучения различными дозами от 0.5 до 20 мЗв. Основные результаты экспериментов могут представлять интерес для дальнейших исследований в области дозиметрии ионизирующих излучений и более детального изучения особенностей их воздействия на защитные и детектирующие материалы.

Individual dosimetry is an important component of radiation safety that ensures compliance with the established radiation dose limits [1], controlled by means of measuring instruments. To date, thermoluminescent method of individual dosimetry is widely used. Among the existing thermoluminescent systems for individual monitoring of ionizing radiation (IMIR), conducted with a certain periodicity at normal operation with sources of ionizing radiation (IRS), the Russian DVG-02TM (currently Doza-TLD) [2] and the American Harshaw 6600 [3] are used in Kazakhstan. A number of features that determine its efficiency characterize every system. In 2011, the Japanese company "Chiyoda Technol Corporation" together with the National Institute of Advanced Industrial Science and Technology (AIST) developed semiconductor dosimeters D-Shuttle [4], originally intended for carrying out the IMIR for the citizen especially children and pregnant women in Fukushima Prefecture after the accident at the nuclear power plant. All three IMIR systems have different costs and can be compared mainly according to the principle of operation and range and accuracy of measurements.

To date, the DVG-02TM, developed by FSUE RI ISM Research Institute of the FMBA of Russia¹, which have been substantially modernized by RPE "Doza" and currently produced under the name of Doza-TLD, and Harshaw 6600 of the world-famous manufacturer of innovative equipment Thermo Fisher Scientific, are the most common systems used for IMIR conducting. D-Shuttle semiconductor dosimeters are more convenient since they can accumulate the dose readings during the year without changing the battery, and to read the results of measurements,

¹ Federal State Unitary Enterprise "Scientific Research Institute of Industrial and Marine Medicine" of the Federal Medical and Biological Agency of Russia

it is suggested to use a manual handy indicator or a dedicated workstation with PC-connection. The option of reading out dosimeters by means of handy indicator that displays both the value of the total dose accumulated by the detector during the entire period of exposure and the dose received during the day allows using D-Shuttle both for the current and the operational IMIR. Moreover, the use of dedicated workstation connected to a PC via USB-cable provides an analog and graphic display of results of measuring the doses received on a specific day and hour of the dosimeter's reference exposure period.

However, besides the convenience of using dosimeters and their reading performance, an important technical characteristic of an IMIR system is the measurements accuracy [5]. For intercomparison of Harshaw 6600 and DVG-02TM, different batches of dosimeters of the both types were irradiated with doses from 0.5 to 20 mSv.

20 dosimeters of Harshaw 6600 and 25 dosimeters of DVG-02TM had been divided into 5 batches, and each batch was exposed in the collimated field of the reference source at a distance of 50 cm from it during the automatically determined duration from 6.7 seconds to 4.5 minutes for irradiating detectors with different doses ($0.5 \div 20$ mSv). The average results of the comparative measurements carried out after the calibration irradiation of dosimeters are presented in Table 1.

Table 1. The average results of readings of individual dosimeters of Harshaw 6600 and DVG-02TM irradiated with doses from 0.5 to 20 mSv

Reference radiation dose, mSv	Harshaw 6600 dosimeters		DVG-02TM dosimeters	
	Average indications, mSv	Indeterminate indications, %	Average indications, mSv	Indeterminate indications, %
1	2	3	4	5
0,5	0,49	— 2,00	0,51	1,20
1	1,09	9,00	1,02	1,60
5	4,86	— 2,80	5,11	2,16
10	9,56	— 4,40	10,61	6,08
20	20,43	2,17	20,23	1,13

Deviations of Harshaw 6600 and DVG-02TM dosimeters from the corresponding reference doses of calibration exposure are schematically shown in Fig. 1, which vividly demonstrates that in both systems the

linearity of measurements from 0.5 to 20 mSv does not practically exceed 6%.

To compare the Harshaw 6600 dosimeters with D-Shuttles on measurements accuracy, the individual dosimeters of both types were used in practical operations with ionizing radiation sources in various subdivisions of the Institute of Nuclear Physics of the Ministry of Energy of the Republic of Kazakhstan. Experiments on occupational exposure of TLD Harshaw 6600 and D-Shuttles in gamma- and beta-radiation fields in the absence of weakly penetrating photon radiation with energy of less than 30 keV were performed in compliance with the specifications of MU 2.6.1.25-2000, regulating the dosimeters location on the body.

Contravention of the order of dosimeters location on the body can lead to a significant increase in the measurement error, especially when recording $H_p(0.07)$ and $H_p(3)$ in fields of weakly penetrating radiation. Thus, when measuring $H_p(0.07)$ from beta-particles of the ^{60}C radionuclide, the difference in the results obtained using dosimeters of the same type placed on the arm and on the chest reached three orders of magnitude [6]. Deviation from the requirements for dosimeters location on the body is possible only if one knows the spatial-energy distribution of radiation. For example, the field of beta-radiation can be uniform within the surface passing along the head and upper body and perpendicular to the incident radiation, when measuring $H_p(3)$. In this case, it is permissible to place dosimeter in the breast pocket instead of the cap, but the distances from the head and from the trunk up to the plane of the source must be equal to each other in the operational process.

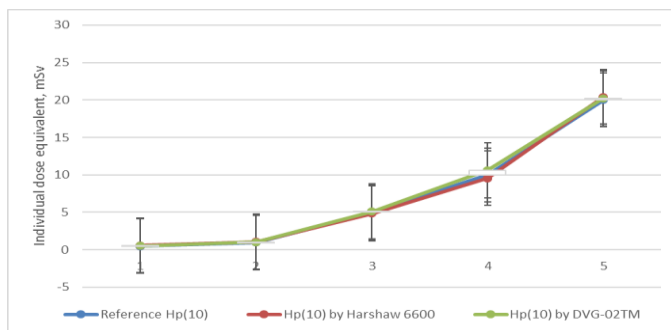


Fig. 1. $H_p(10)$ curves of calibration exposure of Harshaw 6600 and DVG-02TM dosimeters

By means of dosimeters D-Shuttle and Harshaw 6600, $H_p(10)$ measurements were made in the process of a worker irradiation from the chest (anteroposterior geometry) in the field of uniform (within the body of the irradiated worker) quasi-directional or quasi-isotropic radiation.

Table 2. Average readings of Harshaw 6600 and D-Shuttle dosimeters being irradiated from July to December 2017

No	① Harshaw TLD	② D-Shuttle	① / ②	Field of usage
1	2	3	4	5
1.	0.65	0.47	1.37	Research reactor
2.	0.50	0.30	1.64	
3.	0.39	0.21	1.88	
4.	0.46	0.32	1.40	Isochronous cyclotron
5.	0.43	0.34	1.26	
6.	0.38	0.30	1.26	
7.	0.49	0.44	1.12	
8.	0.38	0.32	1.18	Laboratory of Radiation Material Science
9.	1.56	0.67	2.34	
10.	0.46	0.27	1.68	Center of radiochemistry and production of radioisotopes

D-Shuttle and Harshaw 6600 dosimeters were used by the personnel of the technological service of the WWR-K research reactor, control system engineers of the U-150M isochronous cyclotron, researchers of the Radiation Material Science Laboratory and the Radiochemistry and Radioisotope Production Center. The results of dosimeters measurements from July to December 2017 are presented in Table 2.

Differences between indications of Harshaw 6600 and D-Shuttle dosimeters are schematically shown in Fig. 2, which clearly demonstrates that when measuring doses up to 1 mSv, the results discrepancy does not exceed 35%, but when registering a dose of more than 1 mSv it is about 50%, and the readings of D-Shuttles are stably lower than of Harshaw 6600 dosimeters. This is because the actual values of the initial exposure levels of Harshaw 6600 TLDs before use are always higher than those of the D-Shuttle, although the initial values of the equivalent dose of both dosimeters are assumed to be zero. However, the D-Shuttle software calculates the personal dose equivalent as the difference between its final and initial

values, whereas the zeroing of the Harshaw 6600 TLD readings before issuing to the personnel cannot completely neutralize the residual background exposure.

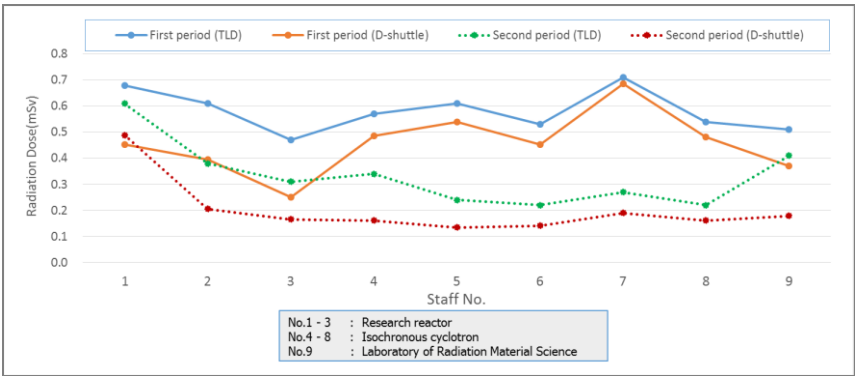


Fig. 2. Comparison of D-Shuttle and Harshaw-6600 exposure results

The effect of low-energy radiation on measurement results, taking into account the conversion factors given in the ICRP 74 publication [7], is shown in Fig. 3.

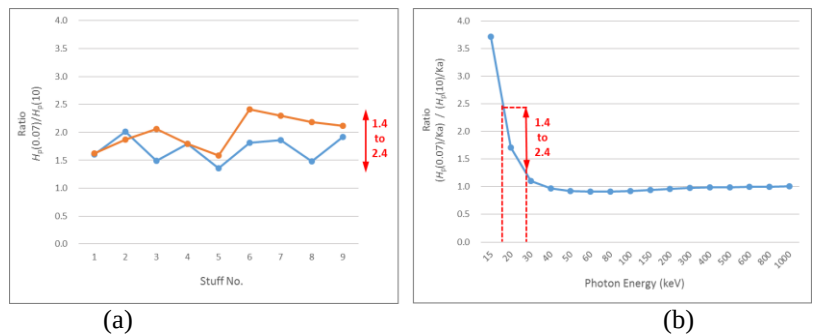


Fig. 3. Influence of low-energy radiation on the results of experimental irradiation of TLD Harshaw 6600
 (a) –Harshaw 6600 TLDs measurement results; (b) – conversion coefficients by ICRP 74

The ratio of the personal dose equivalents $H_p(10)$ to $H_p(0.07)$ obtained with Harshaw 6600 TLDs is since 1.4 to 2.5 in the photon energy range from 20 to 30 keV. Thus, low-energy radiation has a strong effect on the readings of Harshaw 6600 TLDs, but it is not included in the measurement range of D-Shuttles. When irradiating thermoluminescent dosimeters with high-energy gamma-quanta like ^{137}Cs or ^{60}Co , the entire ionization energy of the phantom is converted to the personal dose equivalent of $H_p(10)$, so $H_p(0.07)$ is assumed to be zero. However, accounting dose on the skin due to Compton scattering was integrated into the computational algorithms of Harshaw 6600, then the resulting $H_p(0.07)$ readings from the second crystal detector of a 2-chip dosimeter can be interpreted differently in the Eurasian countries and in the USA.

On the base of the results of comparative experiments with dosimeters of Harshaw 6600, DVG-02TM and D-Shuttle, one can draw the following conclusions:

- The thermoluminescent systems of the current individual monitoring of ionizing radiation Harshaw 6600 and DVG-02TM are characterized by comparable accuracy of measurements of personal dose equivalents of the external occupational exposure.

- At the same time, the obvious advantages of Harshaw 6600 are: high measurement speed, which provides productivity almost an order of magnitude higher than of DVG-02TM; the possibility of determining the dose on the skin $H_p(0.07)$ together with the personal dose equivalent of the whole body irradiation $H_p(10)$; and durability of thermoluminophores, protected from mechanical damages by the substrate made of teflon or kapton.

- Advantages of DVG-02TM consist of the operation simplicity and lower cost in comparison with Harshaw 6600 reader and dosimeters, which have service life of approximately 500 cycles "exposure–measurement".

- D-Shuttles provide high level of convenience for reading out the indications and storing the exposure history, which allows them to be used for both the current and the operational individual monitoring of ionizing radiation.

- Acceptable accuracy and 10% linearity of measurements are ensured when D-Shuttle is irradiated with doses of no more than 1 mSv in the field of the source that generates the equivalent dose rate no higher than 3 mSv/hr. This allows the use of D-Shuttle in conditions of the uniform irradiation with small doses at a stable level of the technologically changed radiation background.

References

1. Sanitary rules "Sanitary-epidemiological requirements for ensuring radiation safety", approved by the order of acting Minister of National Economy of the Republic of Kazakhstan #261 on March 27, 2015.
2. DVG-02TM dosimetric thermoluminescent unit. — Operating Manual PIGU.412113.003RE. — Moscow: JSC SIE Doza, 2005. — 18 p.
3. Thermo Scientific Harshaw Model 6600 LITE TLD Reader. — Operator's Manual #6600LT-W-O-0810-002. — Oakwood Village, Ohio 44146: One Thermo Fisher Way, 2010. — 250 p.
4. D-Shuttle Dosimeter Management System (for Research Institutions). — Instruction Manual. — Oarai: Chyoda Technol Corporation, 2015. — 27 p.
5. V.A. Kudryashev, D.S. Kim, E.R. Nurtazin. On the standards of individual dosimetry of external radioactive irradiation. — Metrological scientific and technical journal "The world of measurements", #4 (174) — Moscow: RIA "Standards and quality", 2016. — P. 11—14.
6. [W.G. Cross](#), [J. Böhm](#), [M. Charles](#), [E. Piesch](#), [S.M. Seltzer](#). Dosimetry of External Beta Rays for Radiation Protection (Report 56). — Journal of the International Commission on Radiation Units and Measurements. — Vol. os29, Issue 1. — Bethesda, MD, 1997. — 133 p.
7. ICRP Publication 74, Conversion Coefficients for use in Radiological Protection against External Radiation, International Commission on Radiological Protection, 1997.

Державне регулювання в сфері безпеки використання ядерної енергії в медицині

О.І. Богуславська

Державна інспекція ядерного регулювання України

Формування та реалізація державної політики в сфері безпеки використання ядерної енергії в Україні, відповідно до Указу Президента України від 06.04.2011 №403/2011 «Про Положення про Державну інспекцію ядерного регулювання України», здійснюється Держатомрегулювання, як органом державного регулювання ядерної та радіаційної безпеки.

Враховуючи те, що Держатомрегулювання є центральним органом виконавчої влади України, регулюючою діяльністю охоплюються всі галузі господарства, у тому числі й медична.

Формування та реалізація державної політики, розроблення національного законодавства у сфері ядерної та радіаційної безпеки здійснюються з урахуванням міжнародних норм безпеки та європейського законодавства.

На сьогодні першочерговим завданням Держатомрегулювання є приведення системи регулювання ядерної та радіаційної безпеки у відповідність до Директиви Ради 2013/59/ЄВРАТОМ від 5 грудня 2013 року про встановлення основних норм безпеки для захисту від загроз, зумовлених впливом іонізуючого випромінювання, та основних стандартів безпеки МАГАТЕ «Радіаційний захист і безпека радіаційних джерел» (Radiation Protection and Safety of Radiation Sources: International Basic Safety Standards», IAEA, 2014).

Регулювання безпеки використання джерел іонізуючого випромінювання (далі - ДІВ) здійснюється шляхом:

нормування – встановлення норм, правил і стандартів з радіаційної безпеки;

дозвільної діяльності – надання дозволів (ліцензій, сертифікатів, реєстрація ДІВ тощо) на провадження діяльності з ДІВ;

наглядової діяльності – контроль за дотриманням норм, правил і стандартів з радіаційної безпеки та за дотриманням умов дозволів (ліцензій) на провадження діяльності з ДІВ, а також застосування примусових заходів (нагляд та санкції).

Об'єктивність здійснення дозвільної діяльності (ліцензування) відповідає вимогам статті 23 Закону України «Про використання ядерної енергії та радіаційну безпеку». Цією статтею визначено, що

орган державного регулювання ядерної та радіаційної безпеки повинен бути незалежним від державних органів, установ і посадових осіб, діяльність яких пов'язана з використанням ядерної енергії.

Ліцензування окремих видів діяльності в сфері використання ядерної енергії здійснюється відповідно до правових та організаційних засад дозвільної діяльності, визначених Законом України «Про дозвільну діяльність у сфері використання ядерної енергії».

Оскільки, застосування ДІВ в медицині найбільшою мірою приближене до людини та може завдавати більшого дозового навантаження, ніж при застосуванні в іншій сфері, тому одним з пріоритетних напрямків в політиці Держатомрегулювання є розробка та впровадження норм, правил та стандартів з радіаційної безпеки в сфері використання ядерної енергії в медицині.

Реалізація політики державного регулювання в сфері використання ДІВ в медицині здійснюється логічно і послідовно, застосовується диференційований підхід до регулювання ДІВ з урахуванням ступеню їх безпеки.

Регулювання безпеки використання ДІВ в медицині забезпечується нормативно-правовими актами, розробленими Держатомрегулювання у 2007 – 2008 роках, такими, як «Вимоги та умови безпеки (ліцензійні умови) провадження діяльності з використання джерел іонізуючого випромінювання у променевій терапії», «Вимоги до системи управління якістю проведення діагностичних та терапевтичних процедур з використання джерел іонізуючого випромінювання».

Спільними наказами Держатомрегулювання та МОЗ у 2017 році були затверджені та введені в дію «Загальні правила радіаційної безпеки використання джерел іонізуючого випромінювання у медицині» та «Правила радіаційної безпеки використання джерел іонізуючого випромінювання в брахітерапії», які базуються на нових міжнародних нормах безпеки та законодавстві ЄС. Ці документи встановлюють значення діагностичних референтних рівнів опромінення, вимоги та механізми забезпечення контролю за дозами опромінення пацієнтів, методи та засоби оптимізації радіаційного захисту, вимоги до обґрунтування процедур діагностичного медичного опромінення, сучасні критерії безпеки ДІВ, у тому числі й до нових радіаційних технологій, що впроваджуються в Україні.

Наступні кроки також будуть спрямовані на усунення дефіцитів в сфері регулювання безпеки використання ДІВ в медицині, зокрема, безпеки використання прискорювачів електронів в медичних цілях, гамма-терапевтичних апаратів для дистанційного опромінення,

вдосконалення вимог до системи управління якістю проведення діагностичних та терапевтичних процедур з використання ДІВ та ін.

Значним шагом в напрямку покращення забезпечення радіаційного захисту в медицині у 2018 році стало створення та затвердження спільним наказом Держатомрегулювання та МОЗ України складу та Положення про Міжвідомчу робочу групу експертів з питань радіаційного захисту у медицині (далі – Міжвідомча група), до складу якої ввійшли представники Держатомрегулювання, МОЗ, Національної Академії медичних наук України, державних наукових медичних інститутів, професійних медичних організацій та медичних закладів України.

Метою Міжвідомчої групи є забезпечення виконання Плану заходів з виконання Угоди про асоціацію між Україною, з однієї сторони, та Європейським Союзом, Європейським співтовариством з атомної енергії і їхніми державами-членами, з іншої сторони, затвердженого постановою Кабінету Міністрів України від 25 жовтня 2017 року № 1106, в частині імплементації вимог Директиви Ради 2013/59/ Євратом від 5 грудня 2013 року.

На сьогодні Міжвідомчою групою виконано ряд заходів. У тому числі:

розроблено «дорожню карту» з імплементації міжнародних вимог безпеки (МАГАТЕ), законодавства ЄС, національного законодавства з питань медичного опромінення;

запроваджено єдиний підхід до визначення поглинутої дози при дистанційній променевої терапії, що має покращити точність калібрування апаратів. Відбуватиметься це шляхом використання медичними закладами протоколу визначення поглиненої дози при дистанційній променевої терапії на основі міжнародного протоколу МАГАТЕ «Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water (TRS-398)».

З повною інформацією про діяльність Міжвідомчої групи можна ознайомитися на Сайті ядерної безпеки, радіаційного захисту та нерозповсюдження ядерної зброї UATOM <https://uatom.org> у рубриці «Радіаційна безпека у медицині».

1. Указ Президента України від 06.04.2011 №403/2011 «Про Положення про Державну інспекцію ядерного регулювання України». – Режим доступу: <http://zakon.rada.gov.ua/laws/show/403/2011>.

2. Закон України «Про використання ядерної енергії та радіаційну безпеку». – Режим доступу:
<http://zakon.rada.gov.ua/laws/show/39/95-%D0%B2%D1%80>.

3. Закон України «Про дозвільну діяльність у сфері використання ядерної енергії». – Режим доступу:
<http://zakon.rada.gov.ua/laws/show/1370-14>.

4. Закон України «Про захист людини від впливу іонізуючого випромінювання». – Режим доступу:
<http://zakon.rada.gov.ua/laws/show/15/98-%D0%B2%D1%80/>.

Assessment of radiation doses of personnel due to normal operation technogenic sources of ionizing radiation

N.B. Nazarova

*Tashkent Pediatric Medical Institute
of the Ministry of Health of the Republic of Uzbekistan
D.A. Zaredinov, 100007, Uzbekistan, Parkentskaya 51, str.,
zda_medic@mail.ru*

The abstract: The increase in the use of technogenic sources of ionizing radiation in industry, science, medicine dictates the need to control the doses of personnel and population exposure during their service. Individual doses received by different people from artificial sources of radiation vary greatly. At present, a lot of work is devoted to the assessment of radiation doses by medical personnel from ionizing sources of radiation [2, 3].

Keywords: technogenic sources, ionizing radiation, normal operation, assessment, individual dose, radiation sources

Purpose of the study-an estimation of doses of an irradiation of the personnel due to normal operation of technogenic sources of an ionizing radiation according to the unified system of the control and the account of individual doses of personnel developed in the republic.

Materials and methods. The assessment of radiation doses of personnel from sources of ionizing radiation was carried out according to the regional data of the unified system and the radiation and hygienic passport of the institution for 2015-2017. Automated collection of information from the source data was provided by using a single software developed by the Center for Training of Radiation Safety Specialists of the Ministry of Health of the Republic of Uzbekistan. Indicators of the number of staff in Groups A and B, the average individual dose (mSv / year), collective dose (manSv / year) were analyzed. According to the regional databank, for the period under investigation the sources of ionizing radiation are used by medical institutions (87,8%) and industrial enterprises, science and etc.(12,2%). The average individual dose of technogenic exposure to medical personnel due to the normal operation of technogenic sources of ionizing radiation ranged from 0.45 to 2.59 mSv / year. The collective dose ranged from 5.17 to 14.65 manSv / year.

Conclusion. The annual average of the individual dose of man-caused exposure in the normal operation of equipment for Group A personnel ranged from 0.37 to 3.1 mSv / year and for Group B - from 0.02

to 0.85 mSv / year. At the same time, the main share of facilities using radiation sources is made up of medical institutions (87.8%) that belong to the IV category. The average individual annual effective doses of personnel of all facilities that use ionizing radiation sources in the pilot regions were significantly lower than the basic dose limits regulated by the Radiation Safety Standards (SanPiN 0193-06) [4].

1. *Kosterev V.V.* Doses of personnel exposure in organizations of the Russian Federation in 2011 // *V.V. Kosterev [and others]* // Nuclear physics and engineering. - 2014. - T. 5, No. 5. - P. 456.

2. *Trunov. B.V.* Assessment of dose loads of medical personnel in the departments of radiological diagnostics // *B.V. Trunov, E.P. Koroleva* // Labor Medicine and Industrial Ecology. - 2014. #11. - P. 21-25.

3. *Shleenkova. E.N.* Results of individual dosimetric control of medical organizations // *E.N. Shleenkova* // Radiation hygiene - 2014. - T. 7, No. 3. - P. 39-43.

4. SanPiN # 0193-06 "Standards of radiation safety (NRB-2006) and basic sanitary rules for ensuring radiation safety (OSPORB-2006)".

Перспективи розбудови безпечного лікарняного середовища на засадах культури безпеки

Ю.М.Скалецький¹, М.М.Риган², А.М.Штаюра³

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

²Медичний центр «Сучасна ортопедія»

⁴Національний університет імені Тараса Шевченка

Питання безпеки в охороні здоров'я стосуються щонайменше чотирьох аспектів. Перший – це безпека (стійкість) закладів і установ охорони здоров'я в надзвичайних ситуаціях. Другий – питання охорони праці медичного персоналу та промислової безпеки. Третій – захист пацієнтів від негативних наслідків лікарської діяльності, безпека пацієнтів. І накінець, потужні джерела іонізуючого випромінювання в радіотерапевтичних відділеннях, підрозділах ядерної медицини, культури мікроорганізмів у відповідних музеях, високотоксичні та наркотичні лікарські засоби тощо гостро ставлять питання фізичної безпеки.

Мета нашої роботи – пошук інструментів і підходів, які б дозволили скорегувати роботу за переліченими напрямками таким чином, щоб вони не лише не конкурували, а навіть підсилювали позитивний ефект один одного.

Матеріал і методи досліджень. Як матеріал використовувалися звіти МОЗ і Держстату України, документи МАГАТЕ, публікації за темою дослідження.

Методи: бібліографічний, системного підходу й статистичні.

В ядерній енергетиці давно відмітили, що ядерна, технічна, фізична безпека, режим гарантій, маючи єдину мету – захист людей, суспільства й навколишнього середовища від радіаційного впливу, спираються практично на єдині принципи забезпечення такого захисту. Більше того, багато елементів або дії мають на меті сприяти підвищенню одночасно рівня безпеки і фізичного захисту, а заходи за одним напрямом підсилюють інші й спостерігається ефект синергізму.

Водночас існують також обставини, за яких дії, спрямовані на досягнення однієї з цілей, можуть виявитися антагоністичними по відношенню до досягнення іншої. Наприклад, введення обмежувальних бар'єрів з міркувань фізичної безпеки може обмежити швидкий доступ при реагуванні на подію, пов'язану з безпекою, або швидку евакуацію станційного персоналу. Цього антагонізму можна

уникнути, якщо синергію в різних розділах безпеки починати розглядати ще з етапу проектування ядерної енергетичної установки [1].

Також підтверджено наявність позитивного синергічного ефекту заходів з підвищення ядерної, технічної, фізичної безпеки та режиму гарантій не лише на безпечну експлуатацію ядерних установок, але й економічну ефективність АЕС [2].

Ці факти підкреслюють важливість скоординованого комплексного підходу до забезпечення безпеки на об'єктах атомної енергетики. МАГАТЕ починаючи з 2010 року обговорює необхідність такого підходу до забезпечення технічної та фізичної безпеки, при якому вони взаємно доповнюють і підкріплюють один одного [3].

Методологічним підґрунтям реалізації такого підходу може бути концепція культури безпеки, яка визнає безпеку як цінність вищу за бізнес і виробничі плани. У Комюніке Гаазького саміту з ядерної безпеки (2014) зазначається: «Ми підкреслюємо важливість розвитку культури ядерної безпеки, у якій особлива увага приділяється координації технічної та фізичної безпеки. [4].

На думку Shokr A. [5], культура ядерної безпеки та культура фізичної ядерної не повинні протистояти, а взаємно підсилювати одна одну. Більше того, Kovacic D. [6] упевнений, що немає сенсу намагатися розвивати окремо культуру ядерної безпеки, фізичної ядерної безпеки та режиму гарантій у межах однієї організації. І це зрозуміло, тому що «культура безпеки» – це глобальний принцип забезпечення безпеки в усіх сферах діяльності, у всіх її складових, підходах та інструментах [7].

Окремі фахівці вважають, що заходи протирадіаційного захисту під час ліквідації наслідків аварії на ЧАЕС підсилювали ефективність інших санітарно-гігієнічних заходів, і внаслідок цього захворюваність військових ліквідаторів, зокрема інфекційна, була нижчою, ніж у збройних силах у цілому [8].

Аналогічні ідеї висловлюються й фахівцями з безпеки в закладах охорони здоров'я. Braun B. зі співавторами у своїй монографії [9] також на багатьох прикладах доводять неприйнятність запровадження окремих безпекових програм стосовно пацієнтів і медичних працівників у межах однієї лікувальної установи. Основний аргумент на користь скоординованого підходу до безпеки в лікарні – неможливість сформувати культуру безпеки при різних підходах до попередження нещасних випадків для різних контингентів. Важко також заперечити цим авторам, що ризики для однієї групи несуть загрозу для іншої. Прикладом цього може бути аварія в лікарні № 7

міста Луганська 18 січня 2010 року, причиною якої стали грубі порушення вимог охорони праці та внаслідок якої загинули і медичні працівники, і пацієнти та члени їх родин. Крім того, ці автори також визнають існування синергії між зусиллями, спрямованими на підвищення безпеки пацієнтів, і зусиллями для підвищення безпеки працівників, тим більше, що ніяких відмінностей у принципової реалізації заходів і в першому, і в другому випадку не спостерігається.

Прикладом залежності рівня культури безпеки різних аспектів безпеки по відношенню до різних контингентів може бути ситуація в охороні здоров'я. Тривале безсистемне реформування медичної сфери в Україні та зниження рівня управлінської культури й культури безпеки призвело до різкого зростання не лише стаціонарної летальності, але й стало причиною зростання виробничого травматизму зі смертельними наслідками [10, 11].

Отже, запровадження єдиних програм з безпеки за різними її аспектами та для різних контингентів не лише підсилює ефект витрачених зусиль і ресурсів, але й сприяє формуванню належної культури безпеки в організації.

1. Режим доступу: <https://www.euronuclear.org/events/topsafe/topsafe2017/pdf/fullpapers/TopSafe2017-A0054-fullpaper.pdf>.
2. Режим доступу: http://mntk.rosenergoatom.ru/mediafiles/u/files/2018/Programma_rus_site_18.05.2018.pdf.
3. Режим доступу: <https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/Pub1472Rweb22211448.pdf>.
4. Режим доступу: <https://www.consilium.europa.eu/media/23823/141885.pdf>.
5. Режим доступу: <https://www-ns.iaea.org/downloads/ni/training/rr-presentations-pdf/synergy-between-safety-and-security-for-rr.pdf>.
6. Режим доступу: <http://www.vertic.org/media/assets/Publications/Verification%20and%20Implementation%202015.pdf>.
7. Режим доступу: https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/Pub1082r_web.pdf.
8. Комаров Ф. И., Чвырев. В. Г. Вклад военных медиков в ликвидацию последствий Чернобыльской катастрофы // Военно-медицинский журнал, 2006. – № 4. – С. 40–45.

9. Режим доступу:

<https://www.jointcommission.org/assets/1/18/TJC-ImprovingPatientAndWorkerSafety-Monograph.pdf>.

10. Дослідження причин, поширеності дефектів надання медичної допомоги та їх наслідків за рубежом і в Україні та методології їх попередження /Сердюк А. М., Скалецький Ю. М., Риган М. М., Лобачова Т. І. //Актуальні питання захисту довкілля та здоров'я населення України. Вип. № 3 (результати наукових розробок 2016 р.). – К.: ДУ «ІГЗ ім. О. М. Марзєєва НАМНУ». – 2017. – С. 214–243.

11. Дмитро Селявін. Чоботарі без чобіт // Охорона праці. – № 10. – 2017. – С. 20–22.

Радиационная безопасность в учреждениях здравоохранения

Ф.И.Куликова, В.И. Уманов

*Днепропетровская областная клиническая больница им.
И.И.Мечникова (г.Днепр)*

На сегодняшний день **радиационная безопасность** в лечебных учреждениях обеспечивается большим количеством документов: приказов, положений, журналов, инструкций и пр. Особое место занимают **разрешительные документы** для эксплуатации источников ионизирующего излучения (ИИИ), как-то: **лицензия на право работы с ИИИ; санитарный паспорт кабинета; технический паспорт рентгеновского кабинета**. Лицензию выдает государственная инспекция по ядерной и радиационной безопасности, санитарный паспорт - органы государственной продовольственной потребительской службы, технический паспорт оформляется и выдается **областными рентгенорадиологическими отделениями**, которые собственно и выполняют радиационный контроль (дозиметрию), с периодичностью 1 раз в 2 года. Таким образом, из трех организаций, контролирующих радиационную безопасность, именно ОРРО (для медицинских учреждений) являются основным органом надзора.

Днепропетровское ОРРО с 2011 года реорганизовано в областной Центр радиационной безопасности и медицинской радиологии (ОЦРБМР). Практически мы работаем с 1980 года. Осуществляем контроль мощности дозы излучения на рабочих местах персонала и в смежных помещениях для рентгеновских (радиологических) кабинетов; контроль радиационного выхода излучателя и проверка исходных (дозоформирующих) параметров рентгенаппарата; проверку свинцового эквивалентов защитных средств рентгеновского кабинета.

Индивидуальный дозиметрический контроль персонала проводит Институт медицинской радиологии им. С.П.Григорьева (Харьков) через ОЦРБМР.

В связи со всем вышеизложенным считаем необходимым подчеркнуть, что в условиях реформирования здравоохранения роль РРО не уменьшается, но напротив – при должной перестройке их работы, возможно - реорганизации в Центры, должна оставаться ведущей в системе контроля радиационной безопасности.

Поэтому предлагаем при переработке приказа № 340 МЗ Украины:

1. Увеличить штат РРО (Центров), пополнив его квалифицированными специалистами

2. Оснастить дозиметрами, компьютерами, автотранспортом.

3. Обеспечить необходимыми помещениями.

Результаты сравнительного анализа остеотропных препаратов при проведении остеосцинтиграфии и ОФЭКТ/КТ

Рахимжанова Р.И., Садуакасова А.Б., Люгай Е.А., Тлеулесова И.К.,
Фет М.М., Калабаева М.К.

*АО «Медицинский Университет Астана»
Центр диагностики РГП «Больница МЦ УДП РК»*

Аннотация

В данном исследовании было проведено сравнение результатов ОФЭКТ/КТ исследований скелета, выполненных с использованием остеотропных радиофармпрепаратов ^{99m}Tc – Технефор, ^{99m}Tc – Фосфотех и ^{99m}Tc – Резоскан, и оценка их взаимозаменяемости соотношений доз в клинической практике.

Введение

В клинической практике, сцинтиграфия костей скелета и ОФЭКТ/КТ скелета, являются одними из интересных и перспективных направлений по улучшению функциональных результатов и качества жизни онкологических больных.

Радионуклидная диагностика с использованием различных радиофармпрепаратов позволяет выявлять метастатическое поражение костей, на ранних этапах, что определяет выбор наиболее эффективной тактики лечения.

Технеций ^{99m}Tc , является изотопом имеющим идеальный для сцинтиграфии моноэнергетический спектр гамма-излучения (140 кэВ) и малый период полураспада (6ч.). Кроме того, ^{99m}Tc получается из генератора непосредственно в условиях клинической радиоизотопной лаборатории, легко образует комплексы с химическими соединениями, тропными к различным органам и тканям.

В начале семидесятих годов прошлого столетия G. Subramanian и J.G. Agfee впервые предложили использовать для остеосцинтиграфии фосфатные комплексы технеция ^{99m}Tc полифосфат, трифосфат и пирофосфат [1]. Было доказано, что накопление комплекса ^{99m}Tc -пирофосфат в костях обратно пропорционально длине цепи полифосфата, это объясняет наилучшее накопление в костях [2]. В середине 70-х годов G. Subramanian с соавт. [3] провели сравнительное изучение остеотропных препаратов ^{99m}Tc и пришли к выводу, что наилучшие результаты по визуализации скелета получены с препаратом ^{99m}Tc -Технефор (MDP), который до настоящего времени считают «золотым стандартом» при диагностических исследованиях

скелета. На IX Конгрессе Всемирной федерации ядерной медицины и биологии (2006 г.) официально было доложено о разработке нового радиодиагностического препарата на основе **золедроновой кислоты**, меченной ^{99m}Tc .

Материалы и методы исследования

Проведен сравнительный анализ результатов сцинтиграфических исследований 45 пациентов с дополнительным ОФЭКТ/КТ сканированием для уточнения локализации очагов патологии.

Исследование проводилось на однофотонном эмиссионном компьютерном томографе, совмещенном с 6-срезовым компьютерным томографом, модели «Symbia T6» производства «Siemens».

В исследованиях применялись следующие препараты:

^{99m}Tc -**Фосфотех** обладает высокой тропностью к костной ткани, накапливаясь в основном в органическом компоненте кости, связываясь с кристаллами гидроксиапатита кальция в очагах повышенного метаболизма костной ткани.

Известными особенностями фармакокинетики ^{99m}Tc -Фосфотеха являются медленный клиренс крови, а также замедленные сроки максимального накопления в скелете при невысоких отношениях активности в костях к активности в мышцах [1]. Кроме того, как правило, наблюдается накопление препарата в печени до 10-15% от введенной активности.

^{99m}Tc -**Технефол** (^{99m}Tc полиметиленфосфонат) относится к группе дифосфонатных комплексов. Учеными было установлено, что *in vivo* ^{99m}Tc -дифосфонаты [4] не подвержены ферментному гидролизу пиродифосфатазой, а также характеризуются более низким уровнем связывания с белками плазмы и эритроцитами, и дает высокое соотношение костная ткань - фон. Кроме того, их аффинность к гидроксиапатиту, определяющая способность дифосфонатов откладываться в местах образования новой кости, имеет фундаментальное значение. Благодаря этим свойствам комплексы дифосфонатов с ^{99m}Tc используются в качестве радиофармацевтических средств диагностики патологических состояний костной ткани, сопровождающихся остеобластическими процессами.

^{99m}Tc -**Резоскан** (на основе золедроновой кислоты) обладает максимальной аффинностью (по сравнению с другими используемыми бисфосфонатами) к участкам патологически повышенной резорбции костной ткани, в том числе к очагам метастатического происхождения. Исследование фармакокинетики радиофармацевтического препарата ^{99m}Tc - Резоскан показало, что для физиологического распределения,

исследуемого РФП характерна выраженная остеотропность. После внутривенного введения препарата интактным животным через 1 ч. до 52,5% введенной активности локализуется в скелете и 40% выводится из организма с мочой. Через 3 ч. после введения накопление в скелете составляет 48,9%, выведение 40%.

Исследования были проведены с использованием радиофармпрепаратов:

^{99m}Tc – Технефор у 7 пациентов (16%); ^{99m}Tc – Фосфотех у 23 пациентов (51%); ^{99m}Tc – Резоскан у 15 пациентов (33%). Доза препаратов была рассчитана с учетом массы тела пациента, 5МБк на 1 кг. Введение препарата осуществлялось внутривенно. При применении препаратов ^{99m}Tc – Технефор и ^{99m}Tc – Фосфотех остеосцинтиграфия проводилась через 3- 3.5 часа после внутривенного введения изотопа; при использовании ^{99m}Tc – Резоскан сканирование проводилось через 1- 1.5 часа.

Количество пациентов женского пола – 26 (58%), мужского пола – 19 (42%). Возраст пациентов составил от 26 лет до 81 года. У пациентов женского пола средний возраст составил 52 года (от 26 до 71), у пациентов мужского пола средний возраст составил 65 лет (от 33 до 81).

В группе пациентов женского пола преобладает патология – Рак молочной железы – 15 случаев (58% от общего количества случаев в группе пациентов женского пола), в меньшем количестве имеют место такие патологии как: рак тела матки, рак легкого, лимфома, вторичное поражение позвонков, рак глотки, рак желудка, гемангиома надпочечника, остеохондроз, гемангиома позвонков, асептический некроз головки плечевой кости.

В группе пациентов мужского пола преобладает патология – Рак предстательной железы – 10 случаев (53% от общего количества случаев в группе пациентов мужского пола), в меньшем количестве имеют место такие патологии как: ГЦР, рак надпочечника, вторичное поражение позвонков, метастатический рак, рак поджелудочной железы, полип толстой кишки, ДГПЖ.

Результаты и обсуждение

Метастазы злокачественных опухолей молочной железы и простаты обычно сопровождаются повышением остеобластической активности и визуализируются как зоны повышенного накопления индикатора. Следует отметить, что примерно у 30-50% пациентов с позитивной остеосцинтиграфией не удается обнаружить каких-либо изменений при рентгеновском исследовании. Это связано с тем, что для рентгенографической диагностики метастазов необходимо снижение минеральной плотности кости не менее чем на 30%.

Уровень накопления РФП зависит от целого ряда условий: метаболической активности в костной ткани (травмы, опухоли, воспаление и т.д.); уровня кровотока в костной ткани (от него зависит поступление РФП); симпатической иннервации, от которой зависит тонус артерий.

Ложноположительные результаты сцинтиграфии костей могут возникать в следствии: неправильной укладка пациента, контаминации одежды пациентов радиофармпрепаратом, наличия имплантов различных локализаций, наличия воспалительных изменений.

В результате проведенных исследований были получены следующие изображения.

В диагностике остеобластических типов метастазов, у пациентов, как при раке молочной железы, так и при раке предстательной железы, с использованием препарата ^{99m}Tc -Фосфотех, не было ограничений (рисунок 1, 2).

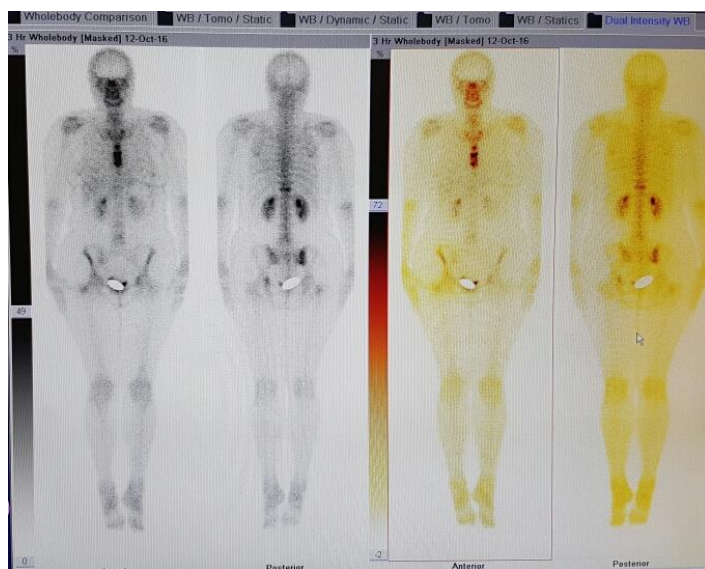


Рисунок 1. Статическая сцинтиграфия скелета (пациентка Н, 48 лет)

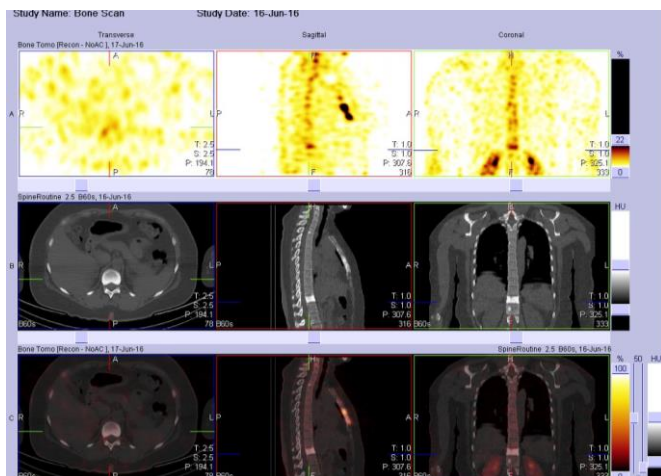


Рисунок 2. ОФЭКТ/КТ грудного отделов позвоночника (пациентка Н, 48 лет)

Пациентка 48 лет, в анамнезе – рак молочной железы, после проведенной комплексной терапии. На статической сцинтиграфии в планарном режиме видны очаги гиперфиксации изотопа в нижнегрудном отделе позвоночника и грудины. При дополнительно проведенном ОФЭКТ/КТ исследовании и совмещении изображений однофотонно-эмиссионной томографии с компьютерной томографией, с достоверной точностью визуализируется повышение плотности костных структур тел Th11 позвонка, рукоятки и тела грудины.

При диагностике остеолитических метастазов специфичность данного препарата (^{99m}Tc -Фосфотех) несколько снижена (рисунок 3).

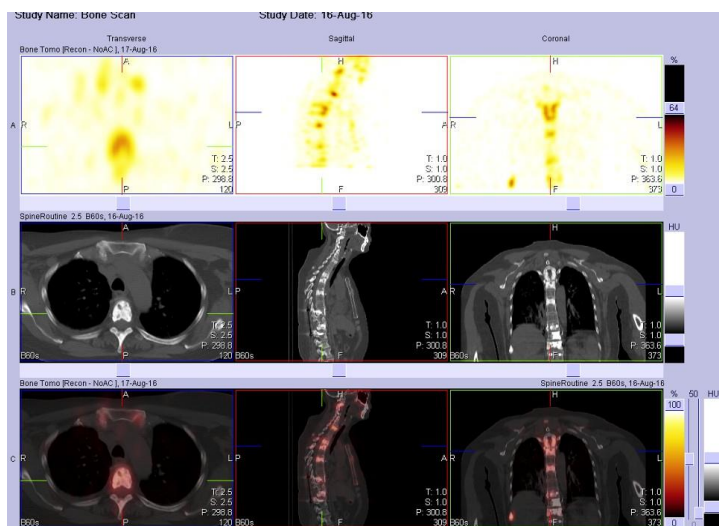


Рисунок 3. ОФЭКТ/КТ шейного и грудного отделов позвоночника (пациентка У, 61 год).

Пациентка У, 61 год. Диагноз: С-г правой молочной железы T2N1M0. Mts поражение костей и печени. Состояние после комбинированного лечения. При проведении ОФЭКТ/КТ шейного и грудного отделов позвоночника, отмечается гиперфиксация изотопа в костные метастазы остеобластического типа и отсутствие накопление препарата в остеолитических и частичного смешанных типах метастазов.

Ниже представлен случай дифференциальной диагностики костных метастазов и локального остеосклероза с использованием препарата ^{99m}Tc – Технефор (рисунок 4).

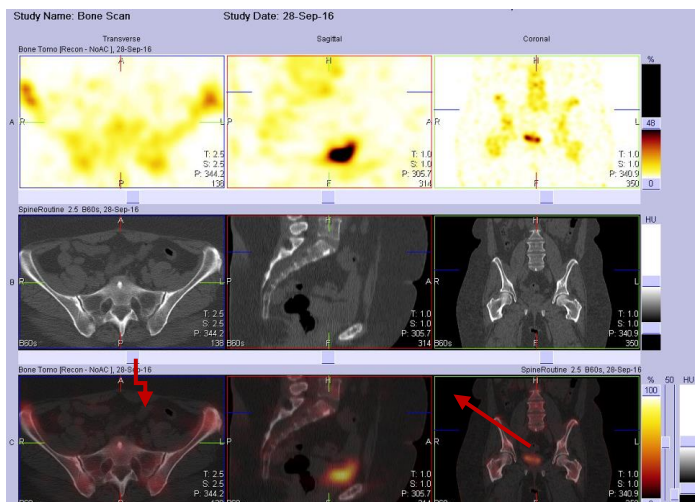


Рисунок 4. ОФЭКТ/КТ костей малого таза (пациентка П, 62 года)

ОФЭКТ/КТ костей малого таза с использованием препарата ^{99m}Tc -Резоскан (рисунок 5).

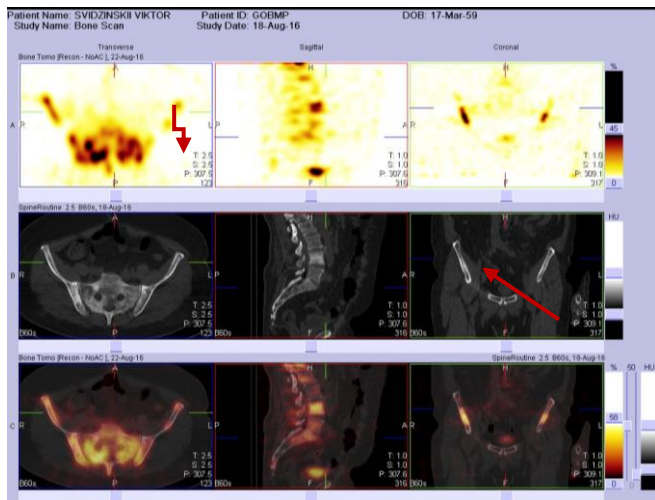


Рисунок 5. Пациент С, 57 лет.

Визуализация метастатических очагов с препаратом Резоскан. При проведении планарной сцинтиграфии и дополненной ОФЭКТ сканированием. Выявлено поражение скелета, более

характерное для метастатического поражения при раке предстательной железы, но не для болезни Педжета.

При анализе полученных нами данных чаще всего встречались множественные метастазы в аксиальном и периферическом скелете – 11 случаев (24.5% от всего количества исследований), единичные метастазы в костях наблюдались лишь в 5 случаях (11% от всего количества исследований), в 29 случаях (64.5% от всего количества исследований) вторичного поражения костей обнаружено не было.

В 16 исследованиях дифференциации метастатического поражения костей наблюдались следующие варианты сочетания различных видов остеодеструкции и характера накопления РФП:

- остеосклеротические изменения с повышенным накоплением изотопа (10 случаев); с применением всех трех РФП;
- остеосклеротические изменения без накопления изотопа (5 случаев); с применением препаратов ^{99m}Tc – Фосфотех и ^{99m}Tc – Резоскан;
- остеолитические изменения с высоким накоплением изотопа (1 случай); с применением препарата ^{99m}Tc – Резоскан;
- изменения смешанного характера с высоким накоплением изотопа (5 случаев); с применением препаратов ^{99m}Tc – Технефор ^{99m}Tc – Фосфотех;
- без изменения костной структуры с высоким накоплением изотопа (1 случай); с применением препарата ^{99m}Tc – Технефор.

Выводы

Таким образом, в результате клинического исследования не было получено достоверных данных о явных преимуществах отдельных РФП в общеклинической практике. Все препараты в той или иной степени давали повышенное накопление изотопа в областях дегенеративно-дистрофических изменений, а также умеренное или слабое накопление в мягких тканях. Подтверждается возможность взаимозаменяемости остеотропных радиофармпрепаратов ^{99m}Tc – Технефор, ^{99m}Tc – Фосфотех и ^{99m}Tc – Резоскан в клинической практике с получением достоверной максимально полной информации и корректных результатов исследований.

Проводя анализ радиоизотопных исследований необходимо учитывать гистологический тип первичных опухолей, изменения метаболизма в костной ткани на фоне проводимого лечения, сопутствующую патологию.

Наличие гибридной технологии позволяет более достоверно дифференцировать патологию в спорных и сомнительных случаях.

Список использованной литературы

1. G. Subramanian, J.G. Agfee // Radiology.- 1971. -Vol. 99.- P. 192.
2. J.C. Harbert, W.C. Eckelman, R.D. Neumann Eds // Thieme Medical Publishers, Inc., New York. 1996.
3. G. Subramanian, J.G. McAfee et al. Tc-99m-methylenediphosphonate a superior agent for skeletal imaging: comparison with other technetium complexes. // J.Nucl. Med. - 1975.- Vol.16. P. – 744
4. Schmitt G.H., Holmes R.A., Isitman A.T. A proposed mechanism for 99mTc-labeled polyphosphate and diphosphonate uptake by human breast tissue // Radiology. -1974.- Vol.- 112. P.- 733

Розроблення засобів пасивної ОСЛ дозиметрії іонізуючого випромінювання на основі кристалів YAP:Mn

С. Убізський, Д. Афанасьєв, Я. Жидачевський

Національний університет «Львівська політехніка»

E-mail: Sergii.B.Ubizskii@lpnu.ua

Індивідуальна пасивна дозиметрія є основним засобом оцінки впливу іонізуючого випромінювання (ІВ) на живі організми. Близько пів століття одним із найпоширеніших методів для цього була і все ще залишається термолюмінесцентна дозиметрія (ТЛД), для якої розроблені і використовуються як різні матеріали детекторів, так і зчитувачі дозиметричного відгуку різних виробників. Однак, в останнє десятиліття чітко проявилася тенденція заміни технології ТЛД на дозиметрію з використанням оптично-стимульованої люмінесценції (ОСЛ) як методу зчитування дозиметричного відгуку з опроміненого детектора, що обумовлено низкою переваг останнього, зокрема швидкістю отримання оцінки поглинутої дози, можливістю часткового зчитування дози з детектора і повторного зчитування її у разі потреби. При цьому головним чинником цієї тенденції є використання ОСЛ зчитування в медичній дозиметрії.

У цій роботі ми доповідаємо про розроблення вітчизняних засобів ОСЛ пасивної дозиметрії на основі нового дозиметричного кристалофосфора YAP:Mn ($\text{YAlO}_3\text{:Mn}$), який раніше був запропонований авторами для ТЛД, однак демонструє свої переваги також і для оцінки дози опромінення методом ОСЛ. Перевагою цього дозиметричного матеріалу є широкий інтервал лінійності вимірюваних значень поглинутої дози, висока хімічна та радіаційна стійкість, часова стабільність, тощо. Попередні дослідження явища ОСЛ в YAP:Mn дозволили сформулювати вимоги до умов реєстрації дозиметричного відгуку методом ОСЛ, які стали основою розроблення експериментального зразка ОСЛ зчитувача для дозиметрії на основі детекторів YAP:Mn. У роботі повідомляється про результати розроблення такого зчитувача, його особливості і результати тестування, зокрема показано, що він дозволяє впевнено реєструвати відгук від детекторів, що зазнали експозиції джерела ^{137}Cs з поглинутою дозою опромінення від 0,1 МГр при розмірах детектора $3 \times 3 \times 1 \text{ мм}^3$, і цей показник, як очікується, може бути покращений у майбутньому. Окрім того, конструкція створеного обладнання

дозволяє шляхом заміни окремих оптичних компонентів на однотипні з іншими спектральними характеристиками досліджувати ОСЛ також і в інших матеріалах, в яких відрізняються довжини хвиль оптичного збудження та реєстрації. Проведена розробка створює основу для виробництва в Україні вітчизняних засобів пасивної ОСЛ дозиметрії ІВ.

Впровадження програми контролю якості як елемент оптимізації радіаційного захисту пацієнтів

Л.Л. Стадник, О.В. Носик

*ДУ «Інститут медичної радіології ім. С.П. Григор'єва НАМН
України»,
вул. Пушкінська, 82, г. Харьков, Украина, 61024,*

Анотація Оптимізація медичного опромінення пацієнтів не може проводитись без контролю якості рентгенівських досліджень. Впровадження програми контролю якості в Україні уніфікує методи і умови тестування рентгенодіагностичного обладнання, дозволить підвищити якість діагностичної інформації при зниженні дозових навантажень пацієнтів.

Ключові слова: оптимізація, діагностичні рекомендовані рівні, програма контролю якості

Основна мета рентгенодіагностичних досліджень полягає в отриманні якісної діагностичної інформації при мінімально можливих дозах опромінення пацієнтів.

Оптимізація медичного опромінення пацієнтів не може проводитись без контролю якості рентгенівських досліджень, який повинен включати:

- контроль технічних і радіаційних параметрів рентгенівських апаратів і умов проведення досліджень;
- контроль якості приймачів діагностичного зображення;
- контроль доз пацієнтів «стандартних» розмірів і їх зіставлення з встановленими національними і міжнародними діагностичними референтними (рекомендованими) рівнями (ДРР).

Як показує міжнародний досвід, впровадження програми контролю якості в роботу медичних закладів системі охорони здоров'я дозволяє своєчасно виявляти рентгенівські апарати, які не відповідають критеріям прийнятності та проводити коригувальні заходи для підвищення діагностичної інформативності рентгенодіагностичних досліджень при одночасному зниженні доз опромінення пацієнтів.

Метою роботи є обґрунтування необхідності розробки та впровадження програми контролю якості в рентгенодіагностичних відділеннях для оптимізації опромінення пацієнтів.

МАТЕРІАЛИ Й МЕТОДИ

В Україні у 2017 р. Державною інспекцією ядерного регулювання України затверджений НПА «Загальні правила безпеки. Використання джерел іонізуючого випромінювання у медицині», в якому акцентується необхідність впровадження програми контролю якості в медичних закладах та вказані значення національних ДРР медичного опромінення [1].

Інститутом медичної радіології на прикладі 60 обстежених рентгенівських апаратів вивчено вплив технічного стану апаратів і приймачів зображення, обраних режимів досліджень на формування доз пацієнтів та якості діагностичних зображень. Контроль параметрів рентгенівських апаратів проведено із зазначенням критеріїв прийнятності обладнання та приймачів зображення відповідно до Керівництва ЄС № 162 [2].

РЕЗУЛЬТАТИ ТА ЇХ ОБГОВОРЕННЯ

За результатами контролю якості рентгенодіагностичного обладнання виявлено, що невиконання тестів з контролю якості рентгенівських апаратів призводить до необґрунтовано високих доз пацієнтів та незадовільної якості отриманого діагностичного зображення.

За результатами більш ніж 5000 вимірювань встановлено ДРР для 12 видів рентгенографії (органів грудної клітини, шийного, грудного, поперекового відділів хребта, тазу, черепа, придаткових пазух носу – за основними проекціями); цифрової флюорографії; флюороскопії органів грудної клітини та шлунково-кишкового тракту, іригоскопії та мамографії.

Розроблено загальну програму контролю якості рентгенівського обладнання для рентгенографії, флюороскопії, мамографії, яка включає: перелік необхідних тестів і базового обладнання для проведення контролю якості (Таблиця 1), форми протоколів контролю та методи оцінки доз пацієнтів.

Таблиця 1 – Обсяги контролю та перелік базових тестів з контролю якості рентгенодіагностичного обладнання

Обсяги контролю	Найменування тестів з контролю якості
Введення рентгенівського апарата в експлуатацію	Рентгенівська трубка (напруга, час опромінення, експозиція, струм, розмір фокальної плями, фільтрація, ШПО, радіаційний вихід)
	Приймач зображення (співпадіння полів, перпендикулярність струменю, просторове розрізнення, контрастна чутливість)
Проведення поточного контролю	Приймач зображення (співпадіння полів, перпендикулярність струменю, просторове розрізнення, контрастна чутливість, контакт плівка-екран, стан екранів, касет, артефакти, вуаль)
	Проявлення плівки (температура проявника, час проявлення, якість хімреагентів, неактинічність фотолабораторії)
Проведення періодичного контролю	Контроль дозоформувальних параметрів : радіаційний вихід / потужність дози, анодна напруга та час експозиції, струм / експозиція мАс, ШПО та загальна фільтрація.
	Контроль якості зображення: співпадіння світлового та радіаційного полів, перпендикулярність струменю, просторове розрізнення, контрастна чутливість, наявність артефактів.
	Контроль доз пацієнтів: вхідні поверхневі дози при рентгенографії, добуток доза – площа при флюороскопії, середня поглинута доза на залозу при мамографії

Впровадження програми контролю якості в Україні уніфікує методи і умови тестування рентгенодіагностичного обладнання, забезпечить дотримання єдиних стандартів якості діагностики в медичних установах незалежно від типу використовуваного обладнання, дозволить підвищити якість діагностичної інформації при зниженні дозових навантажень пацієнтів

ВИСНОВКИ

Встановлення програми контролю якості не повинно носити формальний характер. У разі перевищення національних рівнів на конкретному рентгенодіагностичному апараті або невиконання тестів контролю якості за встановленими критеріями, визначається перелік коригувальних дій (усунення виявлених несправностей або зміна режимів досліджень) для зниження дозових завантажень пацієнтів при збереженні прийнятної якості діагностичного зображення.

ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. Наказ ДІЯР України, МОЗ України від 16.02.2017 № 51/151 «Про затвердження Загальних правил радіаційної безпеки використання джерел іонізуючого випромінювання у медицині» [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <http://zakon0.rada.gov.ua/laws/show/z0636-17>.
2. European Commission. Radiation protection 154: European Guidance on Estimating Population Doses from Medical X-Ray Procedures. – Luxembourg: Office for official publications of the European communities, 2008. – 96 p.

Надежность биосистем и радиационная защита

Ю.А.Кутлахмедов, И.В.Матвеева, В.А.Гроза

Институт экологической безопасности Национального авиационного университета, Киев

Биологические системы являются архи надежными системами построенными из архи ненадежных элементов (Джон фон Нейман)[1]. Молекулярные и клеточные элементы мало надежны и существуют малое время, а системы в целом, особенно экосистемы, весьма надежны и существуют длительное время. В основе высокой надежности биосистем лежат механизмы восстановления и резервирования разного типа (Ю.А.Кутлахмедов и др.) [2]. Ярким проявлением функционирования систем надежности биосистем, являются реакции биосистем на действие радиации, тяжелых металлов и других поллютантов. Установлено, что выживаемость биосистем, начиная с уровня клеток, при действии радиации и других поллютантов, целиком определяются механизмами репарации и резервирования. Это прежде всего системы фотореактивации, репарации одно – и дву-нитевых разрывов ДНК на уровне клеток. На уровне клеточных популяции, тканей и органов клеточные процессы дополняются процессами репопуляции, компенсации поражения за счет функционирования избыточного числа клеток. На уровне биоты экосистем для целей их радиационно защиты используются популяционные процессы.

Радиационная защита для людей осуществляется согласно действующим гигиеническим нормативам. Для защиты биоты экосистем нормативов пока не существует. Считается, что если действующими гигиеническими нормативами человек защищен от радиационного влияния, то и биота защищена, тем более. Полагаем, что это не всегда выполняется. Для радиационной защиты биоты экосистем, необходимо вводить специальную систему экологического нормирования. В 100 публикации МКРЗ предлагается использовать для такого экологического нормирования оценки радиационного поражения референтных, наиболее радиочувствительных видов. Проведем сравнение проблемы радиационной защиты биоты экосистем по референтным видам и по степени поражения биоты с максимальным депонированием радионуклидов и тем самым, получающих наибольшую дозу облучения.

Для сравнения рассмотрим типовую склоновую, характерную для экосистем Украины. Поместим в эту экосистему некоторые референтные виды: в лесу – сосна и олень, на лугу, террасе и пойме – траву, в озере – рыбу, лягушку и бентосные организмы. В качестве вида использующего данную экосистему – рассмотрим популяцию людей. Природопользование у людей для данной склоновой экосистемы ограничено, потреблением воды для питья и орошения, и использованием продуктов питания – по системе – трава (луг, терраса и пойма) -животные – молоко-мясо.

Допустим, что лес в данной склоновой экосистеме загрязнен радионуклидами ^{137}CS на экстремальном уровне в 200 Ки/км^2 . Рассмотрим оценки дозовых нагрузок на некоторые виды биоты, которые предлагается использовать в качестве референтных.

Проведем расчет дозовых нагрузок на выбранные виды биоты в рассматриваемой склоновой экосистеме. Для расчетов, используем наши оценки надежности транспорта радионуклидов на основе разработанных камерных моделей [2]. Используя далее модель расчета дозовых нагрузок Б.Амиро [3] можно оценить конкретно дозовые нагрузки на все выбранные для анализа референтные виды биоты.

Анализ показал, что возможно рассчитать такие дозовые нагрузки и сравнить их с критическими дозами, определенными, как доза в $0,4 \text{ Гр/год}$ для животных и 4 Гр/год для растений и гидробионтов. [4], а для людей 1 мЗв/год .

Нами получены данные расчетов дозовых нагрузок на биоту референтных видов. Расчеты по модели Б.Амиро, показали, что сосна больших критических доз, превышающих предельные 4 Гр/год . Она хотя незначительно превышает критическую. Доза для людей, использующих продукты питания и воду с данной склоновой экосистемы, не превышает 1 мЗв/год , это совсем не критично. Дозы на лягушек в озере составляют $0,2 \text{ Гр/год}$, что меньше $0,4 \text{ Гр/год}$ и тем самым не определяет критичность данной экологической ситуации. А вот доза на бентосные организмы в илах озера, как, минимум составляет 16 Гр/год , что намного превышает критическую дозу в 4 Гр/год . Это грозит отмиранием биоты бентоса, а значит и серьезными экологическими последствиями для всей экосистемы. При этом может произойти подкисление среды обитания, и в результате десорбция радионуклидов, накопленных в илах озера. Тогда ситуация может привести к заметному росту доз облучения для людей, использующих данную склоновую экосистему

Очевидно, что в данной экосистеме экологическое нормирование следует проводить именно по критической биоте,

получающей самые высокие дозовые нагрузки и определяющей благополучие экосистемы, в целом.

Использование для экологического нормирования референтных видов, вероятно можно использовать для грубых оценок, а для контроля радиационного благополучия биоты экосистем целесообразно использовать оценки дозовых нагрузок на критическую биоту, где в динамике накопления радионуклидов, происходит наибольшее депонирование поллютантов. Для каждого типа экосистем, такая биота определяется через моделирование. Для реки и озера - это бентос, для моря –это биота в пелагиали, в лесу – биота лесной подстилки и далее через ландшафт, возможно, биота озера или болота и т.д. Заранее выбрать референтные виды и по ним определять критичность загрязнения всей экосистемы, практически невозможно.

Литература.

1. Нейман Дж.фон. Вероятностная логика и синтез надежных организмов из ненадежных компонент. В кн. Автоматы. М. Из-во иностранной литературы 1956 г. С.68-139.)

2. Кутлахмедов Ю.А., Матвеева И.В., Гроза В.А. Надежность биологических систем . Фитосоционцентр. Киев, 2018 г, 386 с.

3.Amiro B.D. (1992): Radiological Dose Conversion Factors for Generic Non-human Biota. Used for Screening Potential Ecological Impacts, J. Environ. Radioactivity Vol.35, N1: 37-51.

4.Поликарпов Г.Г., Цыгутина В.Г. (1995): Эффекты Кыштымской и Чернобыльской аварии на гидробионтах. Радиационная биология. Радиоз экология, том 35 N 4: с. 536-548.

Антропоморфні дозиметричні фантоми на базі 3D принтерних технологій

О.А. Безшийко, Л.О. Голінка-Безшийко, І.М. Каденко,
В. А. Єрошенко

Київський національний університет імені Тараса Шевченка

Різноманітність завдань клінічної дозиметрії при лікуванні онкологічних захворювань диктує використання різних фантомів, які з практичних причин часто складаються з різних матеріалів. Всі ці матеріали повинні забезпечувати відносний дозовий розподіл, еквівалентний дозовому розподілу в тканинах тіла. При вимірі базових величин таких, як глибинні дозові розподіли, стандартні ізодозні криві та ін., необхідні для функціонування систем планування для медичного використання іонізуючого опромінення, фантоми заповнюються або тканино еквівалентними рідинами або водою. Фантоми з нерегулярними поверхнями і тверді калібрувальні фантоми виготовляються з твердих матеріалів при верифікації планів опромінення, особливо в разі застосування багатопільного опромінення або динамічних полів необхідно мати тверді фантоми, які зручні для одночасного розміщення набору детекторів. Для цього виготовляються так звані антропоморфні (антропометричні) фантоми, в тій чи іншій мірі повторюють форми тіла типової людини і мають реалістичні негомогенності.

Антропоморфні фантоми, особливо детекторизовані мають набагато більше можливостей і переваг для акуратного визначення дозових навантажень в негомогенній структурі тіла людини, з можливими вставками із штучних матеріалів (складові протезування). Але вони мають два важливі недоліки – висока складність виготовлення, та відповідна висока ціна таких фантомів (від 20-25 тисяч доларів і більше) з досить обмеженою жорстко визначеною номенклатурою.

В Україні, з огляду на обмежені економічні ресурси на сучасному етапі розвитку, практично повністю відсутня практика систематичного використання антропоморфних фантомів для навчання та контролю. Систематичне застосування таких фантомів дозволить різко підвищити якість лікування ракових захворювань, гарантує точність доведення дози згідно розрахованих планів опромінення, помітно підвищить кваліфікацію персоналу лікувальних закладів в Україні, забезпечить високий рівень кваліфікації професорсько-

викладацького складу та якісне навчання в університетах в області медичної фізики при дрібно-серійному виробництві антропометричних детекторизованих фантомів при одночасній мінімізації ціни до рівня собівартості та скорочення до мінімуму ланцюга від наукової розробки до готового продукту. Вітчизняні розробки таких детекторних систем в більшій своїй частині практично відсутні, або знаходяться в початковому нерозвиненому стані.

В роботі запропоновано розробку на основі антропометричних фантомів системи підвищення якості лікування в Україні онкологічних захворювань з використанням джерел іонізуючого випромінювання та контролю і гарантування цієї якості. Запропонований проект спиратиметься на розробку спеціалізованого 3D-принтера для ефективного і швидкого створення антропометричних фантомів при мінімальній собівартості.

В результаті виконання запропонованого проекту буде створено фізико-технічні та організаційно-економічні засади для побудови всеукраїнської програми підвищення якості променевої терапії в онкології - шляхом забезпечення відповідними фантомами і відкритим програмним забезпеченням планування доз кожного онкологічного центру, а також створення контролюючої структури для періодичного контролю всіх онкологічних закладів стосовно якості доведення дозових навантажень на органи та тканини пацієнта.

Зменшити кардинально ціну фантома, не спрощуючи його складність потенційно можливо з використанням технологій 3D друку. На жаль використання стандартних 3D принтерів зіштовхується з цілим рядом ускладнень і обмежень. Автори цієї роботи планують розробити спеціалізований 3D принтер, що дозволить зменшити ціну антропоморфного фантому на порядок, при цьому складність структури фантому не тільки не зменшиться, а навіть можна суттєво додатково ускладнити і легко підбирати структуру фантому під поставлені задачі.

Створення спеціалізованих фантомів для контролю розподілу дози при класичній онкологічній променевій терапії й терапії пучками, використовуючи протони й більш важкі йонні пучки, обходиться дорого, і їх використання часто нехтують на українських установах. Все це вимагає пошуку альтернативних рентабельних технологій створення фантомів й інструментальних засобів моделювання.

Також необхідно розробити більш дешеві детекторні комплекси, детектори яких вміщуються в середину фантомів, а точність вимірювання дози цими детекторами повинна досягати величин менше 5% (оціночно порядку 3% буде достатньо). Аналіз показує, що на

даному етапі розвитку детекторних систем найбільш перспективними типами детекторів можуть бути термolumінесцентні детектори і радіохромні плівки. Термolumінесцентні детектори мають прийнятну ціну, пристрої зчитування дуже дорогі, тому потрібна розробка приладів зчитування при прийнятній якості отримання дозових величин з суттєво меншою ціною (більше ніж на порядок), аналіз схем зчитування показує, що це можливо. Детекторні системи на основі радіохромних плівок необхідно адаптувати як для плівок, так і для сканерів для зменшення ціни. При отриманні позитивних результатів з'явиться можливість створити системи державного контролю якості променевої терапії онкологічних захворювань. Для цього потрібен зчитувач детекторів, набір детекторів (оціночно 1000\$ для зчитування і 2000\$ доларів на рік для системи радіохромних плівок, та 2000\$ зчитувач і 1000\$ на термolumінесцентні детекторні системи) для контрольного органу, який проводитиме контрольні вимірювання в онкологічних центрах. Загалом на системи зчитування оціночно може піти біля 100-150 тисяч грн. Щорічних витрат (з урахуванням 15 відряджень по Україні) з відрядженнями на одну людину і витратними матеріалами по детекторам оціночно піде біля 100 тис. грн. Ще потрібні витрати на мінімальне забезпечення детекторних вимірювань і на 5-7 повноформатних антропометричних фантомів, та 4-5 простих спеціалізованих фантомів – на це може піти біля 200 тисяч грн. Отже сумарно на обладнання групи контролю якості променевої дозиметрії необхідно буде порядку 350 тис.грн. одноразового гранту і порядку 100 тисяч щорічних витрат на відрядження і витратні детекторні матеріали (в оцінку не входить заробітна плата персоналу). Така група зможе щорічно проводити 15 перевірок онкологічних центрів на якість доведення визначеної дози до потрібного об'єму – перевірок планових чи випадкових, на рівні державних органів чи інших контролюючих структур, безоплатно для організацій, які перевірятимуться. Забезпечення потрібними фантомами та дозиметричним обладнанням планується по собівартості виготовлення в рамках університетського високотехнологічного виробництва з використанням 3D технологій друку. При достатньому фінансуванні можна забезпечити кожний лікувальний онкологічний заклад набором фантомів та детектуючих систем. Один набір може коштувати 250-300 тис. грн (зменшена кількість фантомів і додані витратні матеріали на суму менше 50 тис. грн.). Це дозволить проводити навчання персоналу відповідного лікарняного закладу і забезпечувати внутрішній контроль в цілому по закладу методик, обладнання і кваліфікації обладнання. Тобто процедура, яка використовуватиметься і при навчанні і при контролі –

формується невідома для тих, кого перевірятимуть структура фантома і пропонується забезпечити опромінення заздалегідь визначеного об'єму визначеною дозою і на критичні органи доза не повинна перевищувати допустимої величини. Група під тестуванням проводить діагностичні дослідження, визначає потрібні особливості опромінення (наприклад врахування протезних частин в опромінюваному об'ємі), далі проводить опромінення фантома, в який заряджено дозиметричні детектори в зони, потрібні для вимірювання і надають опромінений фантом до рук перевіряючих. Перевіряючі вимірюють дози в фантомі від детекторів і визначають коректність проведення процедур опромінення.

Дослідження було проведено за підтримки Державного фонду фундаментальних досліджень (договори №Ф79/96-2018, №2-НД/18-2018, №4-Н-2018).

Уровни естественных радионуклидов в продуктах питания на территории Украины

Павленко Т.А, Аксенов М.В.

*ГУ "Институт общественного здоровья им. А.Н. Марзеева АМНУ",
г. Киев*

Одним из значимых дозоформирующих радионуклидов является калий-40. В организм человека он поступает с пищей и водой. Калий практически полностью всасывается из желудочно-кишечного тракта и равномерно распределяется в органах и тканях, а его содержание в организме зависит от обмена веществ и поддерживается на постоянном уровне. Так для взрослых эта величина составляет порядка 0,18 % от массы тела, для детей в возрасте 10 лет – 0,2 % (UNSCEAR, 1993).

Концентрации урана-238 и тория-232 в продуктах питания могут варьировать в достаточно широких пределах. Например, для разных стран мира содержание урана-238 в молоке лежит в диапазоне от 0,7 мБк·кг⁻¹ до 17 мБк·кг⁻¹, тория-232 – от 0,4 мБк·кг⁻¹ до 1,2 мБк·кг⁻¹, радия-226 – от 6 мБк·кг⁻¹ до 200 мБк·кг⁻¹. Содержание этих радионуклидов в мясных продуктах составляет 0,8 – 20 мБк·кг⁻¹, 0,5 – 3 мБк·кг⁻¹, 2 – 220 мБк·кг⁻¹, в корнеплодах и фруктах – 0,4 – 2900 мБк·кг⁻¹, 0,2 – 7,5 мБк·кг⁻¹, 5 – 9400 мБк·кг⁻¹, соответственно (UNSCEAR, 2000).

Целью данного исследования было оценить величину доз облучения населения страны от естественных радионуклидов, которые поступают в организм человека с продуктами питания.

В рамках украинско-японского международного проекта был проведен анализ микроэлементного состава усредненных среднесуточных диет (более 260) населения разных регионов Украины (Shiraishi K., 2005). Установлено, что диапазон средних значений суточного поступления урана-238 составляет от 0,39 мкг·сут⁻¹·чел.⁻¹ до 17,4 мкг·сут⁻¹·чел.⁻¹. Максимальное значение было зафиксировано в Хмельницкой области и составило 45,2 мкг·сут⁻¹·чел.⁻¹. Содержание тория-232 в основной диете украинцев варьировало от 0,32 мкг·сут⁻¹·чел.⁻¹ до 1,9 мкг·сут⁻¹·чел.⁻¹ в сутки. Максимальное значение было зафиксировано в Одесской области – 7,1 мкг·сут⁻¹·чел.⁻¹.

Таким образом, установлено, что суточное поступление урана-238 превышает поступление тория-232 в 5 раз. Тем не менее, эти значения в 1000 раз меньше суточного поступления калия-40.

В результате исследования, были определены значения эффективных доз облучения населения разных регионов Украины, средние значения которых составили: для урана-238 - $0,71 \text{ мкЗв} \cdot \text{год}^{-1}$, для тория-232 - $0,25 \text{ мкЗв} \cdot \text{год}^{-1}$.

Safe storage of radioactive wastes

Y.A. Tkach

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

One of the main possibilities of environmental radiation contamination and human irradiation can happen through radioactive wastes. In radiological and nuclear medicine, contamination can be provided through gas, liquid and solid wastes.

Combined extract and input ventilation with special filtering system must be installed for radiological equipment to prevent air pollution. Airways are projected for corresponding equipment based on equipment production requirements. Regular check has to be done annually and filtering materials should be changed regularly, depending on filters themselves and requirements of production company and regulation facilities.

For treating and diagnostic radiological departments, that use liquid isotopes – special canalisation has to be built, with sumps to kip all liquid wastes until their radioactive pollution level falls down to allowable ones. Afterwards – sumps content is put out to general canalization. Levels of allowable radiation pollution of liquid wastes are set by local and international regulation facilities.

Solid radioactive wastes, like ionizing radiation sources, have to be transferred to organizations for later saving and burial. Those organizations need to have corresponding permission documents from regulation facilities for providing of such actions. Same goes for parts of generating equipment that got induced radiation. In case of radiation accidents – all polluted equipment parts should be transferred to same organizations. Note, that transportation of radioactive wastes can be done only by organizations who have corresponding documents for such activity. Organization who wants to bury solid radioactive wastes has to get a permission document rom regulating facility to be able to give radioactive wastes. Rest of equipment parts, which level of radioactive pollution is lower than allowed, can be utilized as regular equipment.

Products that are used in clinic activity with radioactivity (gloves, syringes, cottonwool, bandages and str) have to be kept in special radioactive storages until their radioactive pollution level falls down to allowable ones and only afterwards - then utilized.

Household wastes is also one type of radioactive wastes, that is produces by patients after getting liquid radioactive treatment. Such household wastes get polluted through using them by patients. Those may

be napkins, personal hygiene stuff, food leftovers and str. Those kind of wastes should also be saved in special radioactive storages until their radioactive pollution level falls down to allowable ones and then utilized with the rest of household wastes. Storages for household wastes have to be built based on local and international regulation facilities requirements.

All special radioactive storages have to be kept closed to prevent any ability for people to have contact with wastes. Workers that have permission to enter and to work with radioactive wasted must annually go through medical examination and have corresponding allowing documents.

All levels of radioactive wastes pollution are marked in corresponding government-level documents. All organizations that have permissions to provide transportation, saving, burial, repair, dismantling are listed in regulating facility permission list.

By following the working rules with radioactive wastes, kipping up the levels of levels of radioactive wastes pollution and working with organizations with corresponding permissions organization will reduce chances of environmental radiation contamination, human and stuff irradiation.

Раціональна оцінка променевого навантаження пацієнта

Стрельцов Олександр Олександрович

Радіолог, лікар-інтерн. Київський медичний університет

Міжнародна комісія з радіологічного захисту (МКРЗ, ICRP) постановила наступні норми безпечної дози іонізуючого опромінення: максимально допустимою дозою вважати ту, яка дорівнює подвоєному середньому значенню дози опромінення, яке людина отримує у природних умовах (до 2.5мЗв/рік). Також у "Нормах радіаційної безпеки України (НРБУ-97)" вказано: індивідуальне опромінення населення не повинне перевищувати 1 мЗв ефективної дози опромінення на рік.

Зараз у всьому світі діє принцип ALARA (AsLowAsReasonablyAchievable) щодо зниження дози опромінення персоналу та пацієнтів до мінімально досяжного рівня з урахуванням економічних і соціальних факторів, без шкоди для діагностичного процесу.

На жаль у світі та, зокрема, в Україні, є безліч проблем з виконанням принципу ALARA через ряд наступних чинників: погана освіченість пацієнтів щодо алгоритму підготовки до процедури сканування і як наслідок-погана якість візуалізації, не коректно вибрана кількість зрізів, що не дозволяє відразу диференціювати патологічні знахідки між собою і доводиться робити додаткове сканування, не належна калібрування томографа, відсутність розуміння важливості програмного забезпечення та досягання якісного зображення лише завдяки збільшенню дозового навантаження та ін.

Важливо правильно оцінювати дозу опромінення. У більшості випадків доза, що вказана у заключенні радіолога, не відповідає дійсності через те, що вона не вираховується, а автоматично друкується комп'ютером залежно лише від виду обстеження, не враховуючи кількість фаз КТ сканування та аналогових показників пристрою. Так склалося історично, ще за часів, коли КТ були нативні, а дані опромінення розраховувалися за таблицями. Зараз процедура КТ з контрастуванням відбувається у 3-4 фази, теоретично, можна припустити збільшення опромінення пропорційно додаткових фаз, на практиці це можна розрахувати напристрій КТ, у меню PatientProtocol. Для прикладу було взято пристрій SOMATOM Sensation 64 (SiemensHealthcare, Forchheim, Germany), на якому проведено 4-фазне сканування печінки. Загальна DLP - 2096 мГр/см, знімок скрана

пристрою представлено нижче на малюнку 1, при виконанні аналогічної процедури фантому на пристрої B-LightSpeed VCT scanner (GE Healthcare, Milwaukee, WI, USA), загальна DLP - 1033.89 мГр/см, знімок екрана пристрою представлено нижче на малюнку 2. Слід відмітити, що для розрахунку ефективної дози опромінення Використовується формула: $E = DLP \times E_{DLP} (\text{мЗв})$. E_{DLP} необхідно помножити DLP на коефіцієнт E_{DLP} , що відповідає конкретній анатомічній ділянці, DLP — доза, помножена на довжину (мГр·см), E_{DLP} — нормалізована ефективна доза (мЗв·мГр⁻¹·см⁻¹). Коефіцієнт EDLP залежить від зони дослідження, що обумовлено відносним розподіленням радіочутливих органів у тілі. Коефіцієнт E_{DLP} залежить від зони дослідження, що обумовлено відносним розподіленням радіочутливих органів у тілі людини. Значення EDLP для дорослих: головний мозок - 0.0023; шия - 0.0054; грудна клітка - 0.017; черевна порожнина - 0.015; таз - 0.0193. У першому випадку для отримання ефективної дози опромінення, потрібно помножити DLP – 2096 мГр/см³ на E_{DLP} черевної порожнини 0.015, це буде - 31.44 мЗв. У другому - для отримання ефективної дози опромінення, потрібно помножити DLP – 1033.88 мГр/см³ на E_{DLP} черевної порожнини 0.015, це буде - 15.5 мЗв.

Таким чином, необхідно враховувати, що ефективна доза опромінення залежить від віку та ваги пацієнта, апаратного устаткування, програмного забезпечення цього устаткування та інших чинників. Спираючись лише на вид дослідження, без урахування вищевказаних чинників, вказувати однакову, константну дозу для усіх пацієнтів та апаратів не можна, бо встановлено, що подвоєння ймовірності генних мутацій відбувається при дозі 100 мЗв/рік (дана доза може бути досягнута після 3-4 обстежень КТ з контрастом на рік).

04-Sep-2011 00:28							
Ward:							
Physician:							
Operator:							
Total mAs 15982		Total DLP 2096					
	Scan	kV	mAs / ref	CTDIvol	DLP	TI	cSL
Patient Position F-SP							
Topogram	1	120				5.3	0.6
Liver Pre	2	100	215 / 180	9.60	310	0.5	0.6
PreMonitoring	3	120	20	2.70	3	0.5	0.6
I.V. Bolus							
Monitoring	4	120	20	10.82	10	0.5	0.6
Liver Artery	8	120	196 / 180	15.06	485	0.5	0.6
Liver Portal	9	120	184 / 180	14.15	787	0.5	0.6
Liver Delay	10	120	202 / 180	15.54	501	0.5	0.6

Малюнок 1

Accession Number:				2011 Sep 02	
Patient ID:				LightSpeed VCT	
Exam Description: CT Liver,Spleen,Panc					
Dose Report					
Series	Type	Scan Range (mm)	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy-cm)	Phantom cm
1	Scout	-	-	-	-
2	Helical	I35.750-I310.750	6.17	198.28	Body 32
200	Axial	I100.000-I100.000	3.54	1.78	Body 32
3	Helical	I35.750-I310.750	6.86	220.21	Body 32
3	Helical	I35.750-I538.250	7.17	393.57	Body 32
3	Helical	I35.750-I310.750	6.85	220.05	Body 32
Total Exam DLP:				1033.89	

Малюнок 2

Список використаної літератури:

1. НРБУ-97/Д-2000 Радіаційний захист від джерел потенційного опромінення (ДГН 6.6.1. - 6.5.061-2000)розділ 6, підрозділ 6.2
2. Minnesota Department of Health Radiation Control, X-ray UnitAs Low As Reasonably Achievable (ALARA)(4732.0530) с. 1-2.
3. ICRP, 2017. Diagnostic reference levels in medical imaging. ICRP Publication 135. Ann. ICRP 46(1).

4. канд. мед. наук С.А. Хоружик, канд. мед. наук, доц. Г.В. Чиж
ИЗМЕРЕНИЕ, КОНТРОЛЬ, СНИЖЕНИЕ ДОЗ ОБЛУЧЕНИЯ
ПАЦИЕНТОВ ПРИ КОМПЬЮТЕРНО-ТОМОГРАФИЧЕСКИХ
ИССЛЕДОВАНИЯХ, Мінськ, 2009. Розділ 2, підрозділ 2.9

Використання техніки високої напруги для оптимізації рентгенографії органів грудної клітини

Л.Л. Стадник, О.В. Носик

ДУ «Інститут медичної радіології ім. С.П. Григор'єва НАМН України», вул. Пушкінська, 82, г. Харків, Україна, 61024,

Анотація У більшості рентгенологічних відділеннях рентгенографія органів грудної клітини проводиться за анодною напругою 50–70 кВ та експозицією 20–40 мАс. Середні дози при рентгенографії ОГК складають 0,1–7,5 мГр, значення третього квартилю становить $0,92 \pm 0,15$ мГр, що перевищує рекомендований рівень МАГАТЕ згідно з BBS-115 у 2,3 рази. Впровадження методу високої напруги в практиці рентгенодіагностичних відділень в Україні дозволить знизити вхідні поверхневі дози пацієнта до 3 разів при збереженні якості діагностичних зображень.

Ключові слова: рентгенографія, оптимізація, техніка високої напруги

Рентгенографія органів грудної клітини (ОГК) є найпоширенішою процедурою в рентгенодіагностиці та дає найбільший внесок у колективну ефективну дозу населення як країнах світу, так й України (до 40 %) [1]. Між тим, дози опромінення пацієнтів при рентгенографії ОГК у низці випадків можуть бути зменшити різними шляхами без втрати діагностичної інформації.

Згідно з дозиметричним протоколом МАГАТЕ основною дозиметричною одиницею при контролі доз в рентгенографії є вхідна поверхнева доза (ВПД) [2]. Зниження вхідної поверхневої дози пацієнта може бути досягнуто шляхом збільшення «проникнення» рентгенівського променю, тобто підвищення напруги на трубці, при одночасному зменшенні значення експозиції (мАс). Відповідно до методології Європейської комісії – «Європейські рекомендації щодо якості діагностичних рентгенографічних зображень, ЄС № 16260», рентгенографія ОГК повинна проводитися при анодній напрузі 125 кВ – «техніка високої напруги» та часу експозиції менше 20 мс [3].

Техніка високої напруги забезпечує отримання низькоконтрастних зображень та дозволяє візуалізувати більшу кількість відтінків сірого при відтворенні тонких структур легенів. Ця методика дозволяє значно зменшити і дози пацієнтів без втрати якості діагностичного рентгенівського зображення.

Метою даного дослідження було оптимізація доз пацієнта при рентгенографії ОГК шляхом впровадження «техніки високої напруги».

МАТЕРІАЛ І МЕТОДИ

Рентгенологічні зображення ОГК (задньо-передня (ЗП)-проекція) були отримані з використанням двох методів експозиції: методики, що використовуються в звичайній практиці рентгенівського кабінету та «техніки високої напруги». Дослідження було проведено на п'яти рентгенівських апаратах.

В обстежених рентгенодіагностичних кабінетах при виконанні рентгенографії ОГК використовувались наступні режими опромінення: анодна напруга трубки коливалася від 55 до 80 кВ, експозиція 8,0 – 75,0 мАс.

Для вивчення доз пацієнтів при використанні «техніки високої напруги» було запропоновано збільшити значення напруги трубки до 90 – 105 кВ та зменшити експозицію до 2,0–7,5 мАс.

Вхідну поверхневу дозу пацієнта вимірювали методом термолюмінесцентної (ТЛ) дозиметрії безпосередньо під час проведення рентгенодіагностичних досліджень. Вимірювання ВПД проводилися для дорослих пацієнтів «стандартного» розміру: 70 ± 10 кг.

Оцінку якості діагностичних зображень, які були отримано за різними техніками дослідження, здійснювали незалежні радіологи у відповідності до вимог ЄС № 16260 за 10 критеріями [3]. Було проаналізовано 30 знімків ОГК, отриманих за різною технікою дослідження.

У оцінки якості прийняли участь 7 незалежних експертів-рентгенологів зі стажем роботи не менш 10 років. Кожен критерій рентгенологи оцінювали за 2-бальною шкалою: 1 - критерій виконаний; 0 - критерій не виконується. Таким чином, максимальна оцінка якості зображення може становити 10 балів.

РЕЗУЛЬТАТИ

За результатами проведеного анкетування медичних закладів України у 2009–2014 рр. було встановлено, що у звичайній практиці більшість рентгенодіагностичних відділень проводить рентгенографію ОГК (ЗП-проекція), використовуючи наступні технічні параметри обстеження: напруга трубки 50 – 70 кВ та експозиція 20 – 40 мАс. Середні значення ВПД при рентгенографії ОГК коливались в діапазоні від 0,1 до 7,5 мГр на різних апаратах. Оцінка розподілу ВПД при рентгенографії ОГК дозволила знайти значення третього квартиля,

який дорівнює $0,92 \pm 0,15$ мГр та перевищує рекомендований рівень МАГАТЕ для цього виду дослідження у 2,3 рази [5], тобто має місце необґрунтоване опромінення пацієнтів.

У таблиці 1 наведено дані про вхідні поверхневі дози пацієнтів на різних апаратах в залежності від техніки (обраних режимів) виконання рентгенодіагностичних досліджень: техніка 1 – рутинна практика рентгенівського відділення; техніка 2 – техніка високої напруги.

Таблиця 1 – Значення ВПД та коефіцієнт зниження дози в залежності від техніки проведення рентгенодіагностичних досліджень ОГК

Рентгенівський апарат	Техніка 1		Техніка 2		ВПД, мГр		Коефіцієнт зниження дози
	Анод на напруга кВ	Експозиція мАс	Анод на напруга кВ	Експозиція мАс	Техніка 1	Техніка 2	
РД 1	55,0	75,0	90,0	7,5	0,22	0,12	1,8
РД 2	60,0	20,0	100,0	2,5	0,28	0,22	1,3
РД 3	63,0	18,0	90,0	3,2	0,62	0,33	1,9
РД 4	67,0	20,0	99,0	3,2	0,35	0,21	1,7
РД 5	76,0	13,0	100,0	3,2	0,37	0,14	2,6

Результати оцінки якості зображення ОГК експертами-рентгенологами за 10 критеріями ЄС 16260 [3] показали, що значення загальної оцінки основних критеріїв зображення для рутинної практики рентгенівських досліджень склало 6,5 – 7,8 балів, тоді як для техніки високої напруги – 6,0 – 8,0 балів. Тобто заміна рутинної техніки опромінення при рентгенографії ОГК на техніку високої напруги суттєво не вплинула на якість діагностичного зображення.

На рисунку 1 наведено зразки рентгенограм ОГК однієї особи, що виконувались за різними режимами: (а) - рутинна практика кабінету та (б) – техніка високої напруги

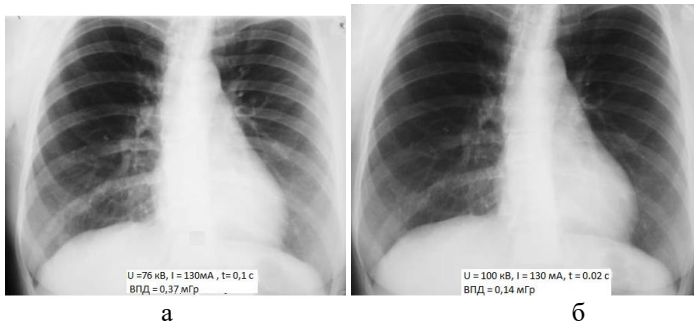


Рисунок 1 – Рентгенограми ОГК: (а) рутинна практика кабінету та (б) техніка високої напруги

Як показано на рисунку, реалізація «техніки високої напруги» дозволила зменшити дозове навантаження пацієнта в 2,6 рази без втрати діагностичної якості зображення.

Таким чином, впровадження «техніки високої напруги» дозволило зменшити:

- експозицію в 3-10 разів, що призводить до зменшення динамічної нерізкості й поліпшує якість зображення;
- дози пацієнта шляхом збільшення проникаючої здатності рентгенівського променю та зменшення часу експозиції;
- навантаження на рентгенівську трубку, що призводить до збільшення терміну служби трубки і зниження енергоспоживання.

ВИСНОВКИ

Реалізація техніки високої напруги дозволила зменшити ВПД пацієнтів до трьох разів. За результатами експертної оцінки якість отриманих зображень для двох технік (рутинна техніка кабінету та техніка високої напруги) не була погіршена. Впровадження техніки «високої напруги» в практиці рентгенодіагностичних відділень в Україні дозволяє суттєво зменшити дози пацієнта при збереженні високої якості рентгенівських знімків.

ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. Оцінка ефективних доз опромінення пацієнтів за найбільш масових рентгенодіагностичних досліджень та їх вкладу в сумарну колективну дозу медичного опромінення населення України / Л.Л.

Стадник, О.Ю. Шальопа, О.В. Носик // Променева діагностика, променева терапія. – 2014. – № 1-2. – С. 86 – 88.

2. Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice. – Technical Reports Series № 457. – Vienna: IAEA, 2007. – 357 p.

3. European Guidelines on quality for diagnostic radiographic images, EUR № 16260 EN. – Luxembourg: European Communities, 1996. –96 p.

4. Встановлення національних діагностичних рекомендованих рівнів в рентгенодіагностиці як інструмент оптимізації медичного опромінення / Л.Л. Стадник, О.Ю. Шальопа, О.В. Носик // Довкілля та здоров'я. – 2015. – № 3. С. 68 – 72.

5. International Basic Safety Standards for Protection Against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources.– Safety Series № 115. – Vienna: IAEA, 1996. – 354 p.

Іонна імплантація – технологія модифікування медичних матеріалів

В.В. Гончаров¹, Н.П. Василенко², І.О. Скарга-Бандуров¹

1) Державний заклад «Луганський державний медичний університет»

2) Інститут хімічних технологій (м. Рубіжне) Східноукраїнського національного університету ім. В. Даля

** 9300, Луганська область, м. Рубіжне, буд. 39А, кв. 87, 0506237178, milostiprosim@i.ua*

Сучасна медицина неможлива без використання сталевих інструментів та імплантатів. Зазвичай, для того, щоб задовольнити потреби лікарів, виробники інструментів використовують для багаторазового використання хромові та хромонікелеві корозійностійкі леговані сталі марок 30X13, 40X13, 95X18 [1, 2], AISI 301 (аналог 07X16H6), AISI 316L (аналог 03X17H14M3) [3, 4], спеціальні сплави [5] та сталь ШХ15 (для одноразових виробів) [2].

Для виготовлення матеріалів, що контактують з біосередовищем також часто використовують нержавіючі сталі [6]. Але в даному випадку від сталі вимагають значної корозійної стійкості та зносостійкості [7]. При чому ключовим питанням є біосумісність матеріалу імплантату та середовища, в якому він працює [8].

Один із шляхів до успіху в створенні такого сучасного медичного матеріалу – поверхневе модифікування вже існуючих металів та сплавів [9]. Перспективним напрямом в синтезі нових матеріалів за допомогою модифікування поверхні є іонно-плазмові технології, зокрема, метод іонної імплантації [10-14]. Сутність іонної імплантації, як технології впливу на властивості матеріалів, полягає у впровадженні високоенергетичних іонів мішені в поверхневий шар і накопичуванні їх з наступним створенням поверхневої плівки. Завдяки цьому досягається новий розподіл поверхневої енергії і дефектів та зміна механічних, фізико-хімічних, оптичних та інших характеристик зразка, що обробляється.

Отже, метою роботи було дослідити властивості нержавіючої сталі, як матеріалу, який широко використовується в медицині, після обробки іонною імплантацією.

Обробка зразків проводилася іонами титану в плазмі азоту на установці іонної імплантації (рис. 1).

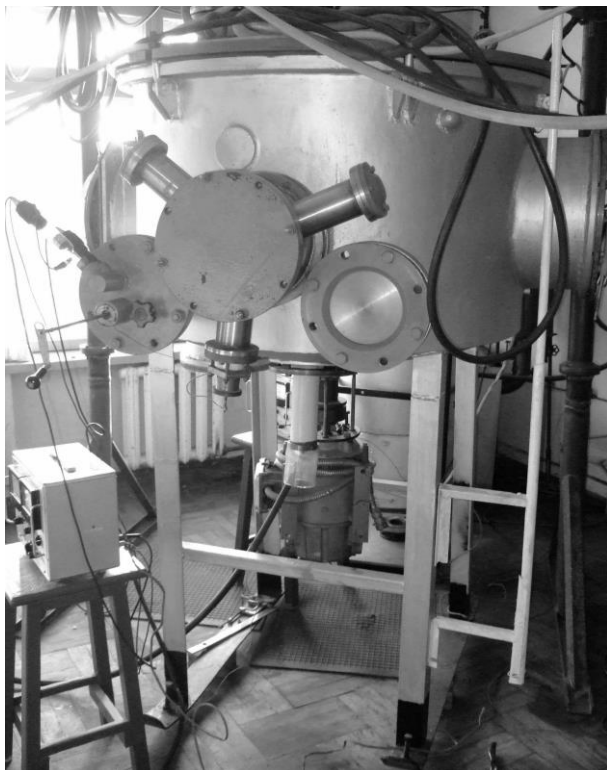


Рисунок 1 – Загальний вигляд установки іонної імплантації

Режим імплантації відповідав флюєнсу $5 \cdot 10^{17} \text{ см}^{-2}$. Енергія іонів складала близько 20 кеВ, що дозволяє їх впроваджувати на глибину до 1 мкм. Тиск в вакуумній камері, що забезпечував іонний струмінь не перевищував 10^{-4} Па.

Дослідження жорсткості поверхні проводилися за допомогою приладу "NOVOTEST T-UD". Склерометричний аналіз адгезійних властивостей виконували за допомогою мікротвердоміру «ПМТ-3». Корозійна стійкість перевірялася довготривалою витримкою в розчині сульфатної кислоти та наступним гравіметричним аналізом.

В результаті проведених досліджень отримали суттєве підвищення твердості та міцності поверхні для сталі 12Х18Н10Т. Зокрема, твердість підвищилася з 220НВ до 280НВ, що свідчить про зміцнення поверхневого шару та підвищення зносостійкості матеріалу

в умовах тертя. Механічна міцність поверхневого шару збільшилася з 1,7 ГПа до 5,3 ГПа.

Витримка зразків з нержавіючої сталі (12X18H10T) протягом 500 годин показала, що глибина розчиненого шару для необробленого матеріалу складає близько 400 мкм/рік. Натомість оброблена іонами титану та азоту сталь мала показник не більше 12 мкм/рік.

Отже, проведені дослідження свідчать про значні перспективи використання технології іонної імплантації для створення металевих медичних матеріалів. Підвищена твердість та міцність поверхневого шару забезпечить використання обробленої сталі в якості матеріалу для інструментів. Механічні властивості в купі з підвищеною корозійною стійкістю свідчать про потенціал застосування зразків в функції імплантатів.

Враховуючи стійку зміну кольору та зниження блиску можна впевнено рекомендувати технологію іонної імплантації, як технологію матування медичних інструментів багаторазового використання з метою зниження відбиття світла і, як наслідок, зниження зорової втомлюваності лікарів.

1. Король М.Д. Матеріалознавство в стоматології. – Вінниця: НОВА КНИГА, 2008. – 240 с.

2. Режим доступу: <http://mirznaniy.com/a/149996/instrumenty-meditsinskie-metallicheskie>

3. Режим доступу: <https://matmatch.com/blog/2018/04/06/metals-commonly-used-surgical-instruments/>

4. Режим доступу: <https://www.wpiinc.com/blog/post/which-alloy-is-best-for-my-surgical-instruments/>

5. Kociubczyk A., Mendez C., Gregorutti R., Ares A. Electrochemical tests in stainless steel surgical implants // *Procedia Materials Science of International Congress of Science and Technology of Metallurgy and Materials, SAM – CONAMET 2014.* – 2015. – № 9. – С. 335 – 340.

6. Режим доступу: http://bone-surgery.ru/view/stalnye_splavy/

7. Saravanan M., Devaraju A., Venkateshwaran N., Krishnakumari A., Saarvesh J. A review on recent progress in coatings on AISI austenitic stainless steel // *Proceedings Materials of International Conference on Advanced Functional Materials 2017 (ICAFM'17).* – 2018. – № 5(6). – С. 14392 – 14396.

8. Dayane de MeloCosta et al. Evaluation of stainless steel surgical instruments subjected to multiple use/processing // *Infection, Disease & Health.* – 2018. – № 23(1). – С. 3 – 9.

9. Bekmurzayeva A., Duncanson W.J., Azevedo H.S., Kanayeva D. Surface modification of stainless steel for biomedical applications: Revisiting a century-old material // Materials Science and Engineering. – 2018. – In Press, Corrected Proof.

10. Калинин Б.А. Радиационно-пучковые технологии обработки конструкционных материалов // Физика и химия обработки материалов. – 2001. – №4 – С. 5 – 16.

11. Никитин А. А. Ионная имплантация – эффективный метод изменения свойств поверхности металлов и сплавов// Бюллетень ЦНИИЧ. – 1986. – №23 – С. 9-18.

12. Беграббеков Л.Б. Модификация поверхности твердых тел при ионном и плазменном воздействии/ Л.Б. Беграббеков. – М. : МИФИ, 2001. – 34 с.

13. Мащенко С.В., Гончаров В.В. Ионная имплантация – радиационно-пучковая технология модифицирования материалов// Матеріали V міжнародної науково-практичної конференції «Економічні, екологічні та соціальні проблеми вугільних регіонів СНД». – Краснодар. – 2012. – С. 119 – 121.

14. Гончаров В., Зажигалов В. Іонна імплантація як технологія поверхневого оброблення матеріалів// Матеріали II міжнародної конференції молодих вчених ЕМТ-2011 «Інженерна механіка та транспорт». – Львів. – 2011. – С. 60 – 61.

Про репарацію подвійних розривів ДНК в опромінених клітинах

* М.А. Бондаренко, В.Г. Книгавко, О.В. Зайцева, О.П. Мещерякова

*Харківський національний медичний університет
пр. Науки, 4, Харків, 61022, Україна
тел. 067-375-20-28, bondaren.koma3007@gmail.com*

Анотація: передбачається, що на одному з етапів репарації ДР ДНК ділянки ДНК в межах пошкодженого реплікону відрізаються по обидва боки в місцях знаходження відповідних сайтів. Видалення пошкодженої нитки йде за механізмом апоптозу, відновлення - за механізмом гомологічної рекомбінації.

Аннотация: предполагается, что на одном из этапов репарации ДР ДНК участки ДНК в границах поврежденного репликона отрезаются с обеих сторон в местах нахождения соответствующих сайтов. Удаление поврежденной нити идет по механизму апоптоза, восстановление - по механизму гомологичной рекомбинации.

Abstract: It is assumed that at one of the stages of double-strand breaks repair of DNA sections within the boundaries of the damaged replicon are cut off from both sides in the locations of the relevant sites. Removal of the damaged DNA strand proceeds by the mechanism of apoptosis, restoration - by the mechanism of homologous recombination.

Ключові слова: двониткові розриви (ДР) ДНК, репарація, опромінені клітини

Ключевые слова: двунитевые разрывы ДНК, репарация, облученные клетки

Key words: double-strand breaks of DNA, repair, irradiated cells

Двониткові розриви (ДР) ДНК складають відносно невелику частину радіаційно індукованих пошкоджень ДНК, але саме вони є основним пусковим механізмом, що визначає подальшу долю пошкодженої клітини [1].

Загальноприйнятою є модель, у якій після утворення двониткового розриву одна з розірваних ниток (хроматид) ДНК знаходить таку ділянку неушкодженої хромосоми, яка є гомологічною до цієї нитки. Але залишається незрозумілим, яким чином вільний кінець незакріпленої нитки знаходить гомологічну ділянку за вельми обмежений час (вся репарація триває близько 60 хвилин). Більш того, відомо, що вміст клітини знаходиться в безперервному складному

циркулярно-коливальному русі з постійним переміщенням органел в потоках цитоплазми [2, 3].

Тому ми вважаємо, що при репарації ДР ДНК ділянки ДНК в межах пошкодженого петлевого домену (реплікону) відрізаються по обидва боки від пошкоджених ниток ДНК в місцях знаходження відповідних сайтів. При цьому, говорячи про видалені нитки ДНК, часто використовують термін «деградація ДНК». Надалі пошкоджена нитка руйнується («віджигається»). Можливо, видалення ушкодженої нитки має деяку аналогію з механізмом апоптозу, оскільки при ньому також видаляється значний обсяг ДНК. Відновлення пошкодженої ділянки відбувається за механізмом, схожим з гомологічною рекомбінацією шляхом створення нових хроматид.

На користь коректності запропонованого механізму репарації ДР свідчить той факт, що кількість ДНК, що втрачається при репарації ДР, приблизно дорівнює кількості ДНК, що міститься в репліконі [4].

1. Литвинов С.В. Основные пути репарации двойных разрывов геномной ДНК и взаимодействия между ними // Цитология и генетика. – 2014. – Т. 48, №3. – С. 64-77.
2. Gandhi M., Evdokimova V., Cuenco K. et al. Homologous chromosomes make contact at the sites of double-strand breaks in genes in somatic G0/G1- phase human cells // Proc. Nat. Acad. Sci. USA. – 2012. – 109, № 24. – P. 9454–9459.
3. Астахова В.С., Березовський В.Я., Панченко Л.М., Хасабова І.А.. Клонування стромальних клітин-попередників кісткового мозку людини за умов зниженого парціального тиску кисню // Фізіологічний журнал. – 2001. – Т.47, №1 ч.2. – С. 40-44.
4. Петрусева И. О., Евдокимов А.Н., Лаврик О.И. Молекулярные механизмы действия системы общегеномной эксцизионной репарации нуклеотидов // Acta Naturae (русс. верс.). – 2014. – Вып. № 1 (20), том 6. – С. 24-32.

Взаємодія протонів високих енергій в органічній тканині

Козак О.В.,

Київський обласний онкологічний диспансер, Київ, Україна

Енергія визначає характер взаємодії. З іншого боку Час визначає її характер, зв'язаний з енергією одним і тим самим концептуальним принципом.

Вважається, що протони високих енергій в органічній тканині гальмуються електронами. Але формула Бете-Блоха була запропонована навіть перед відкриттям нейтрону, коли Томпсонівська модель атому вважалась правильною. Ця формула стала основою всіх підрахунків, але поступово включала в себе все більше і більше поправок, тому що не працювала сама по собі.

Коли протон високих енергій пролітає повз електрони, вони навіть не помічають його. Протон також не помічає електрони.

Під час руху протону високих енергій крізь органічну тканину ключова роль належить безумовно його взаємодії з ядрами, але не з електронами. Електрони живуть в іншому енергетичному просторі.

Взаємодії протону можуть бути пружними і не пружними. А також квазі-пружними. Фрагментація ядер є дуже ймовірною подією. Поява α -частинок, ${}^6\text{Li}$, ${}^7\text{Be}$, ${}^8\text{B}$, ${}^{11}\text{B}$, ${}^{10}\text{B}$ є результатом фрагментації. Взаємодія р та ядер ${}^{12}\text{C}$, ${}^{16}\text{O}$ проходить за ядерні часи і коли електрони починають відчувати взаємодію, вони залишаються самотніми, тому що ядро віддачі вже пролетіло до 120 нм.

Ймовірності взаємодії були визначені та протабульовані в 60 роках минулого століття. Поява важких іонів була доведена експериментально.

Протон високих енергій визволяє ядерні сили- внутрішні сили ядер. Можливі глибоко не пружні взаємодії.

Поява нейтронів не є найбільш ймовірною подією порівняно з іншими.

Час ядерних взаємодій має порядок 10^{-21} сек, що на п'ять порядків вище, ніж час, в якому живуть і взаємодіють електрони. Коли електрони тільки просинаються, відчувши зміни, ядро давно провзаємодіяло.

Іонізація проходить зовсім не завдяки кулонівським силам. Кулонівські сили починають працювати тільки в зоні піка Брега, коли протон фактично, вже роздав всю свою енергію. Пік Брега не тільки відображає характер зміни енергії, але несе в собі інформацію про всі процеси, які відбулися під час руху протону крізь речовину.

Незважаючи на загальну думку щодо радіобіологічної дії, ця величина не є середнім значенням.

Внесок кожного виду взаємодії може значно відрізнятись.

Треба сказати кілька слів про поглинуту дозу, яка визначена як енергія, поглинута в одиниці об'єму. Значення дози виникає, коли все закінчилось, але найбільш важливі процеси відбуваються дуже швидко.

Можливо, доза потребує структуралізації? Може, це матриця, або тензор?

Правда в тім, що метод завжди обмежує проблему.

Ключові слова: опромінення, протони високих енергій

Радіаційні методи модифікації доксорубіцину

В.А.Кияшко^{1*}, Г.І.Довбешко³, М.А.Заболотний², Г.І.Соляник⁴

¹Компанія «Експерт інтелектуального капіталу»,

*А/с В-25, м.Київ, 01001 (для Кияшко В.А.), +380 505203652,
info@intellect-expert.com, www.intellect-expert.com

²КНУ імені Тараса Шевченка

³ІФ НАНУ, Київ, Україн

⁴[ІЕПОР ім. Р.С. Кавецького НАНУ](#)

Досвід застосування протипухлинної хіміотерапії показав обмеженість її можливостей і низьку ефективність при лікуванні деяких форм злоякісних новоутворень, що робить **актуальним** модифікацію фармакологічних властивостей відомих протипухлинних агентів.

Мета роботи - використання високоенергетичного опромінення для модифікації протипухлинних лікарських препаратів на прикладі доксорубіцину для підвищення їхньої терапевтичної здатності.

У вимірах використовувалися препарати доксорубіцину ("Pharmacia Italia SpA", Італія), розчинник - розчин хлориду натрію ("Новофарм - Біосинтез", Україна).

Визначали спектральні залежності поглинання (А) розчинів доксорубіцину у не опроміненому та попередньо опроміненому електронами розчиннику в інфрачервоному діапазоні світла. Вимірювання проводили на спектрометрі IR-Фур'є Bruker IFS 66. Спектри визначалися в діапазоні енергій (ε) $[10^3\text{-}2\cdot 10^3]$ см⁻¹. Енергія електронів становила 1,0 МэВ. Дози поглиненого опромінення (І) становили 5, 15, 25, 40, 80, 100 кГр. Кореляційний аналіз Пірсона використовувався при порівняльному аналізі поглинання (А (ε, І)) розчинів протипухлинних препаратів при різних значеннях поглинутої дози опромінення. Інтервал енергій (ε) розбивався на 400 однакових ділянок. Було одержані такі значення коефіцієнтів кореляції для спектрів доксорубіцину: $\langle A(\epsilon_i, 0 \text{ кГр}), A(\epsilon_i, 5 \text{ кГр}) \rangle = 0,33$, $\langle A(\epsilon_i, 0 \text{ кГр}), \langle A(\epsilon_i, 15 \text{ кГр}) \rangle = 0,31$; $\langle A(\epsilon_i, 0 \text{ кГр}), A(\epsilon_i, 40 \text{ кГр}) \rangle = 0,28$; $\langle A(\epsilon_i, 0 \text{ кГр}), A(\epsilon_i, 80 \text{ кГр}) \rangle = 0,24$, $\langle A(\epsilon_i, 0 \text{ кГр}), A(\epsilon_i, 100 \text{ кГр}) \rangle = 0,0$. Критичне значення коефіцієнта кореляції при такій вибірці та на рівні значущості (точність прогнозування) 0,01 (1%)

дорівнює 0,11. Вплив здатності попереднього високоенергетичного електронного опромінення фізіологічного розчину, як розчинника лікарського засобу, змінювати фармакологічну активність доксорубіцину досліджувалося *in vitro* за допомогою лінії ракових клітин легеневої карциноми Льюїса.

Ймовірною причиною зареєстрованого ефекту є перехід під дією поглинутого опромінення розчинника у збуджений метастабільний стан, обумовлений появою радіаційно ініційованих бабстонів (нанорозмірних повітряних пухирців, оточених подвійним електричним шаром). При взаємодії бабстонів та молекул доксорубіцину утворюється комплекс бабстон + молекула лікарського препарату із модифікованим конформаційним станом. Можлива також кластерізація бабстонів і утворення комплексів бабстонний кластер + молекула доксорубіцину.

Висновки. Використання в якості розчинника для препарату доксорубіцин попередньо радіаційно опромінений високоенергетичними електронами (1 MeV) фізіологічний розчин, змінює розташування смуг поглинання в ІЧ – діапазоні, що свідчить про зміну конформаційного стану молекул доксорубіцину.

Неруйнівний контроль якості та відповідності ТУ захисних модулів з SiC

М.А. Заболотний¹, Л.І.Асламова¹, Ю.Є. Грабовський¹,
Є.О.Андреев², Ю.М.Барабаш²

¹КНУ імені Тараса Шевченка

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

521-32-84

² ІФ НАНУ, Київ, Україна

Актуальність розробки нових методів неруйнівного контролю карбідомістких броньових панелей обумовлена впровадженням протягом останнім часом композитної броні на основі броньової кераміки з карбїду кремнію, що забезпечує зменшення ваги захисту у порівнянні із сталевими виробами в 1,6 – 2,5 рази.

Мета розробки – створення технології рентгенівської дефектоскопії для неруйнівного тестування та контролю параметрів елементів бронепластин на основі SiC, визначення можливості поліпшення якості бронепластин за рахунок забезпечення в них рентгенодефектоскопічної однорідності і оптимального кристалографічного складу, який обумовлюються зв'язком між механіко – міцностними та фазово – структурними властивостями функціональних бронеелементів з карбїду кремнію.

Матеріали та методи досліджень. При проведенні досліджень нами були використані зразки прямокутної форми товщиною в діапазоні 11 – 15 мм з реакційно - зв'язаного карбїду кремнію з вмістом SiC-- 85-95 %, Si - 5-15% та конусоподібної форми. Для досліджень використовувався рентгенівський діагностичний цифровий комплекс «КРДЦ-08-Альфа», рентгенівські дифрактометри ДРОН- 3М та- 4 і дефектоімітатор, з тонкої (товщиною 26 – 29 мкм) плівки з NiCo, з сформованими щілинами змінної ширини в діапазоні 22 мкм - 2 мм. Було використано оригінальний малогабаритний навантажувальний пристрій з точковим навантаженням. Одержані рентгенівські зображення досліджуваних зразків аналізували за використання інсталюваних програм комплексу «КРДЦ-08-Альфа» та ImageJ і ACDSee Photo Manager 12.

Висновки та рекомендації.

1) Рентгенівська дефектоскопія дозволяє розрізнити вироби з двох підслідних партій, що були сформовані за використання густини зразків згідно ТУ.

2) Аналіз дефектограм об'єкту при зміні кута падіння променів дозволяє визначити глибину локалізації дефекту виробу.

3) Дослідження з використанням навантажуючого пристрою довели можливість реєстрації внутрішніх напружень в виробах з SiC за допомогою рентгеноскопічного аналізу.

4) Доведено, що при динамічних навантаженнях найбільш міцними виробами з SiC є вироби, які мають області як з кубічною так і гексагональною ґратками, для яких є характерною велика різниця величин областей когерентного розсіяння рентгенівських променів.

5) Встановлено, що для зразків SiC з високою міцністю при динамічних навантаженнях значення тангенсу кута нахилу лінійної екстраполяції залежності розмірів області когерентного відбиття рентгенівських променів від кута дифракції променів в лежить межах 6,0 – 8,4.

Novel nanocomposites for photodynamic therapy of tumor cells – fundamental aspects

Iu. Harahuts, N. Kutsevol, A. Naumenko
*Taras Shevchenko National University of Kyiv, Volodymyrska, 60,
Kyiv 01601, Ukraine
e-mail: kutsevol@ukr.net*

Currently, cancer research is focused on nanotechnology, which involves the design, characterization, production, and application of nanoscale drug delivery systems. Macromolecules of water-soluble polymers due to their biocompatibility with living cells, tissues, and their possible load dosage forms can be used as nanocontainers for drug delivery systems. Photodynamic therapy is a procedure that uses a photosensitizing drug to apply light therapy selectively to target cancer treatment. This study is focused on a synthesis and characterization of a new hybrid nanocomposites based on the branched copolymers dextran–polyacrylamide in nonionic, D-g-PAA and anionic D-g-PAA(PE) form, with incorporated gold nanoparticles (AuNPs) and photosensitizer chlorin e6 (Ce6) simultaneously.

Polymer nanocarrier: Copolymers consisted of Dextran core and grafted Polyacrylamide (uncharged and in anionic form) were synthesized and characterized by using Dynamic, Static light scattering and Size-exclusion chromatography. It was shown the possibility to control the internal molecular structure of star-like copolymers [1].

Double polymer/AuNPs and trial polymer/AuNPs/ Ce6 were studied by TEM, UV–visible, SOSG fluorescence.

UV-vis spectroscopy has been used for characterization of trial nanosystems consisting of branched copolymer Dextran-graft-Polyacrylamide in non-ionic (D-g-PAA) or anionic (D-g-PAA(PE) form, Gold nanoparticles (AuNPs) and Photosensitizer Chlorine e6 (Ce6).

Comparative analysis of the optical absorption spectra for dual Polymer/AuNPs, Polymer/Ce6 nanosystems and trial Polymer/AuNPs/Ce6 nanosystems allowed to conclude: i) both types of polymer matrices do not absorb in the range 300–800 nm; ii) the contributions of components of the triple system to the absorption spectrum of nanosystems are not additive, that testified the existence of the interaction of the photosensitizer Ce6 with AuNPs.

The dependence of the intensity of Sore band (405 nm) of Ce6 on the AuNPs concentration for D70-g-PAA/AuNPs/Ce6 and D70-g-PAA(PE)/AuNPs/Ce6 trial nanosystems demonstrated that the efficiency of

Ce6 decreases more slowly with increasing of AuNPs concentration for nanosystem synthesized in anionic polymer matrix in comparison with nonionic one (Figure 1). It was concluded that the nanosystem D-g-PAA(PE)/AuNPs/Ce6 is more efficient and can be used in the more wide region of the AuNPs concentration for photodynamic antitumor therapy.

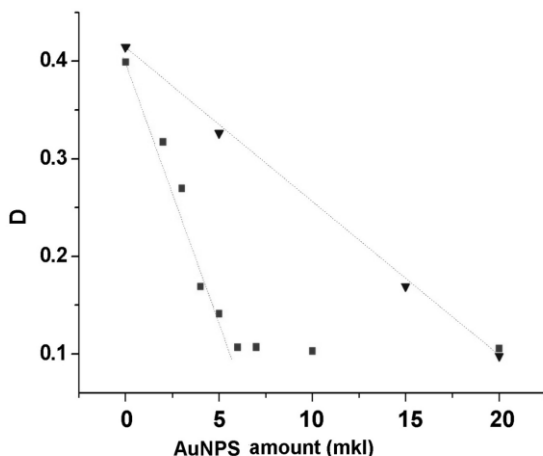


Figure 1. Dependence of optical density of Sore band on the AuNPs concentration for D70-g-PAA/AuNPs/Ce6 (square) and D70-g-PAA(PE)/AuNPs/Ce6 (triangle) trial nanosystems.

It was established that for the nanocomposite synthesized in anionic polymer matrix with the Ce6: Au mass ratio 1:10 generation of singlet oxygen (1O_2) was quite close to that for free Ce6. The study of ability of this nanosystem to sensitize MT-4 cells to photodynamic damage has shown that the nanocomposite, that contained AuNPs during the synthesis of which $H AuCl_4 : NaBH_4$ mass ratio was 1:2 showed higher photodynamic activity, than Ce6 itself. Nanosystem D70-g-PAA(PE)/AuNPs/Ce6 can be recommended to experiment in vivo.

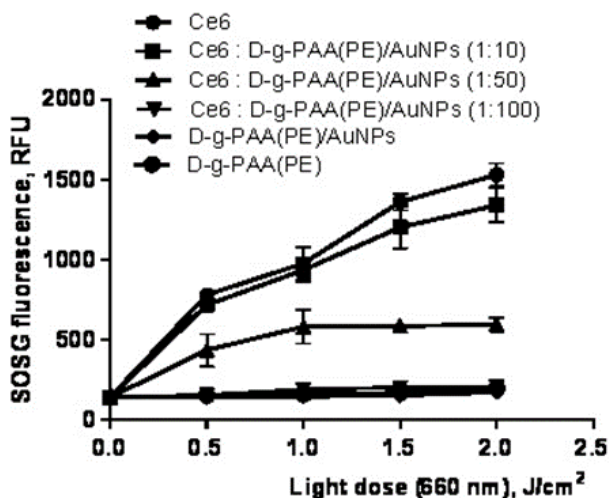


Figure 2 . Singlet oxygen generation by D-g-PAA(PE)/AuNPs/Ce6 nanosystems with different Ce6: Au mass ratio.

The effect of laser illumination on aqueous solutions of star-like Dextran-graft-Polyacrylamide copolymer with incorporated gold nanoparticles was studied by holographic interferometry technique. An unusual effect of the localization of the radiation heating of the solution volume in the region of the laser beam passage was observed. It effect can be used for thermal anticancer therapy.

Significant antitumor photodynamic activity of the nanocomposite photosensitizer was confirmed in experiments on photodynamic therapy of Lewis lung carcinoma, transplanted into laboratory mice, that warrants the photosensitizer prospective preclinical studies.

[1] Kutsevol N.V., Chumachenko V.A., Rawiso M. et al. Star-like polymers dextran-polyacrylamide: the prospects of application for nanotechnology// Journal of structural chemistry – 2015- 56 (5) – P. 1016-1023.

Acknowledgement

Publications are based on the research provided by support in part by the grant of the State Fund For Fundamental Research (project Φ76/64-2017) and the grant of the Department of Targeted Training of Taras Shevchenko National University of Kyiv at National Academy of Sciences of Ukraine, project 28Φ.

Дослідження адсорбційних властивостей гемцитабіну магніточутливими нанокompозитами на основі Fe_3O_4

Кушнір В.О., Буско Т.О., Пундик І.П.

Гемцитабін — синтетичний лікарський засіб, який за своєю хімічною структурою є аналогом піримідинових основ нуклеїнових кислот. Даний препарат проявляє значну цитотоксичну дію на різні клітини людського організму. В основному це клітини, які проходять фазу синтезу ДНК, тобто найактивніші клітини в організмі, ракові клітини та клітини крові. Для зменшення цитотоксичної дії гемцитабіну на організм в цілому пропонується його цільова доставка магнітокерованими носіями.

Адсорбцію молекул гемцитабіну на поверхні нанорозмірного магнетиту (Fe_3O_4) та його нанокompозитів - магнетит/вуглець (Fe_3O_4/C) і магнетит/гідроксиапатит ($Fe_3O_4/ГА$), проводили у водному середовищі. Водні розчини гемцитабіну з різними концентраціями готувалися методом послідовного розбавлення. Реєструвались спектри оптичного поглинання десятикратно розбавлених розчинів гемцитабіну різної концентрації перед внесенням магнетиту чи його нанокompозиту та після магнітної екстракції з розчину магнітної компоненти. Наявність адсорбованих молекул гемцитабіну на поверхні поверхні нанорозмірного магнетиту та його нанокompозитів підтверджено також даними спектроскопії ІЧ поглинання.

В таблиці наведені значення рівноважних концентрацій гемцитабіну після процесу адсорбції.

C_0 , мг/мл	Fe_3O_4	Fe_3O_4/C	$Fe_3O_4/ГА$
0,4	0,32	0,32	0,32
0,6	0,5	0,46	0,46
0,8	0,73	0,68	0,65

За даними експериментально спостережуваних спектрів оптичного та УФ поглинання відповідних водних розчинів визначено адсорбційну ємність наноструктур: $A = (C_0 - C_p) \cdot V/m$, де C_0 і C_p – концентрація вихідного розчину і розчину після адсорбції (мг/л), V – об'єм розчину (мл), m – наважка сорбенту (г).

На основі експериментальних результатів побудовано ізотерми адсорбції та зроблено висновок, що найефективніше адсорбція гемцитабіну відбувається на поверхню нанокompозиту Fe₃O₄/гiдроксипатит.

Adsorption of gemcitabine by magnetosensitive nanocomposites based on Fe₃O₄.

Kushnir V.O., Busko T.O., Pundyk I.P.

Gemcitabine is a synthetic drug that, by its chemical structure, is analogous to the pyrimidine bases of nucleic acids. This drug has a significant cytotoxic effect on various cells of the human body. Basically, these cells are the phase of DNA synthesis, that is, the most active cells in the body, the cancer cells and blood cells. In order to reduce the cytotoxic effect of gemcitabine on the body as a whole, we proposed its target delivery by magnetically charged carriers.

Adsorption of gemcitabine molecules on the surface of nanosized magnetite (Fe₃O₄) and its nanocomposites - magnetite / carbon (Fe₃O₄ / C) and magnetite / hydroxyapatite (Fe₃O₄ / GA) was carried out in an aqueous medium. Aqueous solutions of gemcitabine with different concentrations were prepared by sequential dilution. The optical absorption spectra of the ten times dilute solutions of gemcitabine of different concentrations were recorded prior to the introduction of magnetite or its nanocomposite and after magnetic extraction from a magnetic component. The presence of adsorbed gemcitabine molecules on the surface of nanosized magnets and its nanocomposites is also confirmed by IR absorption spectroscopy data.

The table shows the values of equilibrium concentrations of gemcitabine after the adsorption process.

C ₀ , mg/ml	Fe ₃ O ₄	Fe ₃ O ₄ /C	Fe ₃ O ₄ /HA
0,4	0,32	0,32	0,32
0,6	0,5	0,46	0,46
0,8	0,73	0,68	0,65

According to the experimentally observed spectra of optical and UV absorption of the corresponding aqueous solutions, the adsorption capacity of the nanostructures is determined: $A = (C_0 - C_p) \cdot V/m$,

where C_0 i C_p - concentration of the initial solution and the solution after adsorption (mg / l), V - the volume of solution (ml), m - weight sorbent (g).

Based on the experimental results, adsorption isotherms were constructed and the conclusion was made that the most effective adsorption of gemcitabine occurs on the surface of the Fe_3O_4 / hydroxyapatite nanocomposite.

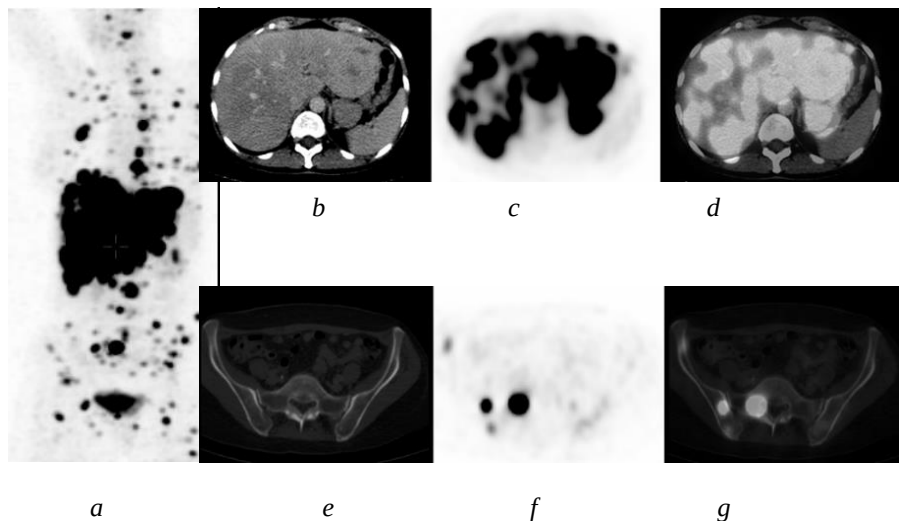


Рисунок 2 - Пациентка Ф., 52 лет, Диагноз при направлении: С-г поджелудочной железы, StIV (T2NxM1). Мтс в печень. а) MIP-3D-скан; б) КТ-скан, с) ПЭТ-скан, д) ПЭТ/КТ-сканмножественные метастазы в печень; е) КТ-скан, ф) ПЭТ-скан, г) ПЭТ/КТ-сканметастатическое поражение костей таза без структурных изменений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

Властивості радіаційно індукованих бабстонів у фізрозчинах

М.А.Заболотний^{1*}, Г.І.Довбешко², Г.І.Соляник³, В.Е.Орел⁴

¹*КНУ імені Тараса Шевченка*

м. Київ, вул. Васильківська, 98-а, radbez@gmail.com,

+38 (044) 521-32-84

²*ІФ НАНУ, Київ, Україна*

³*[ІЕПОР ім. Р.С. Кавецького НАНУ](#)*

⁴*Національний інститут раку МОЗ, Україна*

Робота присвячена визначенню силових характеристик нанорозмірних повітряних пухирців (бабстонів), утворених у фізрозчинах високоенергетичним (1 Мев) електронним опроміненням, їх залежності від дози поглинутого опромінення та концентрації іонів у фізрозчині, впливу силових характеристик окремих бабстонів на властивості бабстонних кластерів. Визначаються механізми впливу попереднього опромінення розчинника протипухлинних препаратів (доксорубіцин, карбоплатин, коніум), що обумовлюють підвищення їх терапевтичної активності. Враховуються індивідуальні особливості механізмів фармакологічної дії препаратів.

Мета. Аналіз механізмів взаємодії бабстонів в фізрозчинах та їх коагуляції з метою дослідження закономірностей формування бабстонних нанокластерів та визначенню їх модифікуючих властивостей.

Моделльні припущення та сетоди дослідження. При моделюванні взаємодії бабстонів та закономірностей їхньої кластеризації допускалося, 1) що вони мають сферичну форму, поверхня якої не збурюється хвильовими процесами, 2) енергія їхньої взаємодії в рідині визначається іонно-електростатичними силами взаємодіючих бабстонів та їхніх кластерів; молекулярно-дисперсійними взаємодіями, магнітною взаємодією з можливістю утворення доменних зон, та енергію розклинюючого тиску. Зв'язані електричними силами наночастинки утворюють самоузгоджену систему, в якій функції розподілу протіонів залежить від топології всієї системи. Функція розподілу протіонів в околі бабстонів описується рівнянням Пуассона – Больцмана, а процеси коагуляції - рівнянням Больцмана – Смолуховського. Енергія дисперсійної взаємодії бабстонів, визначається їх динамічною поляризацією, а відштовхування - розклинюючою взаємодією. Спектри поглинання розчинів доксорубіцину, карбоплатину та коніуму у не опроміненому

та попередньо опроміненому електронами розчиннику визначалися в інфрачервоному діапазоні світла. Вимірювання проводили на спектрометрі IR-Фур'є Bruker IFS 66 (ФРН). Спектри визначалися в діапазоні енергій $[10^3\text{--}2\cdot 10^3]$ см^{-1} . Енергія електронів опромінювання розчинників становила 1,0 МэВ. Дози поглинутого опромінення становили 5, 15, 25, 40, 80, 100 кГр.

Висновки.

- 1) Структура та положення смуг поглинання розчинів доксорубіцину, карбоплатину, коніуму залежать від величини поглинутої дози фізрозчином електронного опромінення.
- 2) Відстань між бабстонами зменшується при зростанні інтенсивності динамічної поляризації.
- 3) Зменшення центрів коагуляції при фіксованій концентрації бабстонів приводить до зростання розмірів кластерів, посилення їхніх локальних силових полів і модифікуючого впливу на лікарські препарати.
- 4) Модифікуючий вплив високоенергетичного електронного опромінення розчинника протипухлинних препаратів зберігається упродовж 2–3 тижнів.

Аналіз карт сталої часу релаксації T2 за МР даними пацієнтів

С. П. Радченко, О. О. Судаков, А. В. Нетребя

*Київський національний університет імені Тараса Шевченка, кафедра
медичної радіофізики факультету радіофізики, електроніки та
комп'ютерних систем
м. Київ, просп. Глушкова, 4-2, +38 (044) 521-32-99 2501
spr@univ.kiev.ua, saa@univ.kiev.ua, avn@univ.kiev.ua*

Магнітно-резонансна томографія (МРТ) дозволяє отримати якісні зображення анатомічних структур при різному їх функціонуванні в організмі людини. Зокрема реконструйована МР томограма містить якісну та кількісну інформацію про форму, розмір та структуру тканин і є складною функцією різних фізичних характеристик тканини. В роботі зроблена спроба оцінити за зображеннями даної модальності наявність патологічних змін у пацієнтів із хворобою Альцгеймера, коли зміни характеристик тканини не дають явного контрасту на зображеннях.

Використано карти сталої часу спіл-спінової релаксації, які отримані з обробки МРТ даних пацієнтів із трьох груп: нормальний стан (16 пацієнтів), із помірним когнітивним порушенням (22 пацієнти) та із хворобою Альцгеймера (15 пацієнтів). Дані для аналізу подавалися у вигляді значень площ тканин із відповідними значеннями сталої часу спіл-спінової релаксації T2. МРТ дані пацієнтів отримані за допомогою томографа GE з індукцією магнітного поля 1.5 Тл і товщиною перерізу 4 мм T2-зваженим методом із значеннями часу відлуння відповідно 30 мс і 92 мс [1].

За МР зображеннями ядер мозку глобус паллідус, путамен (globus pallidus, putamen) були отримані просторові розподіли значень сталої часу спіл-спінової релаксації T2 із кроком 10 мс, які використано для аналізу за допомогою SVMlight, яка реалізує метод опорних векторів (support vector machines, SVM) для вирішення задач розпізнавання образів, регресії та побудови функції рейтингу. Програмне забезпечення також містить алгоритм для ефективної оцінки точності узагальнення [2].

За вказаними даними створено набір тренувальних зразків по 48 значень сталих спіл-спінової релаксації для кожного пацієнта шляхом поділу МРТ даних пацієнтів із трьох груп випадковим чином. Всі вхідні дані відмічено як належні до однієї з груп, і за допомогою алгоритму тренування будовано модель, яка відносить нові зразки до

однієї з категорій «норма» або «патологія». Показано, що використання площ тканин з відповідними значеннями сталої часу спіп-спінової релаксації T2 ядер мозку глобус паллідус, путамен (globus pallidus, putamen) дозволяє проводити кластеризацію даних пацієнтів із помірними когнітивними порушеннями та із хворобою Альцгеймера за двома категоріями «норма» і «патологія». Вказаний алгоритм є ефективним для швидких оцінок наявності когнітивних порушень, пов'язаних із хворобою Альцгеймера.

1. Y. Suleimanov et al., "Magnetic resonance signal processing tool for diagnostic classification," 2016 IEEE 36th International Conference on Electronics and Nanotechnology (ELNANO), Kiev, 2016, pp. 175-179. doi: 10.1109/ELNANO.2016.7493042
<http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=7493042&isnumber=7492993>

2. T. Joachims, Making large-Scale SVM Learning Practical. Advances in Kernel Methods - Support Vector Learning, B. Schölkopf and C. Burges and A. Smola (ed.), MIT-Press, 1999. www-ai.cs.uni-dortmund.de/DOKUMENTE/joachims_99a.pdf

АНАЛІЗ КАРТ СТАЛОЇ ЧАСУ РЕЛАКСАЦІЇ T2 ЗА МР ДАНИМИ ПАЦІЄНТІВ

Анотація: Проведено аналіз карт сталої часу релаксації T2 за МР даними пацієнтів із трьох груп: нормальний стан, із помірним когнітивним порушенням та із хворобою Альцгеймера для класифікації даних за двома категоріями «норма» і «патологія» за допомогою методу опорних векторів.

Ключові слова: магнітно-резонансна томографія, метод опорних векторів, стала часу спіп-спінової релаксації T2, ядра мозку глобус паллідус, путамен, помірні когнітивні порушення, хвороба Альцгеймера

ANALYSIS OF THE RELAXATION T2 TIME MAPS FOR THE PATIENTS' DATA

Annotation: The analysis of the T2 relaxation time maps for patients' MR data from three groups: normal, moderate cognitive impairment and Alzheimer's disease was carried out. The classification of data in two categories "norm" and "pathology" using the support vector machines method was demonstrated.

Key words: magnetic resonance imaging, the support vector machines method, the time of spin-spin relaxation T2, the brain nucleus

globus palmidus, putamen, moderate cognitive impairment, Alzheimer's disease

АНАЛИЗ КАРТ ПОСТОЯННОЙ ВРЕМЕНИ РЕЛАКСАЦИИ T2 ЗА МР ДАННЫМИ ПАЦИЕНТОВ

Аннотация: Проведен анализ карт времени релаксации T2 для данных МР пациентов из трех групп: нормальное состояние, умеренного когнитивного расстройства и болезни Альцгеймера. Была продемонстрирована классификация данных в двух категориях «норма» и «патология» с использованием метода опорных векторных машин.

Ключевые слова: магнитно-резонансная томография, метод опорных векторных машин, время спин-спиновой релаксации T2, ядро головного мозга globus palmidus, putamen, умеренное когнитивное нарушение, болезнь Альцгеймера

Конусно-променева комп'ютерна томографія: дозиметричні аспекти опромінення пацієнтів та персоналу

О.В. Баханова, В.М.Волоський, Н.П.Деняченко, Т.В.Трескунова,
В.В.Чумак

*Національний науковий центр радіаційної медицини НАМН
України*

04050, м.Київ, вул.Мельникова 53, lena@leed1.kiev.ua

Протягом останніх десятиліть комп'ютерна томографія (КТ) стала технологією, що радикально змінила підходи до процесу діагностування захворювань та лікування пацієнтів. Проте застосування рентгенографічної візуалізації потребує підвищеної відповідальності - оцінка балансу між користю та шкодою радіаційного опромінення не може бути виконана без необхідних знань та інструментів.

Конусно-променева КТ (КПКТ) була вперше застосована у стоматології більш, ніж 15 років тому. Вона виявилася надзвичайно зручним способом візуалізації твердих тканин та порожнин в зубах, щелепно-лицевій області та ділянках вуха, горла та носа. Хоча використання КТ-зображень було раніше обмежено в стоматології, використання тривимірного зображення КПКТ стало невід'ємною частиною сучасного набору діагностичних інструментів для планування імплантатів, у ендодонтії, ортодонтії та щелепно-лицьовій хірургії [1]. Нині на ринку представлено близько 50 моделей КПКТ, що відрізняються широким діапазоном параметрів опромінення, масштаби застосування КПКТ продовжують збільшуватись.

Дедалі ширше застосування КПКТ пояснюється кількома очевидними перевагами. По-перше, відносно низька вартість, невеликі розміри та обмежені медико-правові вимоги дозволяють розміщувати КПКТ у стоматологічних закладах та у клініках, які не можуть розмістити класичну мультidetекторну КТ (МДКТ); це зменшує час лікування та підвищує комфорт пацієнта. В українському нормативно-правовому полі зміни, введені Наказом Міністерства охорони здоров'я України № 1126 від 22.09.2017 [2], навіть дозволяють розміщувати КПКТ в житлових будинках та громадських спорудах за умови відповідності їхніх технічних характеристик зазначеним параметрам. По-друге, краща якість зображень КПКТ у порівнянні з двомірними (2D) способами зображення (наприклад, внутрішньоротовою та панорамною рентгенографією) та МДКТ, а також здатність отримати

тривимірне зображення призводять до вищих діагностичних можливостей та більш точного планування лікування у порівнянні з 2D-рентгенограмами. Підвищена порівняно з МДКТ чіткість зображення КПКТ дозволяє візуалізувати дрібні структури в області зубів (наприклад, ураження кореня).

КПКТ нерідко вважається більш швидкою та щадною щодо опромінення пацієнта діагностичною процедурою через те, що для сканування потрібно лише одне (або менше) обертання, проте, діапазон доз фактично перекривається з дозами МДКТ та панорамною рентгенографією [3], а час сканування КПКТ значно перевищує показник МДКТ поточного покоління та, у багатьох випадках, панорамної рентгенографії.

Очевидно, що КПКТ може демонструвати широкий діапазон доз залежно від параметрів опромінення, що використовуються у різних моделях. Вимірювання ефективних доз у клінічних стоматологічних протоколах для 14 різних моделей КПКТ Pauwels et al. показали, що дози можуть відрізнятися у 19 разів, Ludlow et al. знайшли 16-кратну відмінність доз для 8 моделей, а Rottke et al., вимірюючи дози для мінімальних та максимальних параметрів опромінення 10 моделей КПКТ, отримали діапазон доз у 23 рази [3]. Слід зазначити, що моделі КПКТ часто пропонують більш широкий діапазон параметрів опромінення, ніж ті, що використовуються для клінічної діагностики стоматологічних зображень, причому низькі значення параметрів експозиції використовуються лише під час контролю якості, а високі експозиції характерні не для стоматологічних, а, наприклад, вушних сканувань. Відповідно до широкого діапазону ефективної дози, дози до окремих органів показують великі варіації через різні параметри експозиції та локалізації променю (FOV). За даними вимірювань, виконаних на антропоморфному фантомі, для поглинені дози становлять 0,03-10,0 мГр для щитовидної залози, 0,02-9,3 мГр для мозку та 0,03-16,7 мГр для кришталика ока [3]. Звичайно, дози можуть відрізнятися для кожного пацієнта, залежно від анатомії та віку пацієнта. Використання педіатричних фантомів показало, що більш високі дози спостерігаються у менших пацієнтів при тих же самих параметрах опромінення [4, 5]. Оскільки ризики від радіаційного опромінення визначаються не тільки дозою, але залежать від віку та статі пацієнта, то реальний ризик може сильно варіювати, особливо для дітей.

Як свідчать дані попередніх досліджень, при інтервенційних процедурах опромінення пацієнтів та медичних працівників дуже неоднорідне, діапазон доз для одних і тих же процедур може істотно

відрізнитися залежно від проекції та спектрів рентгенівського випромінювання, площі опромінення пацієнта, маси його тіла тощо. Крім того, за результатами останніх досліджень кришталик ока є більш чутливим, ніж вважалося раніше, і спостерігається підвищений ризик помутніння задньої капсули кришталика навіть від типової дози медичних працівників. Водночас на сьогодні в Україні і досі не існує методики визначення доз на кришталик ока. Останні публікації свідчать про виникнення пухлин головного мозку з лівого боку голови лікарів інтервенційної кардіології – сторони, де найчастіше розташоване джерело при катетеризації та інших процедурах [6]. З даних численних літературних джерел випливає, що мозок і, особливо, лімбічна система (гіпокамп), є радіочутливим органом. Тому дуже важливо мати адекватні уявлення про характер опромінення голови та про рівні доз на мозок, а також мати відповідні алгоритми оцінки і контролю дози.

Незважаючи на беззаперечно гідне місце КПКТ для візуалізації у стоматології і можливість у багатьох випадках вдосконалювати лікування пацієнтів, важливо пам'ятати, що її використання може призводити до підвищеного опромінення пацієнтів та персоналу і постійно підкреслювати важливість питань радіологічного захисту, пов'язаних із використанням цієї методики. Консорціумом проекту SEDENTEXCT була підготовлена Публікація з радіаційного захисту Європейської Комісії №172 щодо доказових керівних принципів використання КПКТ у дентальній та щелепній радіології [1]. У цих керівних принципах розглядаються основні аспекти радіологічного захисту: обґрунтування, оптимізація ризику, тренування користувачів та забезпечення якості. Окрім детального опису керівних принципів, пов'язаних з різними рівнями доказовості, сформульовані двадцять "Основних принципів", визначених на базі консенсусу членів Європейської академії дентально-щелепно-лицевої радіології.

Таким чином, дози КПКТ без приділення належної уваги питанням оптимізації радіаційного захисту можуть підвищити ризики для конкретного пацієнта, а також ризик радіаційного опромінення населення в цілому.

1. European Commission. Cone Beam CT for Dental and Maxillofacial Radiology: Evidence Based Guidelines, Radiation Protection Publication 172. – Directorate-General for Energy Directorate D — Nuclear Energy Unit D4 — Radiation Protection – 2012. – 155 p.

2. Про затвердження Державних санітарних правил і норм "Гігієнічні вимоги до влаштування та експлуатації рентгенівських

кабінетів і проведення рентгенологічних процедур": Наказ Міністерства охорони здоров'я України від 06 липня 2010 року № 294 (зі змін., внесеними згідно з Наказом Міністерства охорони здоров'я № 1126 від 22.09.2017) // База даних «Законодавство України»/ВР України. URL: <http://zakon.rada.gov.ua/laws/show/z1256-07> (дата звернення: 08.08.2018).

3. Pauwels, R. Cone beam ct for dental and maxillofacial imaging: dose matters // Radl.Prot.Dosim – 2015. – Vol.165, N1-4. –P. 156–161.

4. Theodorakou, C., Walker, A., Horner, K., Pauwels, R., Bogaerts, R. and Jacobs, R. and The SEDENTEXCT Project Consortium. Estimation of paediatric organ and effective doses from dental cone beam CT using anthropomorphic phantoms. Br. J. Radiol. 85, 153–160 (2012).

5. Al Najjar, A., Colosi, D., Dauer, L. T., Prins, R., Patchell, G., Branets, I., Goren, A. D. and Faber, R. D. Comparison of adult and child radiation equivalent doses from 2 dental cone-beam computed tomography units Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 143, 784–792 (2013).

6. Roguin A, Goldstein J, Bar O, Goldstein JA. Brain and neck tumors among physicians performing interventional procedures. // Am J Cardiol. – 2013. – Vol.111, N9. –P.1368-1372

Фазоконтрастні рентгенівські зображення

О.А. Безшийко, Л.О. Голінка-Безшийко, І.М. Каденко,
К.О. Сахацький

Київський національний університет імені Тараса Шевченка

Рентгенівське зображення є стандартним інструментом для неруйнуючого дослідження внутрішньої структури зразків. Він знаходить застосування у широкому колі різних областей: медицина, біологія, багато інженерних дисциплін, палеонтологія, дослідження мистецьких творів, науки про Землю та інші. Основний принцип, що лежить в основі формування зображення, протягом століття з часу відкриття рентгенівського випромінювання залишився таким самим: рентгенівські промені, що проходять через зразок, поглинаються з різною інтенсивністю в різних частинах зразка. На жаль, різниця поглинання в різних матеріалах не дуже велика, особливо в різних частинах людського тіла, дослідження якого особливо цікаві для медицини. Кістки, м'які тканини, легені та деякі частини з порожнинами – основні типи тканин, які відрізняються по поглинанню кардинально. Побачити ж різницю для різних м'яких тканин, особливо в деталях практично не можливо таким способом. Існує інший підхід, який може забезпечити кардинальне покращення можливостей і якості рентгенівських зображень – врахування зсуву фази випромінювання, а не його інтенсивності. При дуже великому потенціалі такого підходу, при тому, що він вже відомий не один десяток років, до останнього часу поки що не було активного проникнення нових методів, які базуються на вимірюванні фазового контрасту ні в медичну практику, ні в інші області людської життєдіяльності. Але за останні роки можна побачити суттєвий прогрес в розвитку методик і техніки для фазоконтрастної рентгенографії і томографії.

При рентгенографії пучок рентгенівського випромінювання направляють на досліджувану частину тіла; рентгенівські промені, що проникли через тіло хворого, попадають на плівку. Рентгенівська плівка має чутливість не тільки до рентгенівського випромінювання, але і до видимого світла. Тому її поміщають у касету, що захищає від видимого світла, але проникає для рентгену. Зображення на плівці стає видимим після фотообробки (прояв, фіксування). Готовий висушений знімок розглядають на світлі або на негатоскопі. В сучасних умовах

рентгенівську плівку замінюють двовимірними детекторами рентгенівського зображення з утворенням цифрових зображень, які можна вивчати та піддавати програмній обробці на комп'ютерах для підвищення їх якості.

При проходженні через речовину рентгенівське випромінювання витрачає свою енергію на збудження і іонізацію атомів, а також на розсіювання при пружному взаємодії з електронами. Інтегральний закон поглинання рентгенівського випромінювання незалежно від механізму цього процесу описується рівнянням:

$$I_x = I_0 \cdot e^{-\mu x}$$

де

I_0 – інтенсивність на поверхні ($x=0$)

I_x – інтенсивність на глибині x

μ – коефіцієнт ослаблення випромінювання

Коефіцієнти ослаблення для тканин тіла людини не сильно відрізняються одне від одного. Наприклад в шкалі одиниць Хаунсфілда HU середні денситометричні показники різних органів X тіла відрізняються не значно (за виключенням деяких кісток) (див. Табл. 1).

$$HU = \frac{\mu^* x - \mu^*_{\text{вода}}}{\mu^*_{\text{вода}}} \cdot 1000$$

Таблиця 1

Речовина	HU
Повітря	-1000
Легені	-500
Жир	0
Нирки, кров, м'язи, печінка і т.д.	від -10 до -70
Кістки	від +400 (губчаста речовина) до +3000 (кісткова речовина)

Саме ця обставина і складає найбільшу проблему при діагностиці багатьох захворювань (в тому числі і онкологічних), які розвиваються в м'яких тканинах з малим коефіцієнтом поглинання. Тому застосування цієї методи вимагає введення в організм людини

контрастної речовини з високим коефіцієнтом поглинання. Ця процедура крім завдання шкоди здоров'ю не вирішує проблему діагностики з високою роздільною здатністю. Рентгенівські томографи та рентгенографічні апарати наступного покоління, які базуватимуться на вимірюванні зміни фази електромагнітної хвилі при проходженні через об'єкт, будуть позбавлені зазначених вище принципових обмежень. Об'єкт, через який проходить випромінювання, характеризується комплексним коефіцієнтом заломлення:

$$n = 1 - \delta + i \cdot \beta,$$

де

δ — реальна частина коефіцієнту заломлення, що визначає зміну фаз,

β — уявна частина коефіцієнта заломлення, яка визначає поглинання.

Для рентгенівського випромінювання $\delta \gg \beta$, чим і пояснюються значні переваги нового підходу до побудови рентгенівських апаратів рентгенівського зображення нового покоління. Наприклад, для енергії рентгенівських квантів 30 кеВ для води $\delta = 2.56 \cdot 10^{-7}$, а $\beta = 1.36 \cdot 10^{-10}$ [1].

Було запропоновано багато фізичних методів і відповідного обладнання [2] для використання фазоконтрастного методу рентгенографії, але всі вони страждали обмеженістю монохроматичності рентгенівського випромінювання (або високою вартістю якісних монохроматичних джерел) та недостатньою роздільною здатністю детекторів рентгенівського випромінювання. Останнім часом почали швидкими темпами розвиватися відносно недорогі мікрофокусні джерела рентгенівського випромінювання з розмірами фокусних плям, які наближаються до 1 мкм і при цьому мають достатню інтенсивність випромінювання. Також буквально за кілька років суттєвий прогрес в розвитку напівпровідникових детекторних структур дозволив розробляти двовимірні детекторні структури для рентгенівського випромінювання з роздільною здатністю менше 5 мкм. В роботі розглядаються переваги, недоліки, основні властивості та перспективи створення повноцінних систем отримання рентгенівських зображень на основі фазового контрасту [3,4] як в медицині, так і для вирішення технічних задач.

Дослідження було проведено за підтримки Державного фонду фундаментальних досліджень (договори №Ф79/96-2018, №2-НД/18-2018, №4-Н-2018).

1. Endrizzi M. X-ray phase-contrast imaging // Nucl. Instr. & Meth. Phys. Res., A – 2018. – V878. – P. 88-98.
2. Лидер В. В., Ковальчук М. В. Методы рентгеновского фазового контраста // Кристаллография – 2013. – Т.58 (№6). – С. 764-784.
3. Грязнов А. Ю. О возможности получения на микрофокусных источниках рентгеновского излучения // Биотехносфера – 2010. – №1(7). – С.30-32.
4. Gradl R., Dierolf M., Hehn L., et al. Propagation-based Phase-Contrast X-ray Imaging at a Compact Light Source // Scientific Reports – 2017. – V7. – Art. Num. 4908

Детекторизований фантом для досліджень в СРО (Orsay) - статус і перспективи

Д.М. Рамазанов¹, В.М. Пугач¹, О.С Ковальчук¹, В.М. Міліція¹,
А.В. Чаус¹, В.О. Кива¹, Д.І. Сторожик¹, М.І. Палій², О. Ю. Столярова²,
С.Я. Барсук³, А. Фаус-Гольф³, П'єр Луїс³ Андре Леперк³

¹ Інститут ядерних досліджень НАН України, Київ

² Інститут раку МОЗ України, Київ

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

Основною проблемою класичної радіаційної терапії фотонами є опромінення здорових тканин. На відміну від гама-променевої терапії застосування протонних чи іонних пучків дозволяє значно покращити фактор корисного опромінення. Наступним кроком у розвитку цієї технології є просторове фракціонування пучка, що дозволяє зменшити дозове навантаження на здорові тканини.

За допомогою моделювання за методом Монте-Карло (GEANT4) розраховані оптимальні параметри геометрії коліматорів. Розраховані параметри щілинних та матричних коліматорів для фотонів 6MeV, електронів 12MeV та протонів 105MeV. Розрахунки проводилися для таких матеріалів, як тантал, мідь, алюміній, свинець, бронза та латунь. Результати розрахунків для ефективного формування міні-пучків оцінювалися за критерієм відношення інтенсивності міні-пучків в отворі коліматора до її значення в проміжку між двома міні-пучками (PVDR-Peak-to-Valley-Dose-Ratio).

Прототип Детекторизованого фантому було створено на базі металевих мікро детекторів(ММД) з органічним склом у якості матеріалу фантому. Фантом має модульну структуру, що дає змогу змінювати товщину робочого тіла (плексиглас) та кількість детекторів. ММД, розроблені в ІЯД НАН України забезпечують найвищу радіаційну стійкість та вимірювання просторового розподілу інтенсивності опромінюючих пучків в реальному часі з високою просторовою роздільною здатністю (до кількох мікрон). Попередні дослідження роботи детекторизованого фантому виконані на джерелі стронцій-90 з використанням високочутливих зарядових інтеграторів розробки ІЯД НАН України для зчитування даних з ММД.

Отримані результати симуляцій порівнюються з експериментальними даними, виміряними на медичному прискорювачі в Київському Інституті раку та на прискорювачі електронів PHIL (LAL, Орсе, Франція).

Роботи виконуються в рамках діяльності Міжнародної асоційованої лабораторії (LIA IDEATE, STCU Project P9903).

Методичні підходи до картування радонових потенціалів

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

**Державна установа "Інститут громадського здоров'я ім. О.М. Марзєєва Національної Академії медичних наук України", м. Київ*

Одним з важливих факторів ризику для здоров'я людини визнається радон в повітрі приміщень. Нещодавно Єврокомісією була прийнята Директива "Basic Safety Standards for protection against ionizing radiation", Council Directive 2013/59/Euratom, яка встановлює вимоги до опромінення людини радоном. На першому етапі досліджень рівнів опромінення населення радоном директива вимагає ідентифікувати радонебезпечні території.

Метою даної роботи було дослідження активності радону-222 в ґрунті та повітрі будівель Київської області.

Дослідження включали вимірювання еквівалентної рівноважної об'ємної активності (ЕРОА) радону-222 в повітрі житлових приміщень методом пасивної трекової радонометрії (95 вимірювань), вимірювання концентрацій радону-222 в ґрунтовому повітрі, а також гамма-спектрометричні вимірювання ПРН (^{226}Ra , ^{232}Th та ^{40}K) у ґрунтах.

За результатами проведених досліджень встановлено, що діапазон значень ЕРОА радону-222 складає від $10 \text{ Бк}\cdot\text{м}^{-3}$ до $470 \text{ Бк}\cdot\text{м}^{-3}$, розподіл має логнормальний характер, середнє геометричне ЕРОА радону - $80 \text{ Бк}\cdot\text{м}^{-3}$ при стандартному відхиленні $125 \text{ Бк}\cdot\text{м}^{-3}$. Перевищення гігієнічного нормативу для житлових будинків ($100 \text{ Бк}\cdot\text{м}^{-3}$) зафіксовано майже у 40 % випадків.

Для дослідження концентрацій радону-222 у ґрунтовому повітрі та вмісту ПРН у ґрунті було обрано типові будівлі для цієї місцевості. Встановлено, що середні значення концентрацій радону-222 у ґрунтовому повітрі склали $22 \text{ кБк}\cdot\text{м}^{-3}$ при діапазоні значень $14\text{-}27 \text{ кБк}\cdot\text{м}^{-3}$ та стандартному відхиленні $4 \text{ кБк}\cdot\text{м}^{-3}$.

Вимірювання питомої активності ПРН здійснювались як на поверхні ґрунту, так і на глибині 70-80 см. Встановлено, що величини питомої активності ^{226}Ra у ґрунті варіюють від $5 \text{ Бк}\cdot\text{кг}^{-1}$ до $37 \text{ Бк}\cdot\text{кг}^{-1}$ (на поверхні) та від $16 \text{ Бк}\cdot\text{кг}^{-1}$ до $35 \text{ Бк}\cdot\text{кг}^{-1}$ (на глибині). У середньому питомі активності ПРН у ґрунті (на поверхні та на глибині) склали відповідно за ^{226}Ra $21 \text{ Бк}\cdot\text{кг}^{-1}$ і $24 \text{ Бк}\cdot\text{кг}^{-1}$, ^{232}Th – $35 \text{ Бк}\cdot\text{кг}^{-1}$ і $36 \text{ Бк}\cdot\text{кг}^{-1}$ та ^{40}K – $555 \text{ Бк}\cdot\text{кг}^{-1}$ і $536 \text{ Бк}\cdot\text{кг}^{-1}$. Тобто, розподіл ПРН у ґрунті на глибині практично однаковий з поверхневим.

За міжнародною класифікацією, досліджені ґрунти можна віднести до ґрунтів з низьким вмістом радону у ґрунтовому повітрі ($< 50 \text{ кБк}\cdot\text{м}^{-3}$). Проте, ЕРОА радону у будівлях у 40 % випадків перевищують нормативні значення.

Експеримент доводить недоречність картування радонових потенціалів по концентраціях радону у повітрі ґрунтів. Більш інформативними є значення ЕРОА радону в будинках.

Специфіка атом-атомних потенціалів при моделюванні конформацій окремих біомолекул

Рябко І.О.¹, Ніколаєнко Т.Ю.¹

*¹Фізичний факультет Київського національного університету імені
Тараса Шевченка, 01601, м. Київ, вул. Володимирська 64/13; E-mail:
ria21@ukr.net*

Розробка молекулярних структур нових лікарських засобів та ефективне застосування сучасних методів комп'ютерного моделювання для вивчення динаміки біологічно активних молекул потребують надійних способів опису впливу на енергії біомолекул і їх структурних складових деформації просторової структури молекули або її конформаційних перетворень. Зазвичай при дослідженнях складних біомолекулярних систем такий опис здійснюється за допомогою атом-атомних потенціальних функцій, на основі яких будуються так звані силові поля. В даній роботі на прикладах молекул 2'-дезокситидин-5'-монофосфату (рисунок 1), 1,2-дидезоксирибофуранози-5-фосфату (рисунок 2) та 1',2-дидезоксирибози (рисунок 3) виявляються ті недоліки силових полів GAFF[1], UFF[2], Ghemical[3], MMFF94[4], MMFF94s[5], CGenFF[6], виправлення яких може сприяти збільшенню точності та універсальності існуючих методів молекулярно-динамічного моделювання у визначенні залежності енергії біомолекул від конформації.

За відправну точку взято набір конформерів молекули 2'-дезокситидин-5'-монофосфату. Виконано подальшу мінімізацію їх енергії з допомогою кожного з 6 силових полів використовуючи програмні пакети GROMACS (версія 4.6.5, відкомпільована у варіантах з використанням арифметики одинарної та подвійної точності), OpenBabel (версія 2.4.1).

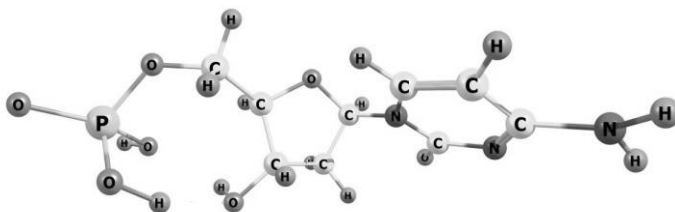


Рисунок 1. Конформер молекули 2'-дезокситидин-5'-монофосфату.

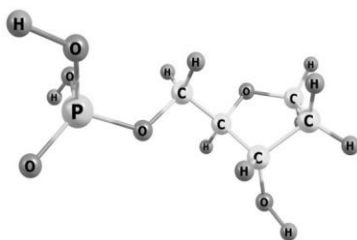


Рисунок 2. Конформер молекули 1,2-дидезоксирибофуранози-5-фосфату.

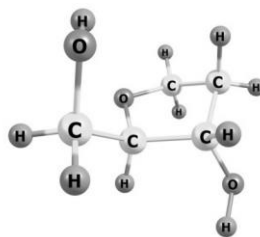


Рисунок 3. Конформер молекули 1',2'-дидезоксирибози

За результатами мінімізації енергії зроблено висновок, що кожне з випробуваних силових полів істотно змінює початкові конформації молекули. Зміну кутів, що відповідають за розташування ОН групи і які зазнали найбільших змін, пояснено тим, що за даної параметризації силових полів, вигідним є помилкове утворення або ж розрив водневих зв'язків, що викликає поворот в цілому фосфатної групи.

У роботі було досліджено чи коректно використані силові поля передають окремі складові енергії системи. Внесок ван-дер-ваальсових взаємодій проаналізовано за допомогою системи з двох молекул CH_4 , які моделюють незаряджені метильні групи досліджуваної молекули. Найближчою до квантово-хімічних розрахунків виявилася залежність, отримана для поля GAFF. Виходячи з отриманих даних інші силові поля виключались з подальшого розгляду.

Оцінку коректності інших внесків до енергії проводили з використанням конформерів молекул, які можна розглядати як складові частини попередньої. З отриманих результатів зроблено висновок, що наявні неточності у відтворенні енергії торсійних кутів пов'язані з наявністю цукрового кільця, оскільки попри відсутність у 1,2-дидезоксирибофуранози-5-фосфату азотистої основи, а у 1',2'-дидезоксирибози азотистої основи і фосфатної групи торсійні кути в них змінювались так само істотно, як і у 2'-дезоксицитидин-5'-монофосфату.

На допоміжній молекулі 2,3-диметилтетрагідрофурану, за допомогою методу найменших квадратів було підібрано параметри, які правильно передають ротаційний вклад в енергію системи. З перерахованих вище результатів випливає, що то проблема полягає у наявності у 2'-дезоксицитидин-5'-монофосфату полярних ОН груп, взаємодія яких з кільцем робить молекулу не стійкою.

Оцінка вкладу похибки від електростатичної взаємодії в загальну енергію системи проведена за допомогою молекул 1,3-пропандіолу та етиленгліколю, які можна розглядати як структурні складові молекули 1,2-дидезоксирибози. Встановлено, що ця величина достатня для зміни кута псевдообертання до 100°.

Список літератури:

1. Wang, J., Wolf, R. M., Caldwell, J. W., Kollman, P. A., & Case, D. A. (2004). Development and testing of a general amber force field. *Journal of Computational Chemistry*, 25(9), 1157–1174.
2. Rappé, A. K., Casewit, C. J., Colwell, K. S., Goddard Iii, W. A., & Skiff, W. M. (1992). UFF, a full periodic table force field for molecular mechanics and molecular dynamics simulations. *Journal of the American Chemical Society*, 114(25), 10024–10035.
3. Інтернет-ресурс. Режим доступу: <http://open-babel.readthedocs.io/en/latest/Forcefields/ghemical.html>
4. Halgren, T. A. (1996). Merck molecular force field. I. Basis, form, scope, parameterization, and performance of MMFF94. *Journal of Computational Chemistry*, 17(5–6), 490–519
5. Інтернет-ресурс. Режим доступу: <http://open-babel.readthedocs.io/en/latest/Forcefields/mmff94.html>
6. Vanommeslaeghe, K., Hatcher, E., Acharya, C., Kundu, S., Zhong, S., Shim, J., ... others. (2010). CHARMM general force field: A

force field for drug-like molecules compatible with the CHARMM all-atom additive biological force fields. *Journal of Computational Chemistry*, 31(4), 671–690.

7. J. Gasteiger, M. Marsili, *Tetrahedron Lett.*, 1978, 3181. J. Gasteiger, M. Marsili, *Tetrahedron*, 1980, 36, 3219-3228.

Nanotechnology in medical diagnostics: method of quantum dots

Bokotey O.V.¹, Slyvka V.A.¹, Chavarha M.I.², Bokotey O.O.¹, Slivka A.G.¹

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,
e-mail: bokotey_ov@ukr.net*

The main task of modern biomedical engineering is to develop new low-cost semiconductor materials for functional elements of medical devices with much improved detection properties. This fact is very important for the qualitative formation of medical imaging. $\text{Hg}_3\text{Te}_2\text{Cl}_2$ crystals have shown considerable promise for these applications. Nanoparticles have multifunctional properties that distinguish them from bulk materials simply by virtue of their size, such as chemical reactivity, energy absorption, and biological mobility.

Nanomaterials based on the $\text{Hg}_3\text{Te}_2\text{Cl}_2$ crystals are of great interest for practical application as in vivo optical and magnetic probes for noninvasive imaging [1-2]. These crystals are expected to contribute in the development of nanobiophysics and personalized medicine for health monitoring and prevention.

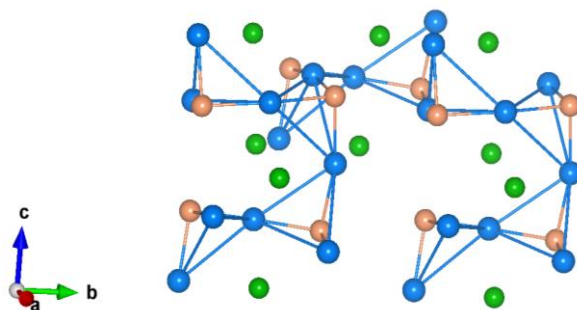


Fig.1. Crystal structure of $\text{Hg}_3\text{Te}_2\text{Cl}_2$

The ratio of anions radii for $\text{Hg}_3\text{X}_2\text{Y}_2$ compounds calculates according to the next equation:

$$\frac{R(X^{2-})}{R(Hal^{-})} = \frac{R(X^{2-})}{x \times R(Hal(1)^{-}) + (1-x) \times R(Hal(2)^{-})}, \quad (1)$$

where x and $1-x$ are coefficients which depend on the type of compound.

Atoms occupy the positions:

12Hg (b) [0.31 0 0.25], 8Te (a) [0.28 0.28 0.28], 8Cl (a) [0.025 0.025 0.025],

The Wyckoff positions define by next set:

12B (2) – { $x, 0, 1/4$ }, { $1/2-x, 0, 3/4$ }, { $1/4, x, 0$ }, { $0, 1/4, x$ }, { $3/4, 1/2-x, 0$ },
{ $0, 3/4, 1/2-x$ };

8A (3) – { x, x, x }, { $1/2 + x, 1/2-x, -x$ }, { $1/2-x, -x, 1/2+x$ }, { $-x, 1/2+x, 1/2-x$ }.

This paper will focus on the application of multifunctional nanoparticle probes based on semiconductor quantum dots for medical imaging in modern diagnostics. Quantum dots are known as nanoscale semiconductor crystals, are nanoparticles with unique optical and electronic properties [3]. The size of quantum dots are only several nanometers, but their optical and electronic properties differ from those of larger particles. Many types of the quantum dot emit light or specific frequencies if electricity or light is applied to them, and these frequencies can be precisely tuned by changing the dots' size and material, giving rise to many applications [4-5].

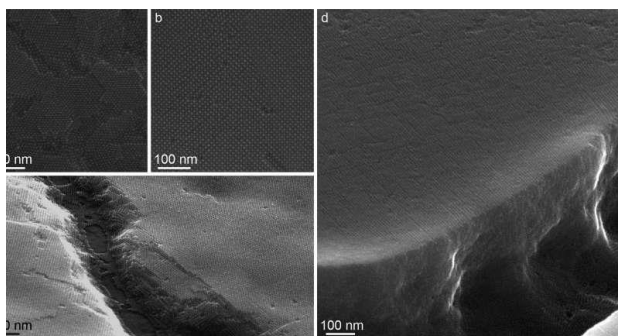


Fig.2. Electron micrographs of the quantum dot films.

Optical and electronic properties of nanomaterials based on $\text{Hg}_3\text{Te}_2\text{Cl}_2$ can be controlled by tuning and quantum dots. It should be noted that it is possible to change the quantum dots composition, size, shape, and surface chemistry to fabricate a material that's tailored for application [6]. By combining spectroscopy results with computer simulations of the electron transport process it is able to produce ordered, large-area structures well suited for different medical devices.

Nanoparticles are thought to have potential as novel intravascular probes for both diagnostic (e.g., imaging) and therapeutic purposes (e.g., drug delivery). While innovations in medical diagnostics are by now well-established, newer technologies continue to emerge following the same basic concepts of design [7-9]. As these innovations advance to clinical application, attention must be paid to environmental and societal implications, particularly in areas such as quantum dots.

References:

- [1] O. V. Bokotey. Investigation of gyrotropic properties for $\text{Hg}_3\text{X}_2\text{Cl}_2$ (X=Se, Te) crystals. *J. Alloy. Compd.* 2016, 678, p.444-447.
- [2] O.V. Bokotey, Theoretical calculations of refractive properties for $\text{Hg}_3\text{Te}_2\text{Cl}_2$ crystals. *Nanoscale Res. Lett.* 2016, 11:251.
- [3] C. Matea, T. Mocan et al. Quantum dots in imaging, drug delivery and sensor application. *Int. J Nanomedicine.* 2017; 12: 5421-5431.
- [4] Swarnkar A, Chulliyil R, Ravi V, et al. Colloidal CsPbBr_3 Perovskite Nanocrystals: Luminescence Beyond Traditional Quantum Dots. *A. Angew. Chemie. Int. Edit.* 2015, 54, 15424.
- [5] Sabaeian M, Khaledi-Nasab A. Size-dependent intersubband optical properties of dome-shaped InAs/GaAs quantum dots with wetting layer. *Applied Optics.* 51(18), 2012, 4176-4185.
- [6] Stauffer N.W. Novel methods of synthesizing quantum dot materials. *Nanophys. Phys. Org.,* 2018.
- [7] Shashi K Murthy. Nanoparticles in modern medicine. *Int. J Nanomedicine.* 2007, 2(2): 129-141.
- [8] Akerman M.E., Chan WCW, Laakkonen P, et al. Nanocrystal targeting in vivo. *Proc. Nat. Acad. Sci. USA.* 2002; 99: 12617-21.
- [9] Gao XH, Cui YY, Levenson RM, et al. In vivo cancer targeting and imaging with semiconductor quantum dots. *Nat Biotechnol.* 2004; 22:969-76.

Променева терапія молочної залози на лінійному прискорювачі Elekta Synergy

Синчук Д.С., Крулько С.І., Гуменюк М.Б., Гуменюк К.В.,
Зінвалюк О.В.

ТОВ «Український центр томотерапії»

Рак молочної залози (МЗ) є найбільш розповсюдженим серед жінок в Україні. За останніми даними канцер-реєстру і захворюваність, і смертність від раку МЗ знаходиться на першому місці та складає більше 20% серед усієї злоякісної пухлинної патології [1], Рис.1.

Методами лікування раку МЗ є різні комбінації хірургії, хіміотерапії та променевої терапії (ПТ). За рекомендаціями NCCN (National Comprehensive Cancer Network) для раку МЗ променева терапія не показана лише у випадку мастектомії при пухлині розміром ≤ 5 см, негативними аксілярними лімфатичними вузлами та краями резекції ≥ 1 мм. У всіх інших випадках ПТ може виступати одним із методів лікування [2]. Рішення приймається на мультидисциплінарному консилиумі

В Українському центрі томотерапії (УЦТ) опромінення на лінійному прискорювачі Elekta Synergy у >90% випадків проводиться за технікою VMAT (Volumetric modulated arc therapy), тобто променева терапія з об'ємною модуляцією інтенсивності. Це новітня техніка опромінення, що дозволяє отримати висококонформний розподіл дози з покращеним покриттям мішені у порівнянні із конвенціональними техніками [3]. Базова концепція VMAT полягає у доставці дози під час неперервного обертального руху радіаційного джерела навколо пацієнта із синхронною зміною трьох параметрів – швидкості обертання гентрі, зміни апертури випромінювання шляхом зміни положення пелюсток багатопелюсткового коліматором (БПК) та потужності дози

Для проведення ПТ МЗ на базі УЦТ використовується наступне обладнання та програмне забезпечення: комп'ютерний томограф Toshiba Aquilion, апарат дистанційної променевої терапії (АДПТ) лінійний прискорювач Elekta Synergy з БПК Agility із 160 пелюстками шириною 5 мм, система оконтурювання та обробки медичних зображень MiM Maestro, система планування променевої терапії (СППТ) Monaco v.5.11, фантом PTW Octavius з матрицею іонізаційних камер PTW 2D Array 729, програмне забезпечення PTW VeriSoft.

КТ-топометрія. Після прийняття рішення про проведення променевої терапії проводиться отримання комп'ютерної томографії (КТ) з товщиною зрізу 3 мм пацієнта у положенні, в якому буде проводитись лікування, з використанням спеціальних фіксуючих пристроїв – матраців, масок та їх комбінацій. Для іммобілізації при локалізації МЗ в УЦТ найчастіше використовується брестбординг (мамабординг), Рис.2 з можливістю додаткової фіксації за допомогою термопластичної маски. Положення пацієнта задається кутом нахилу самого борду та підставкою під сидниці, що визначає поздовжнє положення. Брестбординг має чотири чашки для фіксації рук – дві для плечей з регульованими кутом підйому та кутом відведення та дві для передпліччя з регульованим положенням. Усі індивідуально підібрані регульовані позиції рентген-лаборант заносить до променевої карти, щоб у подальшому при проведенні лікування максимально точно відтворити положення пацієнта.



Рис.1. Питова вага основних 10 нозологічних форм злоякісних новоутворень в структурі захворюваності та смертності від злоякісних новоутворень серед жінок в Україні, 2016-2017 рр., %

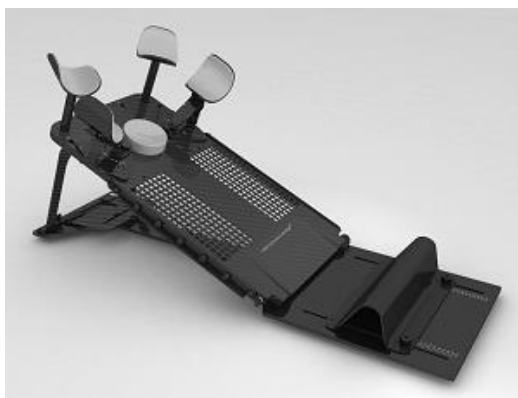


Рис.2. Брестбординг

Оконтурювання. За допомогою спеціального програмного забезпечення, що часто включено до СППТ, на попередньо отриманому КТ, лікар оконтурює мішень та органи ризику. Мішень, PTV (Planning Target Volume), може включати в себе молочну залозу, грудну стінку після мастектомії, регіональні лімфатичні вузли (ЛВ) з додатковим відступом 5 мм у всі сторони «обрізані» по контуру тіла пацієнта. Також може бути оконтурено ложе пухлини для подальшого додаткового опромінення (бусту). В якості органів ризику при локалізації МЗ виступають: серце, права та ліва легені, стравохід, спинний мозок, контралатеральна МЗ, щитоподібна залоза, печінка. Шляхом додавання до спинного мозку 5 мм у всі сторони створюється PRV структура (Planning Risk Volume) [4]. Далі лікар створює припис у якому записані разова доза за фракцію та кількість фракцій (сеансів) опромінення та передає план медичному фізику на планування.

Створення додаткових структур. Для потреб планування фізиком можуть створюватись додаткові структури, напр. кільцеві структури навколо PTV (рінги) та ін. Вони є скоріше логічними, ніж анатомічними, їх основна задача полягає у допомозі оптимізатору СППТ досягти бажаного дозового розподілу. СППТ Monaco розроблена таким чином, що не потребує використання додаткових структур. Але не рекомендується проводити інверсну оптимізацію мішені в області build-up, тому для оцінки гістограми доза-об'єм та нормування потрібно створити додаткову структуру PTV Plan (назвати можна будь-як), що являтиме собою трохи обрізану PTV з відступом від поверхні тіла всередину на 4-5 мм.

Планування. Задачею планування ПТ є визначення оптимальної послідовності роботи АДПТ, що під час опромінення створює всередині тіла пацієнта розподіл дози, який відповідає критеріям покриття мішені та при цьому не перевищує толерантність прилеглих тканин та органів (органів ризику). Оцінка покриття мішені проводиться для PTV Plan з використанням наступних критеріїв: Median dose= $D \pm 2\%$, де D – це приписана доза, $V_{95} \geq 98\%$ (V_x – це відсоток об'єму, що покритий дозою $x\%$ від D, тут відсоток об'єму мішені покритий дозою 95% від приписаної має бути $\geq 98\%$) при цьому, $V_{107} \leq 2\%$ [4]. Обмеження для органів ризику наведені у Таблиці 1. [5,6], (V_zGr – це відсоток об'єму структури або органу, що покритий дозою z Gr).

Таблиця 1. Рекомендовані обмеження доза-об'єм при опроміненні МЗ

Орган ризику	Обмеження доза-об'єм
Серце	$V25Gr \leq 10\%$; Mean dose ALARA
Іпсілатеральна легеня	$V20Gr \leq 32-35\%$;
Легені (обидві)	$V5Gr \leq 60\%$; $V20Gr \leq 20\%$
Контралатеральна МЗ	Mean dose ≤ 5 Гр; якщо вік <40 років, то Mean dose ≤ 1 Гр
Щитоподібна залоза	Median dose ≤ 45 Гр
Оточуюча тканина	Відсутність максимуму

Зазвичай планувальник досить легко виконує обмеження на органи ризику і подальша оптимізація направлена на зменшення ймовірності виникнення ускладнень у майбутньому та покращення якості життя пацієнта.

Для розрахунку VMAT плану використовується інверсне планування. Воно полягає у тому, що планувальником певним чином задається бажаний результат, а задачею плануючої системи є його досягнення. Потрібно задавати такі параметри, щоб план був досяжний і для СППТ і для прискорювача. Розрахунок у СППТ Monaco проходить у два етапи – на першому алгоритмом Pencil beam проводиться розрахунок флюєнса, що створює всередині тіла пацієнта розподіл дози, який відповідає цілям планування, а на другому отриманий флюєнс «переводиться» у реальні положення БПК, швидкість обертання гентрі АДПТ та потужність дози в кожний момент часу проведення процедури опромінення, розрахунок проводиться з використанням алгоритму Монте-Карло.

В результаті планування може бути розраховано декілька планів, що будуть дещо відрізнятися розподілом дози. Лікар обирає один із планів, що на його думку буде найкращим у конкретному випадку та затверджує його.

Перевірка плану. Після затвердження лікарем плану його розраховують на фантом. Тобто визначають, яким був би розподіл дози всередині фантома, якщо його опромінити даним планом. Після цього фантом із матрицею чутливих елементів (іонізаційних камер) всередині опромінюють на АДПТ. Далі вимірний 2D розподіл у площині камер матриці порівнюють із розрахованим за гамма-критерієм 3% 3 мм і при взаємовідповідності >95% точок план вважається таким, що пройшов перевірку, тобто лінійний прискорювач точно відтворює задану.

Лікування. Пацієнта позиціонують відносно фіксуєчих пристроїв, попередньо налаштованих рентген-лаборантом відповідно до записів у променевій карті перед кожним сеансом опромінення проводиться

процедура IGRT (image-guided radiotherapy) контролю положення пацієнта за допомогою системи XVI (X-ray volume imager), інтегрованої до АДПТ Elekta Synergy. Принцип її роботи полягає у отриманні kV КТ пацієнта кінчним пучком безпосередньо перед процедурою доставки дози, далі проводиться суміщення топометричного та отриманого КТ і визначаються зсуви терапевтичного столу, що забезпечать максимальне їх співпадіння, проводиться корекція положення пацієнта відносно поля опромінення. Після цього проходить процедура опромінення.

Рак МЗ є дуже частим захворюванням, лікування якого потребує комплексного підходу, роль в якому променевої терапії поступово зростає. Розробка новітніх технік опромінення призвела до значного покращення конформності дози, зменшення дози на критичні органи і, як наслідок, покращення якості життя пацієнтів. Але також значно зросла роль висококваліфікованого персоналу та технічного забезпечення у проведенні передпроменевої підготовки, самих процедур опромінення та контролю якості.

1. Колеснік О.О., Федоренко З.П. та ін. Бюлетень національного канцер-реєстру України. – 2018 – №19. – С. 9.
2. William J. Gradishar et al., Breast Cancer, Version 1.2017 Featured Updates to the NCCN Guidelines // J Natl Compr Canc Netw 2017;15:433-451
3. М ТЕОН et al. Volumetric modulated arc therapy: a review of current literature and clinical use in practice // The British Journal of Radiology, 84(2011), 967–996
4. Prescribing, recording, and reporting photon-beam IMRT // Journal of the ICRU Vol 10 No 1 (2010) Report 83, Oxford University Press
5. Sonali Rudra et al. Effect of RTOG breast/chest wall guidelines on dose-volume histogram parameters // J Appl Clin Med Phys. ; 15(2): 4547.
6. Marilyn Stovall et al., Dose to the Contralateral Breast from Radiation Therapy and Risk of Second Primary Breast Cancer in the WECARE Study // Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2008 November 15; 72(4): 1021–1030. doi:10.1016/j.ijrobp.2008.02.040.

Properties of the Gemcitabine molecule: numerical calculation of an electronic structure and analysis of the absorption spectrum

Diana Yaroshinska, Iryna Pundyk

Taras Shevchenko National University of Kyiv, Faculty of Physics

The introduction into clinical practice the new chemotherapeutic agents, [1] with a higher clinical activity and lower toxicity can improve the result of chemotherapy. One of the agents is Gemcitabine, [2]. Methods for the creation of magnetically controlled carriers of oncological drugs for the purpose of local chemotherapy are being developed.

The detailed analysis of an *electronic structure of Gemcitabine is important for implementation monitoring its subsequent deposition* on the modified magnetic component. Measurements of the absorption spectra of aqueous solutions of Gemcitabine were carried out with spectrophotometer UV-Vis – near-infrared bands «UNICO SpectroQuest 4802» (UnitedProducts&Instruments, Inc., the USA) with interval of 1 nm.

Main configuration	Types of transitions	Force of the oscillator	λ, nm
HOMO-2 LUMO	$\pi \rightarrow \pi$	0,7921	223,49
HOMO–LUMO	$\pi \rightarrow \pi$	0,1540	301.36
HOMO-1–LUMO	$\pi \rightarrow \pi$	0,0522	221.97

Figure 2 shows the spectrum of optical absorption of aqueous solutions of Gemcitabine different concentrations (0,02 $\mu\text{g/ml}$ - 0,08 $\mu\text{g/ml}$).

The edge of the optical absorption is in NUV range. In the visible range, the aqueous solutions of Gemcitabine are transparent.

To explain the nature of the absorption peaks, quantum-chemical calculations of the electronic transitions of Gemcitabine molecule were used. Scheme of energy levels HOMO–LUMO is shown below.

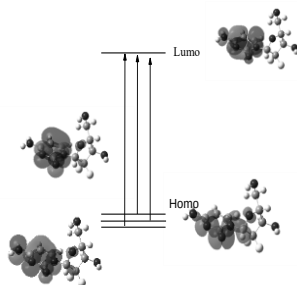


Figure 1 Scheme of energy levels HOMO–LUMO of Gemcitabine molecule and the most likely electronic transitions were calculated by ZINDO method.

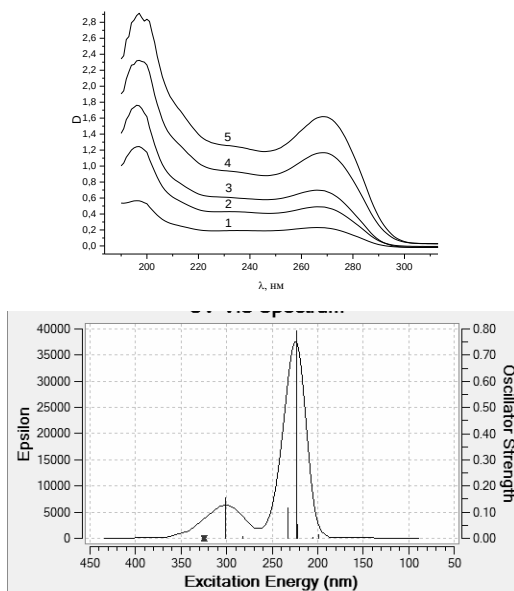


Figure 2 The spectrum of optical absorption of aqueous solutions of Gemcitabine different concentrations: 0,02 $\mu\text{g/ml}$ (1), 0,03 $\mu\text{g/ml}$ (2), 0,04 $\mu\text{g/ml}$ (3), 0,06 $\mu\text{g/ml}$ (4) та 0,08 $\mu\text{g/ml}$ (5). There is also presented the spectrum of optical absorption of aqueous solutions of Gemcitabine were calculated with *Gaussian09* program.

As shown by the calculations (figure 2), the absorption peak with a maximum at a wavelength $\lambda = 268\text{nm}$ corresponds to an electronic transition $\pi \rightarrow \pi^*$

in the electronic subsystem, [3] which is located on the ring of the molecule of Gemcitabine.

References

1. Gemcitabine and glioblastoma: challenges and current perspectives: Chiara Bastiancich Q1 1,3 , Guillaume Bastiat1 and Frederic Lagarce1
2. Manegold C., Zatloucal P., Krejcy K. et al. (2002) Gemcitabine in non-small cell lung cancer (NSCLC). Invest. New Drugs, 18(1) : 29-42.
3. Micellar nanoparticles loaded with gemcitabine and doxorubicin showed synergistic effect :Dechun Liu*, Yanbin Chen, Xiaoshan Feng, Miao Deng, Gangqiang Xie, Jianguang Wang, Like Zhang, Qipeng Liu, Pengfei Yuan

Scatter reduction in X-ray imaging

Danyk A.Y., Sudakov O. O., Radchenko S. P.

National Taras Shevchenko University of Kyiv, Faculty of Radiophysics,
Electronics and Computer Systems, 4G Glushkova avenue, Kyiv, Ukraine,
e-mail: AntonDanik@gmail.com, sudakov.oleksandr@gmail.com,
spr@univ.kiev.ua

Abstract: Two scattered radiation suppression techniques are compared: air gap and anti-scatter grid. Simplicity and efficiency of the air gap technique are contrast to scanner size increasing.

Introduction

X-ray imaging is a widely used introsopic method that is grounded on the simple idea – to capture the object's shadow obtained in “high-energy light” (~100 keV photons). Schematically (fig.1), x-ray scanner can be represented as follow:

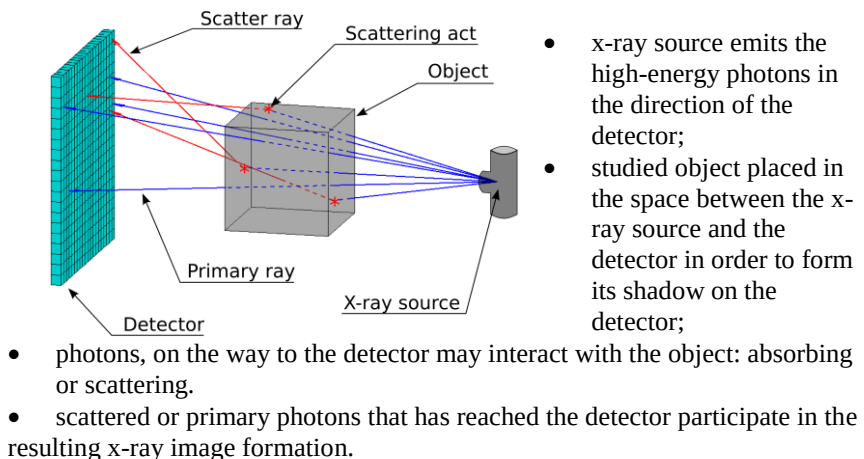


Figure 1 X-ray scanner scheme

Scattered radiation is mostly non-collinear to the primary, has low contrast and its presence on the detector plane leads to the corruption of the resulting x-ray image of the inner object's structure.

Scattered radiation suppression

There are two effective techniques of scattered radiation suppression [1]: anti-scatter grid and “air gap”. Both of them is aimed to suppress the scattered radiation before it reaches the detector, but the way how they do it and “side effects” are different.

Anti-scatter grid is a metal plates raster oriented to the x-ray source focal spot in such way, that primary radiation mainly passes though the plates when

non-collinear to the primary part of the scattered radiation is absorbed by the plates. Great suppression of the scattered radiation here is caused by thick enough plates that in the same time causing primary radiation suppression too that is compensated by radiation dose increasing.

“Air gapping” technique proposes to increase the space between the object and the detector in order to skip some part of the scattered radiation. Its working principle may be simply described by the fact that focal spot of the scatter radiation is always closer to the detector plane than focal spot of the x-ray source is.

Testing

To compare the efficiency of both mentioned techniques, series of Monte-Carlo simulations have been provided using Gate software [2] on the computing cluster of National Taras Shevchenko University. Simulations were performed using 10 000 000 photons on each simulation with taking into account Photo-effect, Brehmsstrahlung, Compton and Rayleigh scattering. Phantoms and scanner configuration are same as in our previous work [3].

Conclusions

Large enough air gap filters scattered radiation as good as high-quality anti-scatter grid. In the same time the air gap method is deprived of the most anti-scatter grid disadvantages. There is no primary radiation suppression, and thus a dose is lower. There is no anti-scatter grid image presented on the resulting X-ray image. There is no need in precise collimation or expenditure on anti-scatter grid (cheaper). But all this costs the size of the scanner.

References

1. R  hnschopf, E. P., Klingenberg, K. (2011). A general framework and review of scatter correction methods in cone-beam CT. Part 1. Scatter compensation approaches. *Med. Phys.*, 38(7), 4296–4311. <https://doi.org/10.1118/1.3633894>
2. Jan, S., Santin, G., Strul, D., Staelens, S., Assi  , K., Autret, D., ... Morel, C. (2004). GATE - Geant4 Application for Tomographic Emission: a simulation toolkit for PET and SPECT. *Physics in Medicine and Biology*, 49(19), 4543–4561. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/49/19/007>
3. Danyk, A.Y., Radchenko, S., Sudakov, O.O. (2017). Optimization of grid-less scattering compensation in X-ray imaging: Simulation study. 2017 IEEE 37th International Conference on Electronics and Nanotechnology (ELNANO), 316-320. <https://doi.org/10.1109/ELNANO.2017.7939770>

Зміни структурно-функціональних параметрів актоміозину за умов окисної модифікації при дії ультразвуку

Кременецька К.О.^{1,2}, Нурищенко Н.С.²

Київський національний університет імені Тараса Шевченка,

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

² Навчально-науковий центр "Інститут біології та медицини"

Згідно з існуючими уявленнями, в основі патогенезу багатьох порушень м'язів лежить запалення, яке призводить до зміни функціонування м'язів і порушення їх рухливості. На сьогодні накопичена велика кількість даних, які стосуються вивчення механізмів перекисного окиснення ліпідів, його ролі в діяльності клітин за умов фізіологічної норми і в патогенезі захворювань. Разом з тим, з кожним роком зростає кількість наукової інформації про те, що активні форми кисню можуть викликати окисне руйнування і модифікацію не тільки ліпідів, але і білків. В літературі існують лише окремі роботи щодо впливу ультразвуку (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 проведених досліджень.

Було з'ясовано вплив УЗ на окисно-модифікований білковий комплекс. Актomioзин (АМ), виділяли із скелетних м'язів кроля. Окисну модифікацію білків методом окиснення проводили за методом Дубініної з нашими модифікаціями. Для оцінки функціонального стану актоміозину при окисній модифікації та під впливом УЗ різних режимів ми досліджували АТФазну активність. Було встановлено, що при окисній модифікації відбувалось значне підвищення АТФазної активності актоміозину відносно контролю (рис. 1, А, Б). При цьому на 70,2 % ($P<0,05$) підвищувалась Mg^{2+}, Ca^{2+} -АТФазна активність скелетних м'язів та на 18 % ($P<0,05$) K^{+} -АТФазна активність (рис. 1, А).

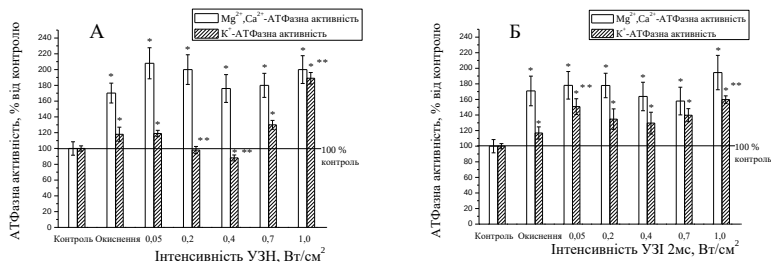


Рис. 1. Mg^{2+}, Ca^{2+} -АТФазна та K^{+} -АТФазна активність окисненого актоміозину скелетних м'язів кроля за дії неперервного ультразвуку (А)

та імпульсного ультразвуку 2 мс (Б) різних інтенсивностей, ($M \pm m$, $n=8$);

*—достовірна різниця відносно контролю при $P < 0,05$;

**—достовірна різниця відносно окисненого актоміозину при $P < 0,05$.

Якщо аналізувати вплив УЗН на Mg^{2+}, Ca^{2+} -АТФази окисненого АМ, то видно, що ультразвук всіх застосованих інтенсивностей не викликав статистично достовірних змін. K^+ -АТФаза активність за дії УЗН з інтенсивністю 0,05 та 0,7 Вт/см² відносно окисненого актоміозину не змінювалась. Під впливом УЗН з інтенсивністю 0,2 та 0,4 Вт/см² K^+ -АТФаза активність зменшувалась на 20 % ($P < 0,05$) та 30 % ($P < 0,05$), відповідно, але зростала на 71 % ($P < 0,05$) при 1,0 Вт/см² відносно окисненого актоміозину.

При застосуванні УЗІ 2мс, як і для неперервного ультразвуку, активність Mg^{2+}, Ca^{2+} -АТФази (рис. 1, Б) не відрізнялась достовірно від значення, характерного для окисненого актоміозину. Крім того, величини показника не відрізнялись між собою при застосуванні різних інтенсивностей УЗІ 2мс. Для K^+ -АТФази за дії УЗІ 2мс спостерігалось підвищення активності для інтенсивностей 0,05 та 1,0 Вт/см² на 34 % ($P < 0,05$) та 43 % ($P < 0,05$), відповідно, відносно окиснення. Тоді як для інтенсивностей 0,2, 0,4 та 0,7 Вт/см² показники не відрізнялись, як між собою, так і з показником для окисненого АМ. Вплив УЗ на K^+ -АТФазу активність потребує подальших досліджень, а на даному етапі може бути пояснений тим, що структура АМ, в якій він проявляє цю активність, є більш чутливою до дії УЗ і менш чутливою до дії вільних радикалів.

При дослідженні реакції суперпреципітації (СПП) окисненого білкового комплексу було виявлено значне підвищення величини СПП ($D_{max} - D_0$) ($0,164 \pm 0,002$) відн.од. відносно контролю – нативного АМ (рис. 2, А, Б), де ця величина складала ($0,147 \pm 0,002$) відн.од.

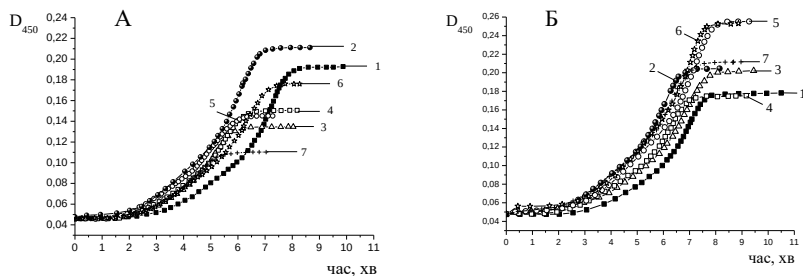


Рис. 2. Типові кінетичні криві реакції суперпреципітації актоміозину при окисній модифікації та під впливом неперервного ультразвуку (А) та імпульсного ультразвуку 2 мс (Б) різних інтенсивностей: 1 – нативний

актоміозин, контроль СПП; 2 – окиснений актоміозин; 3 – УЗН 0,05 Вт/см²; 4 – УЗН 0,2 Вт/см²; 5 – УЗН 0,4 Вт/см²; 6 – УЗН 0,7 Вт/см²; 7 – УЗН 1,0 Вт/см² (n = 7).

Застосування УЗН (рис. 2, А) в усіх випадках супроводжувалось вірогідним зниженням величини СПП окисненого актоміозину, відносно нативного білкового комплексу. Ультразвук з інтенсивністю 0,05 Вт/см² пригнічував процес СПП, величина СПП була зниженою (0,089±0,003) відн.од., відносно нативного актоміозину. Дія ультразвуку з інтенсивностями 0,2 і 0,4 Вт/см² була подібною, зменшені величини СПП становили (0,105±0,001) та (0,100±0,002) відн.од., відповідно. УЗ з інтенсивністю 0,7 Вт/см² найменше впливав на величину СПП (0,130±0,001) відн.од. В той час, як максимальне пригнічення процесу СПП спостерігалось за дії УЗ 1,0 Вт/см² (0,064±0,003) відн.од.

При вивченні дії імпульсного УЗ 2 мс на СПП актоміозину при окисній модифікації (рис. 2, Б) було встановлено, що величини СПП для всіх інтенсивностей, крім застосування УЗІ з інтенсивністю 0,2 Вт/см², були вірогідно більшими відносно контролю. УЗ з інтенсивністю 0,05 Вт/см² підвищував величину СПП (0,155±0,001) відн.од. відносно нативного актоміозину (0,147±0,002) відн.од. При застосуванні інтенсивності УЗ 0,2 Вт/см² величина СПП зменшувалась від контролю і становила (0,131±0,002) відн.од. У разі дії УЗ з інтенсивністю 1,0 Вт/см² величина СПП зростала і дорівнювала (0,164±0,001) відн.од. Ультразвук з інтенсивностями 0,4 та 0,7 Вт/см² викликав збільшення величин СПП порівняно з контролем і всіма іншими застосованими інтенсивностями (0,208±0,003) та (0,206±0,002) відн.од., відповідно.

Таким чином, АТФазна активність за умови окиснення збільшувалась порівняно з нативним актоміозином. Ультразвук як неперервного так і імпульсного режимів не впливав на Mg²⁺, Ca²⁺-АТФазну активність окисненого актоміозину, але змінював K⁺-АТФазну активність, в залежності від інтенсивності ультразвукового сигналу. При окисненні максимальний вплив на величину реакції суперпреципітації спричиняв неперервний ультразвук з інтенсивністю 1,0 Вт/см² та імпульсний ультразвук з інтенсивностями 0,4 та 0,7 Вт/см².

Математична модель прогнозування виникнення ураження нирок у хворих на подагру з ожирінням

Сміян С.І., Франчук М.В., Франчук В.О.

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

Актуальність. На сьогоднішній день, окрім точної діагностики та ефективного лікування подагричної нефропатії у хворих з ожирінням, постало питання у прогнозуванні розвитку ураження нирок. Іншими словами з якою вірогідністю може виникнути в майбутньому подагрична нефропатія в даної когорти хворих. Для вирішення завдань такої складності застосовують нейронні мережі або «штучний інтелект», що і було запропоновано в послідовному [1, 2, 3, 4].

Матеріали і методи. Проведено одноцентрове когортне ретроспективне дослідження, що включало 117 хворих на подагричний артрит, які перебували на плановому стаціонарному лікуванні в ревматологічному відділенні Тернопільської університетської лікарні упродовж 2015 - 2018 років.

Результати та обговорення. Для побудови математичної моделі прогнозування ураження нирок у хворих на подагру з ожирінням, в якості вхідної інформації потрібно обрати показники, котрі найбільше впливають на формування подагричної нефропатії у даної когорти хворих. До них відноситься: сечова кислота в крові, сечова кислота в сечі, рівень мікроальбумінурії, $\alpha 1$ -мікроглобулінурії, холестеролу, тригліцеролів, ліпопротеїдів низької щільності, супутня гіпертонічна хвороба, цукровий діабет, кількість уражених суглобів та тривалість захворювання. Враховуючи, що визначити рівень мікроальбумінурії та $\alpha 1$ -мікроглобулінурії не є легким завданням, оскільки більшість лабораторій не проводять дане обстеження, а також мікропротеїнурія є прямою ознакою ураження нирок, беручи до уваги фактор первинної медико - санітарної ланки (можливість спрогнозувати ураження нирок маючи мінімальну кількість доступних показників) – вирішено виключити значення мікробілків в сечі для вхідного вектора нейронної мережі. Тоді ймовірність наявності подагричної нефропатії визначається за формулою:

$$P(I) = \frac{1}{1+e^{-5 D \cdot W}}, \text{ де}$$

$P(I)$ – Probability (III), ймовірність наявності подагричної нефропатії у хворого. Приймає значення від 0 до 1. 0 – абсолютно точно (100 %) здоровий пацієнт, 1 – абсолютно точно (100 %) хворий пацієнт;

W – weight, вектор ваг синаптичних дуг штучного нейрону;

D – data, дані хворого, відмасштабовані на інтервал 0 - 1, таким чином, що мінімально можливому значенню відповідав 0, а максимально можливому – 1;

e – Число Ейлера.

Висновок. Отже, маючи вхідні дані (сечова кислота в крові, сечова кислота в сечі, значення холестеролу, тригліцеролів, ліпопротеїдів низької щільності, наявність супутньої гіпертонічної хвороби, цукрового діабету, кількість уражених суглобів та тривалість захворювання) можна легко спрогнозувати можливість ураження нирок у хворих на подагру з ожирінням використавши запропоновану формулу.

Список використаної літератури

1. История возникновения нейронных сетей. *Neuronos.com*. веб-сайт. URL: <https://neuronos.com/history/5-istoriya-nejronnykh-setej.html> (дата звернення 16.05.2018).
2. Краткий курс машинного обучения или как создать нейронную сеть для решения скоринг задачи. *Habr*. веб-сайт. URL: <https://habr.com/post/340792/> (дата звернення 16.05.2018).
3. Нейросети. *Блог DTI Algorithmic*. веб-сайт. URL: <https://blog.dti.team/nejroseti/> (дата звернення 16.05.2018).
4. Нейронные сети в медицине. *Открытые системы*. веб-сайт. URL: <https://www.osp.ru/os/1997/04/179201/> (дата звернення 16.05.2018).

**Особливості вимірювання геометричних розмірів біологічних
об'єктів методом рентгенівського стерео курсору**

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

1) ТОВ «Науково-виробниче об'єднання «Телеоптика»

2) Національний Авіаційний Університет, м. Київ

Формування 3D і 4D (рухомих) рентгенівських зображень органів, що досліджуються визначає сьогодинішнє обличчя медичної діагностики. Збільшення кількості томографічних 3D обстежень пацієнтів обумовлено вищою діагностичною цінністю таких методів. Але платою за це є багаторазового зростання дозового навантаження на пацієнта. Так за даними Національної служби охорони здоров'я Великобританії збільшення томографічних обстежень з 1996 р. по 2017 р. (22 роки) склало 494 % [1]. Однією з причин значного збільшення дозового навантаження на пацієнтів є відсутність або крайня нерозвиненість проміжних систем формування 3D і 4D (рухомих) рентгенівських зображень, які мають більш достовірну і об'ємну діагностичну інформацію ніж звичайна 2D проєкційна рентгенографія і значно менші навантаження на пацієнта ніж при комп'ютерній томографії. Даними методами є стереорентгенографія і томосинтез. Основним недоліком рентгенівських стереотелевізійних систем на даний момент є відсутність опрацьованого методу проведення геометричних вимірювань розмірів досліджуваних об'єктів. Тому далі у статті буде розглядатися метод стереорентгенографії із використанням стерео курсору.

Мінімальна доза досягається за рахунок необхідності виконання тільки двох рентгенівських знімків органу із різних точок в просторі [3]. Кожен отриманий знімок є тіньювою проєкцією з відмінним від іншого, парного з ним знімку, центром проєкції (рис. 1).

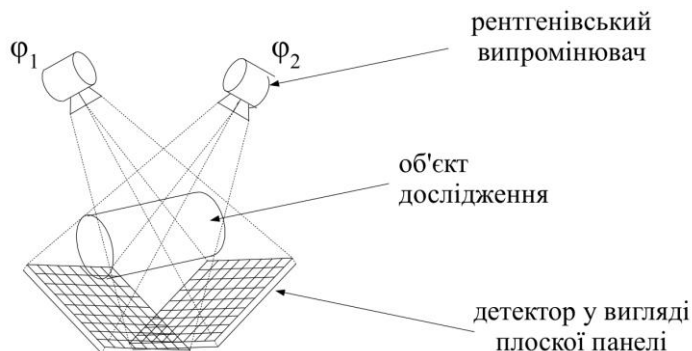


Рис. 1. Отримання рентгенівських зображень під різним кутом обстеження для формування стереоефекту.

Формування об'ємності зображення базується на застосування стереоефекту, коли для кожного ока лікаря відображається тільки одне із зображень стереопари.

Вимірювання можна проводити по кожному знімку стереопари окремо, тобто монокулярно, або розглядати знімки спільно, тобто стереоскопічно. Стереоскопічні засоби забезпечують більшу точність визначення координат вимірюваних точок [4]. Найбільш широке застосування в фотограметрії знайшли методи використання способу стереографічного тривимірного курсору.

Сутність цього способу полягає в тому, що на кожен із знімків стереопари, накладають дві однакові по формі і розміру вимірювальні курсори. Під час стереоскопічного перегляду знімків окрім стереомоделі органу оператор спостерігає і синтезоване зображення вимірювального стереокурсору у об'ємі перед екраном монітору. Це відбувається на основі того, що два курсори сприймаються зором як один стереографічний курсор, що розміщено в просторі стереомоделі.

Через відомі положення рентгенівського випромінювача, детектора та положення курсору на кожному із зображень стереопари ми розраховували формули знаходження координат об'єкту у реальному просторі для шуканих точок досліджуваного об'єкту. Через визначені координати точок відбувається розрахунок розмірів органу або його патології.

Похибка вимірювання між дрібними і контрастними об'єктами складала лише 1,8% [5, 6]. Але у випадку експериментальних досліджень щодо визначення похибок вимірювання на тестових анатомічних об'єктах відносна похибка вимірювання визначається на рівні до 10% в залежності форми вимірюваного органу.

У використовуваному рентгенівському анатомічному тестовому фантомі (рис. 2) використано кістки тварин, що залиті парафіном.

2. NCRP Report No. 160 "Ionizing Radiation Exposure of the Population of the United States" Режим доступа: http://www.ncrponline.org/PDFs/2012/DAS_DDM2_Athens_4-2012.pdf
3. Валуc Н. А. Стереоскопия. — М.: Издательство академии наук СССР, 1962. — 370 с.
4. Бруевич П. Н. Фотограмметрия. — М.: Недра, 1990. — 285 с.
5. Miroshnychenko S.I., Nevhasymyу A.A., Volkov E.V. Dose rates and geometrical measuring accuracy for stereo X-ray imaging and computed tomography. // III International Workshop "Medical physics – the current status, problems, the way of development. Innovation technologies": workshop proceedings. – К. : Modern printed technologies "Bavok", 2012. – p. 132-134.
6. Miroshnychenko S.I. 3D stereo algorithm for X-Ray units. / // / S.I. Miroshnychenko, E.V. Volkov // 2014 IEEE XXXIIIV International Scientific Conference Electronics and nanotechnology, April 15-18, 2014, Kyiv, Ukraine: abstracts. – Kiyv. – 2014. – P. 128-130.

Рентгенівська денситометрія за допомогою цифрового томосинтезу

В.О. Вишнева^{1,*}, С.П. Сенчуров², О.В. Мотолига², С.І. Мірошніченко²,
А.О. Невгасимий²

¹*Київський національний університет імені Тараса Шевченка, фізичний факультет, пр-т академіка Глушкова 4, Київ, Україна, 01601,*

+380 44 526 86 77; vikavishneva@ukr.net

²*НВО Телеоптик*

Abstract. У роботі теоретично та експериментально продемонстровано можливість оцінити мінеральний вміст кальцію в кістках за допомогою цифрового рентгенівського томосинтезу. Виявлено залежність оцінки мінерального вмісту від методу реконструкції.

Ключові слова. Двоенергетична рентгенівська абсорбціометрія, остеопороз, томосинтез, мінеральний вміст.

По мірі старіння населення Землі остеопороз стає все більш поширеним діагнозом. Діагностику проводять, вимірюючи вміст мінеральної речовини в кістках. Для цього застосовують дві методики — двоенергетичну рентгенівську абсорбціометрію [1] та кількісну комп'ютерну томографію. Це дослідження присвячене перевірці можливості використання цифрового рентгенівського томосинтезу для тієї ж мети.

Постановка задачі: перевірити можливість використання рентгенівського томосинтезу для денситометрії кісток.

Обладнання та матеріали: реальний та аналогічний йому віртуальний фантоми з розчинами хлориду кальцію різної концентрації, установка з цифровим рентгенівським томосинтезом Phoenix Ray виробництва НВО Телеоптик [2], ПЗ для моделювання взаємодії рентгенівського випромінювання з речовиною (ImaSim [3]).

Для експериментальної перевірки можливості застосування томосинтезу для денситометрії виконаний томосинтез модельного фантому трубчастої кістки з губчастою серединою при різних анодних напругах, у кюветі з водою та без кювети (рис. 1). Фантом складається із трьох коаксіальних циліндрів різної концентрації хлориду кальцію. Коаксіальні циліндри виготовлені зі поліпропіленових трубок різного діаметру. Фантом поміщався у циліндричну кювету діаметром 12 см з водою, яка імітувала м'які тканини людської кінцівки. Масова концентрація розчинів хлориду кальцію між циліндрами складала відповідно 16,7%, 23,1%, 39,4%. Для реконструкції отримували серії з 114 рентгенівських проекцій при таких значеннях анодної напруги та струму: 70 кВ (40 мА), 90 кВ (40 мА), 110 кВ (30 мА) розміром 1472x1228 пікселів (430x360 мм).

За допомогою програмного пакета ImaSim проведене чисельне моделювання поглинання рентгенівського випромінювання фантомом. Для цього потрібно знати, як залежить коефіцієнт послаблення рентгенівського випромінювання від концентрації хлориду кальцію та від енергії рентгенівських квантів. Тому була розрахована масова густина розчину хлориду кальцію від його концентрації виходячи з таблиць. Густина використаних в експерименті розчинів концентраціями 16,7%, 23,1% та 39,4% становить 1,14 г/мл, 1,2 г/мл та 1,4 г/мл відповідно. Розрахунок залежності коефіцієнту поглинання від енергії випромінювання виконаний за допомогою відповідної бази даних National Institute of Standards and Technology — NIST [4]. У програмному забезпеченні ImaSim створено два віртуальних фантими: без води та з водою. Моделювання виконане для анодних напруг 110 кВ, 90 кВ та 70 кВ і відповідних струмів. Було розраховано розподіл інтенсивності рентгенівського сигналу по приймачеві для 114 проекцій кожного фантому під тими ж кутами, що і реальні проекції, таким ж анодними напругами і за наявності/відсутності кювети з водою — всього 684 проекції розміром 1466x1228 пікселів (430x360 мм)

Виміряні та змодельовані набори проекцій були використані для реконструкції тривимірної структури об'єктів у вигляді зрізів, паралельних до площини приймача. Реконструкція була також була виконана різними алгоритмами. З реконструйованих зрізів за допомогою програмного пакета аналізу медичних зображень ImageJ [5] отримали поперечні профілі розподілу електронної густини у фантомі.

Грунтуючись на отриманих візуалізаціях зрізів для різних фантомів отримали залежності яскравості, яка пропорційна коефіцієнту послаблення рентгенівського випромінювання) від концентрації хлориду кальцію в діаметральній площині фантому.

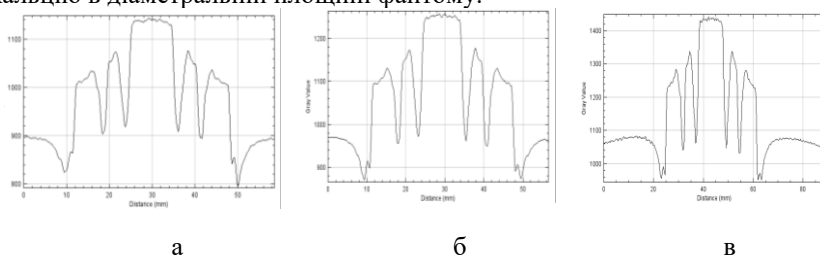


Рис. 2. Залежності яскравості від концентрації CaCl_2 у діаметральній площині зрізу для віртуального фантому, що вміщений до кювети з водою: при 110 кВ (а), 90 кВ (б), 70 кВ (в)

За цими даними апроксимували прямими лініями залежності рівня яскравості від концентрації хлориду кальцію для різних напруг рентгенівської трубки, як це показано на рис. 3.

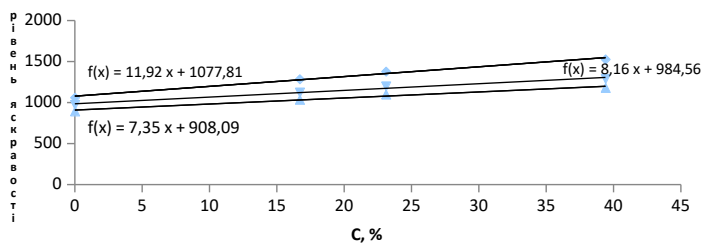


Рис. 3. Апроксимація залежності рівня яскравості від концентрації хлориду кальцію при різних напругах для фантому кістки у кюветі з водою.

Висновки. У роботі теоретично та експериментально продемонстровано можливість оцінити мінеральний вміст кальцію в кістках людини за допомогою цифрового рентгенівського томосинтезу.

Томосинтез дозволяє вимірювати мінеральний вміст в г/см^3 подібно до кількісної томографії, на відміну від двоенергетичної рентгенівської абсорбціометрії, де мінеральний вміст можна виміряти лише в г/см^2 .

Одержані значення оцінки мінерального вмісту варіюються залежно від алгоритму реконструкції. Автори вважають, що найбільш достовірні результати можна отримати шляхом певної комбінації результатів реконструкції різними алгоритмами.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. IAEA. Dual energy X-ray absorptometry fo bone mineral density and body composition assessment / Vienna, Austria: 14–16 May 2007, P.-1-115.
2. Miroshnychenko S.I., Nevhasymy A.A., Senchurov S.P., Motolyga O.V. The Implementation of the Digital Tomosynthesis Mode into the Radiological Table Modality/-2014-P.345-347.
3. Guillaume Landry. ImaSim, a Simulation Software Package for the Teaching of Medical X-Ray Imaging./-2009-P.1-76.
4. Режим доступу: <https://physics.nist.gov/cgi-bin/Xcom/xcom2/>
5. Режим доступу: <https://imagej.nih.gov/ij/>

Using theoretical modeling for medical device innovation: material considerations

Bokotey O.V., Slivka A.G.

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

Theoretical modeling and analysis of physical properties of solids are active research areas and thus, its development is important for improved diagnosis and treatments. Such nonlinear optical material as $\text{Hg}_3\text{Se}_2\text{Br}_2$ have a number of applications like optical switching, light modulation, frequency conversion and optical memory storage [1-3]. This material capable of generating the second harmonic frequency, play an important role in the domain of photonics and optoelectronics. Crystals under investigation are expected to contribute in the development of nanophysics and personalized medicine for health monitoring and prevention. The theoretical technique developed in this paper to useful for theoretical description of the optical properties of materials. This investigation gives fundamental information, data and experiences for further studies.

In this paper, we present and analyze a tight-binding model for calculation of refractive parameters of $\text{Hg}_3\text{Se}_2\text{Br}_2$. The refractive index evaluation is of considerable importance for applications in integrated optic devices, where materials refractive index is the key parameter for device design. A full set of analytical expressions are obtained for studies on the optical and dielectric properties of the crystal under investigation. The tight-binding point of view offers directly a way to describe localized charges since each of the orbitals in which the electronic states are expanded is associated with a particular atom. It should be noted that, in our current analysis, we are assuming that all matrix elements between the bonding and anti-bonding states are neglected [4]. As the result, one can obtain the diagonal matrix elements, which correspond to Wannier energy levels, as well as matrix elements between the bonding states, responsible for splitting of these levels in bands.

The approach becomes particularly useful when it is simplified by including only nearest-neighbor couplings and using universal parameters. Occupied energy levels with the largest energy define the properties of compounds. Valence electrons determine the optical properties of solids as the energy interval of their excited electronic states are located in the optical range. The predicted optical parameters have been calculated from their molecular properties using the generalized single-oscillator model. In a previous theoretical study [1] it was shown that Harrison's model allows calculating the refractive properties of solids. Moreover, it provides a new perspective on a macroscopic scale in materials for predicting of refractive index.

According to the special points method, any average of any property over the electronic energy band is replaced by the values at a single special wave number, the Baldereschi point k [1,4]. That wave number is chosen such that the first few sets of Fourier components of the band vanish, just as one would choose a point halfway to the Brillouin zone boundary in a one-dimensional crystal. The character of a chemical bond depends on a total energy of a crystal and on the sum of energy of all filled energy bands. As follows from the generalized single-oscillator theory, the interaction between orbitals of cation and anion is described by the energy:

$$E_k = \frac{E_s + E_p}{2} \pm \sqrt{\left(\frac{E_s - E_p}{2}\right)^2 + f(k)^2 V_{sp\sigma}^2}, \quad (1)$$

where $f(k)$ depending upon the relative phase and orientation of neighboring orbitals. Of principal importance is the role of the chemical bonding type. The covalent bond arises due to the significant degree of the hybridization and electro-negativity differences between the atoms. The further improvement of these calculations requires optimization for different interaction cases:

$$\begin{aligned} V_{sp\sigma} &= 1.42 \left(\frac{\hbar^2}{m d^2} \right), \quad V_{pp\sigma} = 2.22 \left(\frac{\hbar^2}{m d^2} \right), \\ V_{pp\pi} &= -0.63 \left(\frac{\hbar^2}{m d^2} \right), \end{aligned} \quad (2)$$

From the fundamental solid state physics aspects refractive parameters closely related to the electronic polarizability of ions and the local field inside the material. The cluster approximation based upon the special point is used for calculations of bond polarizabilities. It is necessary to calculate the coupling of each occupied band state to every empty state, evaluate the change in charge on every atom, and sum the contributions of the resulting perturbed electron density to obtain a dipole and the exact polarizability. The cluster consists of different states on each of the two neighbors. The bond polarizability calculates as:

$$\alpha = \gamma \frac{(1 - \alpha_p) \alpha_p \sigma^2 d^2}{(1 + \alpha_p) V_g}, \quad (3)$$

where α_p is polarity and defines as:

$$\alpha_p = \frac{V_g}{\sqrt{V_x^2 + V_g^2}}, \quad (4)$$

The dielectric properties of the crystals are determined by the energy bands of the p-type, which become degenerate at the Γ point. The dielectric susceptibility is the measure of the crystal recall on the electromagnetic field. The optical dielectric susceptibility is calculated as the sum of polarizabilities of each bond type by their number per unit volume.

The real part of the dielectric function can be derived from the imaginary part by the Kramers-Kronig relationship. The refractive index is estimated with the following relation:

$$n(\omega) = \left[\frac{\varepsilon_1(\omega)}{2} + \sqrt{\frac{\varepsilon_1^2(\omega) + \varepsilon_2^2(\omega)}{2}} \right]^{1/2} \quad (5)$$

where ε_1 and ε_2 are the real and imaginary components of the dielectric function, respectively. The refractive index in the case of low magnetic permeability values equals:

$$n = \sqrt{\varepsilon}, \quad (6)$$

The results obtained with the proposed analytical model are compared with corresponding analysis results for other crystals of corderoite family compounds [1-2]. The results indicate that the proposed model is accurate and closely resembles the finite element analysis. The availability of this model and its solutions can be helpful for medical devices and, in general, to investigate the application of optical material properties in the creation of medical imaging.

References:

- [1] O.V. Bokotey, Theoretical calculations of refractive properties for $\text{Hg}_3\text{Te}_2\text{Cl}_2$ crystals. *Nanoscale Res. Lett.* 2016, 11:251.
- [2] O.V. Bokotey, Pockels effect in the $\text{Hg}_3\text{S}_2\text{Cl}_2$ polymorphs. *Abstr. of International research and practice conference: Nanotechnology and Nanomaterials (NANO - 2016)*, Lviv, Ukraine, 24-27 August 2016, p.379.
- [3] Bokotey O.V. Investigation of gyrotropic properties for $\text{Hg}_3\text{X}_2\text{Cl}_2$ (X = Se, Te) crystals / O.V. Bokotey // *J. Alloys Compd.* – 2016. – V. 678. – p.444–447.
- [4] W.A. Harrison, Tight-binding theory of the dielectric susceptibilities and transverse charges of insulators. *Phys. Rev. B*, 2006, 74, 205101.

Interaction between fullerene and thiochrome

Sendiuk V.A.¹, Pavlenko E.L.¹, Dmytrenko O.P.¹, Kulish M.P.¹, Prostota Y.O.², Vovk A.I.², Kobzar O.L.², Kachkovsky O.D.²

¹ Taras Shevchenko National University of Kyiv, Faculty of Physics,
Department of physics of functional materials, 64/13 Volodymyrska str.,
01601 Kyiv, Ukraine; phone/fax: +38(044)-239-3333;

² Institute of Bioorganic Chemistry and Petrochemistry National Academy of
Sciences of Ukraine, 1, Murmanskaya str, 02660 Kyiv, Ukraine;
phone/fax: +38(044)558-53-88;
E-mail: volodymyrsendiuk@gmail.com

The composition of the molecules of B1 vitamins includes two heterocyclic rings - pyrimidine and thiazole, bound by a methylene group. In addition, the molecules of thiamine preparations contain a primary aromatic amino group. These common elements of the structure cause the general chemical properties of the preparations of this group. Thiamine preparations are readily oxidized in an alkaline medium to form thiochrome, which in UV light has a characteristic blue fluorescence that disappears upon acidification and reappears upon alkalization. This reaction is known as the thiochrome sample and is specific for thiamine group preparations. Oxidation is usually carried out with red blood salt, and thiochrome is extracted from the aqueous solution with butyl or isoamyl alcohol. The thiochrome sample is used for the qualitative and quantitative fluorometric analysis of vitamin B1 in medicinal preparations, plant raw materials and food products.

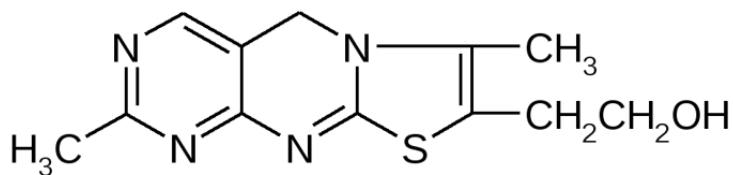


Fig.1. Structure of thiochrome

The UV-VIS spectrum of thiochrome illustrated on figure 2.

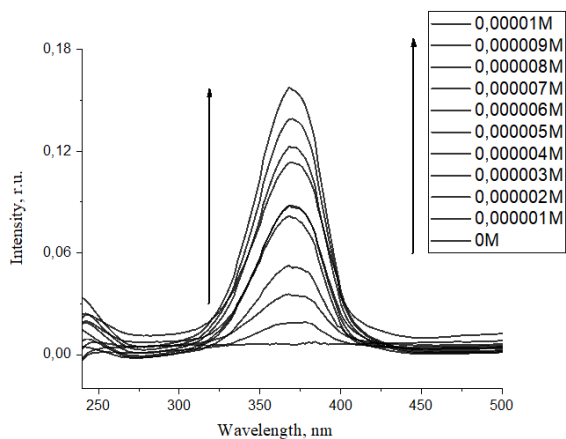


Fig.2. UV-VIS spectrum of thiochrome

On the luminescence spectra of thiochrome and thiochrome with fullerene, the thiochrome luminescence quenching. The ratio of maximum luminescence intensities for pure thiochrome and fullerene with thiochrome illustrated on figure 3.

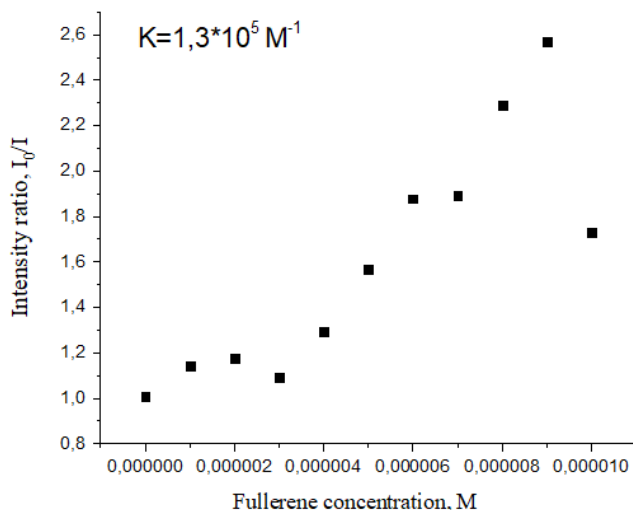


Fig.3. The ratio of maximum luminescence intensities for pure thiochrome and fullerene with thiochrome.

For this luminescence quenching Stern–Volmer constant is $1,3 \cdot 10^5 \text{ M}^{-1}$. This is typical for these compounds.

Key-words: fullerene, thiochrome, luminescence quenching.

Дослідження просторового фракціонування електронного та гамма-пучків за допомогою металевих мікродетекторів

Д.І. Сторожик¹, О.С. Ковальчук¹, В.М. Пугач¹, В.М. Міліція¹,
А.В. Чаус¹, В.О. Кива¹, Д.В. Рамазанов¹, М.І. Палій², О. Ю. Столярова²,
С.Я. Барсук³, А. Фаус-Гольф³, П'єр Луїс Андре Леперк³

¹ Інститут ядерних досліджень НАН України, Київ

² Інститут раку МОЗ України, Київ

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

Формування дозового поля опромінення в терапії ракових пухлин належить до основних елементів лікувального плану. Мета просторового фракціонування радіаційного опромінення полягає в забезпеченні мінімального дозового навантаження на здорові тканини при максимальній дозі в раковій пухлині.

На основі моделювання за методом Монте-Карло (GATE 8.2 / GEANT4) оптимізовано функціональні елементи формування міні-пучків електронів та гама-квантів, а також вимірювально-моніторингової системи [1]. Результати розрахунків для ефективного формування міні-пучків за критерієм відношення інтенсивності міні-пучків в отворі коліматора до її значення в проміжку між двома міні-пучками (PVDR-Peak-to-Valley-Dose-Ratio) порівнюються з експериментальними даними, виміряними на опромінюючій установці в Київському Інституті раку та на прискорювачі електронів PHIL (LAL, Орсе, Франція). Вимірювання виконані із використанням металевих та гібридних мікродетекторів [2]. Зокрема, металеві мікро-детектори (ММД), розроблені в ІЯД НАН України забезпечують найвищу радіаційну стійкість та вимір просторового розподілу інтенсивності опромінюючих пучків в реальному часі з високою просторовою роздільною здатністю (до кількох мікрон). Представлено конструкцію та перші результати тестування прототипу детекторизованого фантому, призначеного для дослідження розподілу дози на різних глибинах проникнення опромінюючих пучків. 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.

Роботи виконуються в рамках діяльності Міжнародної асоційованої лабораторії (LIA IDEATE, STCU Project P9903).

1. V. Pugatch, S. Brons, M. Campbell, O. Kovalchuk, X. Llopart, I. Martínez-Rovira, Ie. Momot, Y. Prezado, Yu. Sorokin, Characterization of

equipment for shaping and imaging hadron minibeam, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A 872 (2017) 119–125

2. Pugatch V., Campbell M., Chaus A. et al. Metal Micro-detector TimePix imaging synchrotron radiation beams at the ESRF Bio-Medical Beamline ID17 // Nuclear Instruments and Methods A. – 2012. – Vol. 682. – P. 8-11.

Методика обробки експериментальних даних при дослідженні епітаксіальних шарів біологічних об'єктів

Л.Ю.Вергун, Ю.Ф.Забашта, О.С.Свечнікова, С.Р. Бобровнік

Київський національний університет імені Тараса Шевченка, 01601,
м. Київ, вул. Володимирська 64/13, e-mail: verlen73@ukr.net

Дослідження структури і утворення епітаксіальних шарів є актуальним питанням біологічної інженерії [1]. Як відомо, епітаксією прийнято називати направлений ріст кристалів однієї речовини на підкладці іншої [див, напр. 2,3]. На даний час одним із завдань є створення моделі для дослідження орієнтації епітаксіального шару щодо поверхні підкладки [4]. В роботі запропоновано методику обробки експериментальних даних, отриманих за допомогою атомно-силового мікроскопу. Досліджувався епітаксіальний шар, що утворився при кристалізації 40% водного розчину глюкози на скляній підкладці. На рис.1 представлені зображення, отримані за допомогою атомно-силового мікроскопу «Integra» (а-скляна підкладка, б-скляна підкладка з затверділим 40% водним розчином глюкози).

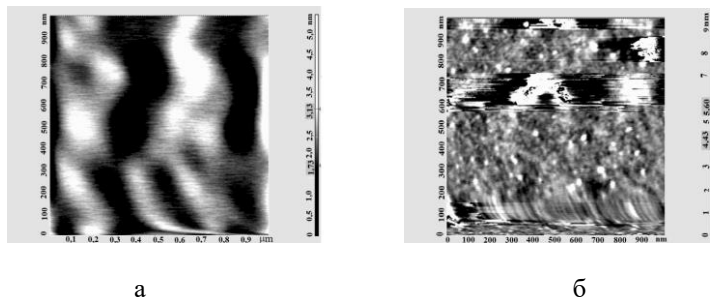


Рис.1.Зображення, отримані за допомогою атомно-силового мікроскопу «Integra» (а-скляна підкладка,б-скляна підкладка з затверділим 40% водним розчином глюкози).

Для виготовлення зразків використовувались скляні пластини, товщиною 1-1,2 мм (Microscope slides CAT.NO.7101) та рідинна система - 40% водний розчин глюкози (фармацевтична фірма «Дарниця» АУ 20217). Водний розчин глюкози з концентрацією 40% наносився на шліфовану скляну пластину та витримувався протягом 48 годин при температурі 293 К.

Суть запропонованої методики полягає в тому, що поверхня описувалась за допомогою традиційної континуальної моделі, згідно з

якою вертикальне зміщення точок поверхні від площини описувалось випадковим полем. Після обробки гістограм розподілу зміщень $N(Z)$ скляної підкладки та скляної підкладки з затверділим водним розчином 40% глюкози були отримані згладжені гістограми розподілу зміщень $n(Z)$.

На рис.2. наведені згладжені гістограми розподілу зміщень для скляної підкладки та скляної підкладки з затверділим розчином 40% водного розчину глюкози.

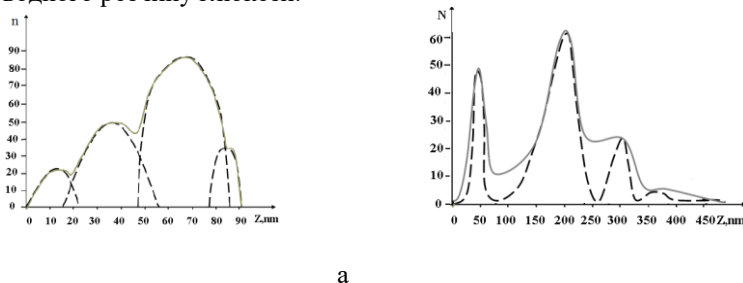


Рис.2.Згладжені гістограми розподілу зміщень $n(Z)$ для скляної підкладки (а) та скляної підкладки з затверділим розчином 40% водного розчину глюкози.

На основі наведених гістограм було запропоновано модель поверхневого шару об'єкту дослідження та молекулярний механізм його утворення. Цей механізм полягає в наступному. У випадку затвердіння 40% водного розчину глюкози система являє собою сукупність кластерів різних розмірів і окремих молекул. Кластери дифундують до підкладки (на рис.3 підкладка заштрихована) та осідають на ній, утворюючи епітаксціальний шар, який має виступи-ділянки з переважно горизонтальною поверхнею, що розділена западинами з практично вертикальними стінками та глибиною порідку товщини шару (рис.3) .

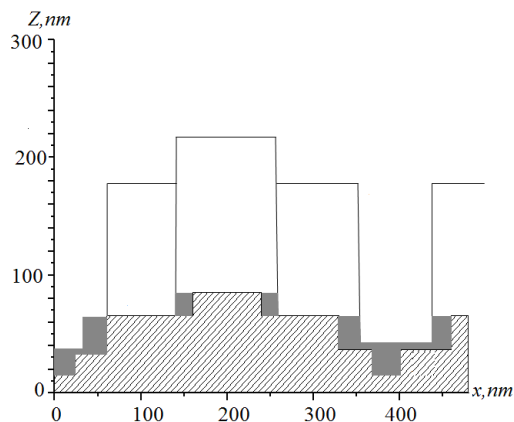


Рис. 3. Структура поверхневого шару системи «тверда підкладка – затверділий шар 40% водного розчину глюкози»

Список літератури

1. Thomas F. Kuech, Handbook of Crystal Growth.- Madison, USA.: Elsevier, 2015.-1382p.
2. Fontcuberta A. Morral I., Colombo C. Nucleation Mechanism of Gallium-assisted Molecular Beam Epitaxy Growth of Gallium Arsenide Nanowires // Applied Physics Letters.-2008.-92.-P.063112-063114.
3. Turbin P.V. Evolution of Surface Morphology Coatings (Ti-Hf-Si)N on Thermal Action// PSE.-2015.-13(3).-P.399-405.
4. Yong Lu, Cuiping Wang, Rongpei Shi, Yuanyuan Cui, Predicting epitaxial orientations and lattice structure in ultrathin magnetic thin films // APL Materials .-2016.-7.-P.076102-076108.

Ceftriaxone-BSA interaction in colloidal Au nanoparticles solution

Honcharova O.O.¹, Goncharenko N.A.¹, Kulish M.P.¹, Dmytrenko O.P.¹,
Momot A.I.¹, Chehel V.I.², Lopatynskiy A.M.².

¹ *National Taras Shevchenko University of Kyiv, Volodymyrska Str., 64,
Kyiv 01033, Ukraine*

² *V.E. Lashkaryov Institute of Semiconductor Physics NAS of Ukraine,
Nauki av. 41, Kyiv 03028, Ukraine*

Keywords: ceftriaxone, BSA, gold nanoparticles.

Nowadays nanomaterials are promising in medicine, among which gold nanoparticles occupy a special place due to their properties. The use of gold nanoparticles in the development of drugs containing conjugates of nanoparticles with antibiotics is due to their biocompatibility, relative non-toxicity, transport properties and the ability to restore the action of antibiotics against resistive bacteria. The constituent of such conjugates can be considered ceftriaxone - cephalosporin antibiotic broad spectrum antimicrobial action. Bovine serum albumin (BSA) is used as a model protein of blood. The purpose of the work was to study the interaction of ceftriaxone with BSA in solutions with gold nanoparticles.

Two-component (ceftriaxone-BSA) and three-component (ceftriaxone-BSA-gold nanoparticles) molecular systems have been studied using optical absorption and fluorescence methods, depending on the change in the concentration of BSA. Differences in spectra of spectrophotometric titration before and after incorporation into solutions of gold nanoparticles indicate a modification of complex formation under the influence of nanoparticles. The change in the integral peak intensities in the fluorescence spectra of ceftriaxone solutions from BSA adsorbed on films of nanostructures of gold, indicates their complex structural transformation, caused by the transformation of the nature of the interaction forces in solutions.

For comparison with experimental data, quantum-chemical calculations were carried out for a two-component system: ceftriaxone with tryptophan. Tryptophan is an amino acid that is part of the BSA and is responsible for the available peaks in the spectrum studied region. It was found that the interaction of ceftriaxone with tryptophan changes the form of absorption spectrum in comparison with the sum of the spectra of individual components.

Features of plasma medicine interaction with mycoses

E.V. Martysh

Taras Shevchenko National University of Kyiv

Fungal infections (mycoses) - a group of diseases, which are based on infection of the skin, mucous membranes, nails, hair caused by pathogenic fungi. Common manifestations are peeling, wetting, inflammation of the skin, stratification of scales, severe itching, thickening and changes in the structure of the skin, nails, hair. When combing - the attachment of a secondary infection and suppuration. Diseases are contagious, significantly reduce the quality of life, delivering physical and psychological discomfort, cosmetic problems. Most fungal diseases affect the nails and the skin of the feet, but some fungi can penetrate into the human body, causing deep fungal infections. Then a generalized fungal infection of the whole organism can occur [1].

Currently, doctors know about 100 thousand species of fungi. Mycosis pathogens can be conditionally divided into several groups: fungi with "true" parasitic dimorphism and opportunistic yeast-like and mold fungi - causative agents of "persistent" infections - the most numerous group of mycoses. The expression "persistent" refers to the strong resistance of these microorganisms to traditional drugs. Most of them are representatives of the natural biota of the skin and mucous membranes and can exist separately or in combination with bacteria. The realization of their pathogenic potential is possible only if the protective barriers of the human body are violated.

All fungi can be divided into two large groups: obligate pathogenic fungi (about 30 species) and conditionally pathogenic (mold fungi: mucus, aspergillus, penicillium). The obligate pathogenic fungi, which play an important role in the development of mycoses (22 species of trichophytons, 16 types of microspores and 1 type of epidermophyton) are especially pathogenic for humans.

An important feature of a significant part of mycoses is the rapid development of fungal resistance to monotherapy and in some cases - a sharp increase of inflammatory and exudative changes in foci of mycosis and outside them [2].

Relapses reach 60% in some cases (fungal sinusitis f.e.), and medicine associates this with the presence of resistant strains of fungi, inadequate antimycotic therapy or severe somatic pathology. So far there are only assumptions that the use of antimycotics can give an improvement, but the optimal therapy for such conditions remains unclear [3]. All these phenomena make the task of treating mycosis by the plasma medicine methods an actual and non-trivial task.

It is well-known that cold atmospheric pressure plasma (CAP) appears as a novel and promising new therapeutic strategy in medicine as several

modes of action are combined within one treatment application. In plasma treatment antiinflammatory, antipruritic, antimicrobial, tissue stimulation, stimulation of microcirculation, and other therapeutic effects are achieved in a single treatment due to the combined action of ultraviolet radiation, reactive oxygen species - ROS (e.g. ozone), reactive nitrogen species - RON, and electric fields.

The bactericidal property of plasma is clearly established and first clinical reports show positive results in the treatment of superinfected wounds or superinfected dermatitis of different causes [4]. These results should foster broader translational research efforts to further the understanding of plasma treatment benefits as well as potential side effects. The usage of plasma sources with wide variety associated with targeting a particular disease [5] leads to the necessity of creation a standard source for medical (development of recommendations) and technological (standardization of technical parameters) needs.

The undoubted successes of plasma medicine in antimicrobial treatment and acceleration of healing of wounds were directed by the main teams working in this field to solve the problems in this area. At the same time, studies in the field of fungal infections have occupied a small niche. Investigations in it were presented, as a complement to the main part. Well-known review [6] states: Plasma has fungicidal effect. Tests were made with *Candida Alb.* Fungicidal efficiency was similar to bactericidal efficiency for all plasma productions.

Increasing in antifungal resistance rates has been reported over the last decade. It is known now that some *Candida* species show intrinsic resistance and others have high ability to develop resistance. Multidrug resistance in different *Candida* species has also been reported and it is considered an emergent problem. In [7] was noted that there was no significant reduction in *C. albicans* CFU counts in the tongue of animals treated with plasma jet or nystatin in comparison to control. However, the histological analyses revealed remarkable reduction in tissue invasion. Interestingly, these findings corroborate the previously reported effect of plasma on candidal morphogenesis. It is important to highlight that the occurrence of disease is result of a complex interplay between the expression of candidal virulence factors, interactions with bacterial microbiome and host's immune system.

It is interesting that conclusions, mentioned above, are close to the results in modern theoretical evolutionary biology [8]. There are some new concepts introduced and defined there: "genomic creativity" and "holobiontic genome", which have been adopted and further developed by another scientists. Essentially, they expanded the evolutionary paradigm by including all four driving forces of evolution: mutations, symbiogenesis, hybridization and epigenetics - and at the same time he took into account the diversity of the

work of natural selection in interaction with these mechanisms. Now the active participation of all four of these mechanisms in human evolution is becoming clearer. Moreover, all four play important roles in the genetic and epigenetic underpinnings of human diseases. Present-day situation in this field is expounded at [9].

Conclusions

- a). The exact mechanism of action of CAP on fungi still remains unclear. What cell signals CAP induces has not been clarified so far. A better understanding regarding the signaling events induced by CAP treatment on cells is required to find the optimal dose and type of plasma to be used successfully in the clinic.
- b). Many plasma sources of diverse design have been proposed for applications, mentioned above, but the relationship between source characteristics and application performance is not well-understood, and indeed many sources are poorly characterized. This circumstance is an impediment to progress in application development. A reference source with well-understood and highly reproducible characteristics may be an important tool in this context.
- c). *C. albicans* and *C. tropicalis* displayed strikingly variable, heterogeneous growth, adhesion as well as biofilm forming potential and architecture in different growth media. It was demonstrated that there are specially created culture media (RPMI 1640 f.e.), particularly suitable for initiating and development in vitro biofilms of the two tested *Candida* species. This, in turn, indicates the need to create a certified culture medium for plasma treatment of fungal biofilms with different protocols in order to generate consistent and reliable data for cross comparison purposes.

REFERENCES

1. «Aspergillus fumigatus and Aspergillosis», Ed by J.P. Lungi and W.J.Stenbach, 2009, ASM Press, Washington.
2. Аравийский Р. А., Климко Н. Н., Васильева Н. В. Диагностика микозов: Учебное пособие для системы послевузовского профессионального образования врачей. — СПб.: ИД СПб МАПО, 2004. — 186 с.
3. Кунельская, В. Я. Микозы в оториноларингологии — М.: Медицина, 1989. — С. 44–98.
4. Steffen Emmert, Franziska Brehmer, Andreas Helmke, e.a. Atmospheric pressure plasma in dermatology: Ulcus treatment and much more, Clinical Plasma Medicine 1 (2013), 24–29.
5. E.V. Martysh, Peculiarities of plasma sources in plasma medicine, Bulletin of Taras Shevchenko National Univ. Ser.: Radio Physics & Electronics, № 19, pp. 39 – 42, 2013.

6. G. E. Morfill, *et al.*, Atmospheric Plasma for Medicine and Hygiene New Journal of Physics, **11** (2009), 115019.

7. Borges AC, Lima GdMG, Nishime TMC, Gontijo AVL, Kostov KG, Koga-Ito CY (2018) Amplitude-modulated cold atmospheric pressure plasma jet for treatment of oral candidiasis: *In vivo* study. PLoS ONE 13(6): e0199832. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0199832>

8. Frank P. Ryan - Constructive genomic modifications and natural selection: modern synthesis/

Biological Journal of the Linnean Society, Volume 88, Issue 4, 1 August 2006, Pages 655–672.

9. William Barrie Miller, Cognition, Information Fields and Hologenomic Entanglement: Evolution in Light and Shadow, *Biology* 5(2):21, May 2016.

«Прозорий» профілометр радіаційних пучків для прецизійних вимірювань у медицині

В.М. Міліція¹, О.С. Ковальчук¹, В.М. Пугач¹, Д.В. Рамазанов¹,
Д.І. Сторожик¹, О.А. Федорович¹, С.Я. Барсук², А. Фаус-Гольф²,
П'єр Луїс Андре Леперк²

¹ *Інститут ядерних досліджень НАН України, Київ*

² *Лабораторія лінійного прискорювача IN2P3, CNRS, Орсе (Франція)*

Адронна терапія набуває широкого застосування при лікуванні онкологічних захворювань. Високий терапевтичний ефект досягається завдяки фізично обумовленому поглиненню руйнівної енергії адронів переважно в раковій пухлині, тобто в кінці їх пробігу (пик Брега). Виконуються комплексні дослідження можливості підвищення терапевтичного ефекту в адронній терапії шляхом просторового фракціонування опромінюючого пучка. Фракціонування опромінювання дозволяє суттєво збільшити локальні дози в області пухли при толерантних дозах на шляху до неї для здорових тканин. Для ефективного та безпечного режиму опромінювання необхідно забезпечити вимірювання та моніторинг просторового розподілу дози в режимі реального часу. Існуючі детекторні системи не витримують високе радіаційне навантаження (напівпровідникові детектори, іонізаційні камери), або не забезпечують необхідної просторової роздільної здатності (сцинтиляційні детектори), або для отримання результату необхідно багато часу (~ 24 години – радіохромні плівки).

Металеві мікро-детектори (ММД), розроблені в ІЯД НАН України, забезпечують високу радіаційну стійкість та вимір просторового розподілу інтенсивності фракцій пучка в реальному часі [1]. Ці детектори спроможні реєструвати потоки іонізуючого випромінювання у широкому діапазоні енергій та інтенсивності.

Особливостями ММД є їхня прозорість (товщина сенсору ~1 мкм) для потоків радіації, висока радіаційна стійкість (понад 100 МГу), висока просторова роздільна здатність (до 2 $\mu\text{м}$), низька робоча напруга (20 В), унікальна технологія виробництва, комерційно доступна зчитувальна електроніка.

ММД були успішно застосовані для вимірювання структур міні-пучків синхротронного випромінювання на синхротроні ESRF (Гренобль, Франція) [2] а також пучків іонів у медичному центрі HIT (Гайдельберг, Німеччина) [3].

В рамках співпраці по проекту Міжнародної асоційованої лабораторії (LIA IDEATE, проект УНТЦ Р9903) розроблено дизайн нової експериментальної методики для досліджень в області просторово-фракціонованої радіаційної терапії. В її складі - багато-щілинні та матричні коліматори для формування одновимірних (1D) та двохвимірних (2D) пучкових структур адронів з енергіями, типовими для медичного застосування (50 – 300 МеВ/нуклон), тканине-еквівалентний фантом, оснащений ультра-тонкими металевими та гібридними мікродетекторами із зчитувальною електронікою та програмним забезпеченням для аналізу розподілу поглиненої дози.

3. Fedorovich O., Kovalchuk O., Pugatch V. et al. Metal micro-detectors: Development of “transparent” position sensitive detector for beam diagnostics. – Problems of Atomic Science and Technology, Series “Plasma Physics” – v. 6 (82), 2012, p. 196-198

4. O. Kovalchuk, V. Pugatch et al. Metal Micro-detectors for Radiation therapy instrumentation // Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference IEEE. - 2011, P. 2617-2619

5. V. Pugatch, S. Brons, M. Campbell, O. Kovalchuk, X. Llopart, I. Martínez-Rovira, Ie. Momot, Y. Prezado, Yu. Sorokin, Characterization of equipment for shaping and imaging hadron minibeam, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A 872 (2017) 119–125

Helical tomotherapy (HT) та VMAT – відмінності, що забезпечують якість

Крулько С.І., Гуменюк М.Б., Гуменюк К.В., Синчук Д.С.,
Зінвалюк О.В.

ТОВ «Український центр томотерапії»

Сучасний рівень еволюції технічного забезпечення радіаційної онкології характеризується використанням у клінічній практиці прискорювачів нового покоління, що дозволяють фокусувати пучки іонізуючого випромінювання з точністю до мм і опромінювати пухлину в режимі просторово-часової модуляції. Для забезпечення високої якості лікування пацієнтів використовуються різні методи та підходи, такі як IMRT, VMAT, HELICAL TOMOTHERAPY (HT), IGRT та інші.

Дані методи забезпечують максимально точну відповідність форми розподілу приписаної дози тривимірним контурам пухлини за рахунок модулювання пучка та контролю інтенсивності випромінювання.

Однак їх реалізація вимагає значно більше часу в порівнянні з 3D на створення та перевірку якості і відповідності всіх параметрів, адже необхідно переконаватися, що всі дані плану правильно передаються з системи планування лікування в терапевтичний апарат, та що АДТП здатний відтворити дану процедуру з високою точністю.

Техніка HT в світі є доступною протягом багатьох років, техніка VMAT появилась відносно недавно як більш швидке та, для деяких локалізацій, більш ефективне лікування. Розкривши сильні та слабкі сторони як VMAT, так і HT, лікарі використовують різні відмінності кожного з методів для лікування конкретних пухлин та локалізацій.

Мета роботи

Поверхнево розглянути особливості методів VMAT і HT та порівняти їх.

Методи і матеріали

На базі УЦТ використовується два лінійних прискорювачі- Tomotherapy Tomo HD (з можливістю реалізації MVCT сканування та спіральних і, за необхідності, статичних полів опромінювання) та Elekta Synergy (із швидким 160 пелюстковим коліматором Agility та можливістю XVI сканування пацієнта в реальному часі), що в комплексі дозволяє реалізувати дозиметричні плани різної складності. Для оконтурювання та розрахунку дозиметричних планів використовується відповідно ПЗ MIM Maestro, TomoTherapy TPS 5.1.1.6 та Monaco TPS 5.11.

Результати та обговорення

НТ та VMAT - два популярних методи променевої терапії з модульованою інтенсивністю (IMRT), що використовуються для лікування пухлин складних конфігурацій.

Обидва способи забезпечують високу точність опромінювання, з якою можна лікувати пухлини, які в тому числі знаходяться поблизу та навколо критичних органів.

Основною різницею між методами є їх технічна реалізація.

НТ реалізує лікування подібно до комп'ютерного томографа. Віяльний пучок «fan beam» робить багато оборотів навколо пацієнта, в той час коли пацієнт зі столом рухається зі сталою швидкістю через отвір гентрі, а пелюстки бінарного модулятора відкриваються та закриваються, модулюючи пучок. При VMAT з широкого кінчного пучка за допомогою «шторок» та багатопелюсткового коліматора формуються набори сегментів поля, які забезпечують дозний розподіл в мішені.

Зазвичай для реалізації VMAT необхідно 1-2 обороти гентрі, а стіл із пацієнтом взагалі не рухається. Ця відмінність між технологіями впливає на тривалість процедури. VMAT - це дуже швидке лікування, тривалістю менш ніж дві-три хвилини.

Однак НТ, вимагаючи більше часу на доставку дози через використання великої кількості оборотів, в певних випадках може забезпечити кращий дозний розподіл і вищі градієнти доз.

Хоча часто VMAT та НТ можуть використовуватися взаємозамінно, існують складні випадки, коли завдяки технічним відмінностям певний метод лікування стає більш ефективним.

У випадку центрально розташованих пухлин передміхурової залози, у гінекологічних випадках та ін., багато лікарів віддають перевагу VMATу, як швидкому і якісному методу, при якому можна ефективно та швидко доставити дозу в мішень, забезпечивши її хороший розподіл.

Проте, коли VMAT застосовується до складних випадків, перевага ефективності може втрачатися. При VMAT у складних випадках, як наприклад голова і шия, потрібно зробити кілька оборотів гентрі, і тоді вже час лікування може бути співмірним з часом НТ. При чому дозний розподіл може програти в однорідності та конформності.

При опроміненні довгих мішеней з допомогою НТ відсутнє «стикування» полів, що, відповідно, означає відсутність ризику появи «холодних» та «гарячих» зон. Цей метод може забезпечити вищу ступінь модуляції інтенсивності і дозволяє досягти більш складного розподілу доз (система практично завжди дозволяє забезпечити максимально однорідне покриття мішені). Таким чином, хоча метод НТ є більш повільним, але може бути кращим в лікуванні складних пухлин та довгих мішеней. Однак для компенсації інтер- та інтрафракційних рухів при використанні НТ необхідно робити більші запаси на мішень, а отже можуть опромінюватися більші об'єми здорових тканин.

VMAT, за умови використання методик опромінення при контролі дихання та візуалізації (XVI/Symmetry), буде кращим для опромінення мішеней, позиція яких залежить від дихання, завдяки високій швидкості доставки дози. Відступи на PTV залежать від конкретно вибраного методу і в певних випадках можуть бути «умовно співмірними» з відступами на «малорухомі» об'єкти.

Переваги додаткового використання XVI Symmetry та 4D CT:

- за умови використання 4D CT, забезпечується можливість отримання точної траєкторії руху пухлини для спокійного дихання, що веде до зменшення об'єму ITV (при розрахунку плану нема крайніх положень вдих/видох). Однак даний підхід можна реалізовувати за умови забезпечення можливості відслідковування реального руху пухлини перед кожною процедурою. Саме таку можливість забезпечує функція XVI Symmetry;

- при використанні “найчастіших позицій” мішені (time weighted average position) об'єм опромінення може бути ще меншим, і в парі з щоденним використанням XVI Symmetry забезпечується максимальне збереження навколишніх тканин.

Висновки

Методики HT та VMAT не є абсолютно взаємозамінними, однак для переважної частини локалізацій обидва підходи дають хороші результати.

Перевагу HT можна надавати у випадках, коли необхідно опромінити довгі, складні мішені, забезпечити високі градієнти доз і реалізувати техніки SIB, H&N, локалізації, де є висока необхідність захистити критичні органи, що знаходяться в близькій до мішені позиції.)

Переваги VMAT (особливо у комбінації з методами візуалізації XVI/Symmetry), завдяки високій швидкості донесення дози, є беззаперечними для реалізації опромінення рухомих мішеней та у випадку необхідності «швидкого» лікування. Окремо необхідно виділити переваги при опроміненні молочної залози, так як в цьому випадку вдається максимально захистити тканини легень та серця, що є дуже важливим у довгостроковій перспективі.

При використанні сучасного обладнання та програмного забезпечення спеціалісти УЦТ мають змогу надавати пацієнтам максимально якісне лікування з індивідуальним підходом, а, отже, забезпечити високу якість життя.

Оптичні спектри металевих наночастинок з цефтріаксоном

Ковриженко О.А., Момот А.І.

*Київський національний університет імені Тараса Шевченка,
фізичний факультет, okovryzhenko27@ukr.net*

Металеві наночастинки знаходять все ширше застосування у медицині, в тому числі у комплексі з іншими медичними препаратами, зокрема із антибіотиками та протимікробними засобами. Використовуються або розчини, які містять наночастинки і лікарський препарат, або кон'югати лікарського препарату із наночастинками [1], наприклад кон'югати мідних наночастинок із антибіотиком цефтріаксоном [2].

Характерною особливістю металевих наночастинок є наявність плазмонного резонансу у видимому діапазоні. Тому в роботі досліджено вплив взаємодії цефтріаксону з металевими наночастинками міді та золота різного розміру на їхні оптичні спектри. Припускалось, що в результаті взаємодії, наночастинки вкриваються мономолекулярним шаром цефтріаксону. Спектри поглинання розраховувались на основі теорії розсіяння Мі у програмі MieLab. На рис. 1 наведено залежності коефіцієнтів поглинання Q_{abs} від довжини хвилі λ для наночастинки золота радіусом 20 нм та такої ж наночастинки вкритої мономолекулярним шаром цефтріаксону у водному середовищі.

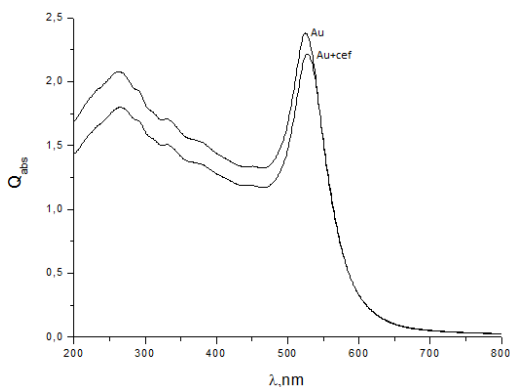


Рис 1. Залежності Q_{abs} від довжини хвилі λ для наночастинки золота радіусом 20 нм та наночастинки золота, яка вкрита шаром цефтріаксону, що знаходяться у водному середовищі.

Взаємодія цефтріаксону з наночастинками призводить до зменшення коефіцієнта поглинання у короткохвильовій області спектру. Зокрема у

максимумі плазмонного резонансу ($\lambda=525$ нм) Q_{abs} зменшується на 6,8%. Для наночастинок золота та міді інших розмірів якісна зміна спектрів є такою ж.

[1] Coping with antibiotic resistance: combining nanoparticles with antibiotics and other antimicrobial agents / [A. M. Allahverdiyev, K. V. Kon, E. S. Abamor та ін.]. // Expert reviews. – 2011. – С. 1035.

[2] Сімонов П. В. Вплив кон'югату наночастинок міді з цефтріаксоном на показники гемодинаміки кролів у гострому експерименті / П. В. Сімонов. // Запорожский медицинский журнал. – 2015. – С. 52.

Physico-chemical analysis of Doxorubicin-BSA interaction in the Au nanoparticles environment

Tsehelna A.V.¹, Goncharenko N.A.¹, Dmytrenko O.P.¹, Kulysh M.P.¹,
Pavlenko O.L.¹, Chegel V.I.², Lopatynskyy A.M.²

¹ *National Taras Shevchenko University of Kyiv, Volodymyrska Str., 64, Kyiv 01033, Ukraine*

² *V.E. Lashkaryov Institute of Semiconductor Physics NAS of Ukraine, pr. Nauki 41, Kyiv 03028, Ukraine tsegelna_anna@ukr.net*

Modern treatments for oncological and hematological diseases include anthracycline antibiotics (doxorubicin, etc.), which contributes to a significant improvement in the treatment outcome. However, the therapy with these drugs is accompanied by the development of many complications, including cardiac. Experience has shown that doxorubicin is one of the most active and widely used anthracycline antibiotics. Despite the effectiveness of this drug, its high cardiotoxicity significantly limits the possibility of specific drug therapy for cancer. At present, the prospective direction of the pharmaceutical industry is the development of new methods of administering drugs that reduce the side effects of the drug, while providing its directional and prolonged effect. Recently, many studies have been devoted to the creation of a new type of prodrugs, which are the conjugates of substrate with gold nanoparticles (AuNPs). Therefore, the purpose of the work was to study the interaction of doxorubicin molecules with bovine serum albumin (BSA) and gold nanoparticles.

In order to reduce the toxicity of doxorubicin, the study of physico-chemical and biological properties, the reorganization of electronic and conformational characteristics of doxorubicin-bovine serum albumin (BSA) molecular complexes in combination with gold nanoparticles was performed in this work. The research was carried out using experimental techniques - spectroscopy in the visible, infrared and ultraviolet ranges, photoluminescence, SERS and surface plasmon resonance.

The most probable formation ratio of the doxorubicin-BSA complex was found: two doxorubicin molecules to one BSA molecule. There was received the binding constant of the complex $K = 7.56 \times 10^6 \text{ M}^{-1}$, $\lg K = 6.88$ under the chosen conditions. It can be assumed that an important mechanism of complex formation in the presence of gold nanoparticles is the transformation of conformational states of BSA, which occurs under the influence of localized surface plasmon resonance (LSPR). Such a reorganization in some BSA subdomains affects the interaction of albumin with DOX. It was found, that the molar extinction coefficient of doxorubicin, albumin and Au nanoparticles decreases over time. These complexes are stable in solution for half an hour after their preparation. After storing samples for two days, the complexes in solutions with the highest amount of albumin are likely to dissociate.

Elastic properties of radiation cross-linked hydrogels, porous polystyrene and automated system

Onanko A.P., Charnyi D.V., Onanko Y.A., Kulish M.P., Dmitrenko O.P.

Taras Shevchenko National University of Kyiv

onanko@univ.kiev.ua

Bandages from the radiation cross-linked hydrogels (CLHG) show by itself elastic films with thickness $h = 2 \div 4 \cdot 10^{-3}$ m – transparent jelly sterile material, that with $C = 85 \div 90\%$ consists of distillate water. Such bandages for wounds for the grant of the urgent help at bleeding, burns must be biologically compatible and not stick to the wounds. They can contain antiseptic, anaesthetic, haemostatic. The software is developed for the automated system of anisotropy parameters analysis.

Experiment

The ionization of hydrogels with thickness layers $h = 2 \div 4 \cdot 10^{-3}$ m was carried out by the relativistic electrons irradiation with energy of $W \approx 1$ MeV or $W \approx 4$ MeV. The dependences of efficiency of the radiation cross-linked were investigated after mechanical characteristics from the fluence, dose of irradiation. The CLHG hydrophilicity and gas-penetrability were investigated as the function of them chemical composition and terms of electrons irradiation. The optimum compositions of initial hydrogels and electronic irradiation regimes, which allow to make the radiation cross-linked hydro polymeric composites with the necessary characteristics at the radiation doses $D = 2,5 \div 10$ Mrad were founded. It allows to attain the surgical sterility level (10^{-6}) of the made material without substantial influence on pharmaceutical facilities properties at CLHG composition.

Results and discussion

It is 3D polymeric net - is the sponge with the pores size $d \leq 10^3$ nm, due to it contains distillate water, assumes the diffusion of solutions, but does not skip the bacteriums.

The static elastic module $E \approx 147,3$ KPa at compression, $E \approx 105,3$ KPa at extension; elastic limit $\sigma_E \approx 38$ KPa, effective fluidity limit $\sigma_{fl} \approx 82$ KPa; strength limit at compression $\sigma_{st} \approx 145$ KPa for the radiation cross-linked hydrogel + 10% polyvinyl alcohol (C_2H_4O)_n on fig. 1.

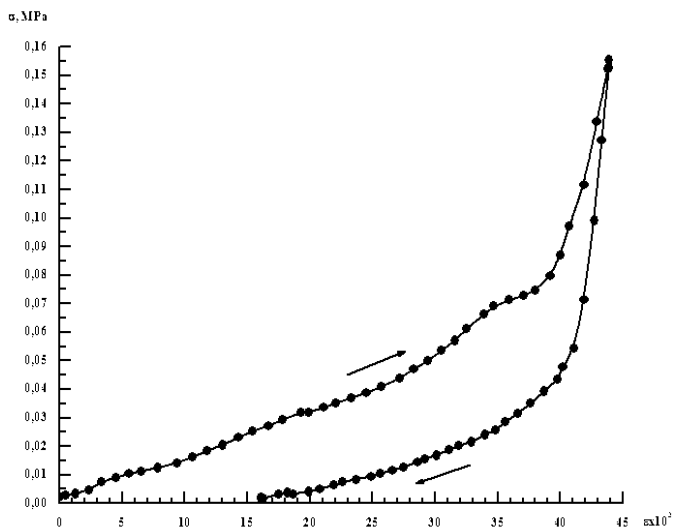


Fig. 1. Diagram of strain – deformation $\sigma - \varepsilon$ of radiation cross-linked hydrogel + 10% polyvinyl alcohol $(C_2H_4O)_n$.

Conclusions

1. The optimum concentration $C = 5\%$ of polyvinyl alcohol $(C_2H_4O)_n$ radiation cross-linked hydrogel with the maximal absolute values of the elastic limit σ_E ; static module E at compression, at extension; strength limit at compression σ_{st} in consequence of the formation of the polyvinyl alcohol molecules nanoclusters.

1. Навчання та підготовка медичних фізиків <i>Education and training of medical physicists</i>	11
Програмне забезпечення для навчання медичних фізиків при лікуванні раку з використанням джерел іонізуючого випромінювання Безшийко О.А., Голінка-Безшийко Л.О., Каденко І.М., Дученко Д.С., Котенко А.В.	11
Застосування принципів культури безпеки при використанні джерел іонізуючого випромінювання в медицині Асламова Л.І., Насвіт О.І., Куліч Є.В., Меленевська Н.В.	15
Впровадження міжнародного стандарту ISO 9001:2015 для підвищення якості надання послуг з радіаційної безпеки Андрушко Л.М., Асламова Л.І.	18
Проблеми культури радіаційної безпеки в радіології: пріоритетна роль медичних фізиків Пилипенко М.І.	22
Підвищення ролі рентгенолаборантів - радіаційних технологів у сучасній дистанційної променевої терапії Підлубна Т.Г., Кметюк Я.В., Удатова Т.В., Курило Г.О., Сафронова О.В., Сілаєва О.С., Черенько Н.В., Ботвиновський О.О., Мурга А.В.	28
Підготовка медичних фізиків - гарантія якості медичного опромінення Куліч Є.В., Асламова Л.І., Меленевська Н.В.	30
Стан правового регулювання використання джерел іонізуючого випромінювання у медичній сфері в Україні Сесемко А.О., Сесемко К.В.	33
Dosimetric Evaluation of Silicone Phantom used in Photon Radiotherapy Todor Kereziev, Jurgita Laurikaitienė, Todorka L. Dimitrova	37
Лідерство для забезпечення радіаційної безпеки. Планові тренування персоналу категорії А Мамчур В.В., Матерацька Х.М., Хохола Т.В., Чигрин О.О.	42
Визначення ефективних доз при окремих рентгенографічних дослідженнях за результатами фантомного моделювання Стадник Л.Л., Носик О.В.	43

2.Радіаційний захист	49
<i>Radiation protection</i>	
Intercomparison exercise at harshaw 6600, dvg-02tm, and d-shuttle dosimeters for the individual monitoring of ionizing radiation	
Kawamura H, Kenzhin Y.A., Kim D.S., Koguchi Y., Murayama K., Nurtazin Y.R.	49
Державне регулювання в сфері безпеки використання ядерної енергії в медицині	
Богуславська О.І.	57
Assessment of radiation doses of personnel due to normal operation technogenic sources of ionizing radiation	
Nazarova N.B.	61
Перспективи розбудови безпечного лікарняного середовища на засадах культури безпеки	
Скалецький Ю.М., Риган М.М., Штаюра А.М.	63
Радиационная безопасность в учреждениях здравоохранения	
Куликова Ф.И., Уманов В.И.	67
Результаты сравнительного анализа остеотропных препаратов при проведении остеосцинтиграфии и ОФЭКТ/КТ	
Рахимжанова Р.И., Садуакасова А.Б., Люгай Е.А., Тлеулесова И.К., Фет М.М., Калабаева М.К.	69
Розроблення засобів пасивної ОСЛ дозиметрії іонізуючого випромінювання на основі кристалів YAP:Мп	
Убізський С., Афанасьєв Д., Жидачевський Я.	78
Впровадження програми контролю якості як елемент оптимізації радіаційного захисту пацієнтів	
Стадник Л.Л., Носик О.В.	80
Надежность биосистем и радиационная защита	
Кутлахмедов Ю.А., Матвеева И.В., Гроза В.А.	84
Антропоморфні дозиметричні фантоми на базі 3D принтерних технологій	
Безшийко О.А., Голінка-Безшийко Л.О., Каденко І.М., Єрошенко В.А.	87
Уровни естественных радионуклидов в продуктах питания на территории Украины	
Павленко Т.А., Аксенов М.В.	91
Safe storage of radioactive wastes	
Tkach Y.A.	93
Рациональна оцінка променевого навантаження пацієнта	
Стрельцов О. О.	95
Використання техніки високої напруги для оптимізації рентгенографії органів грудної клітини	
Стадник Л.Л., Носик О.В.	99

Іонна імплантація – технологія модифікування медичних матеріалів	104
Гончаров В.В., Василенко Н.П., Скарга-Бандуров І.О.	
Про репарацію подвійних розривів ДНК в опромінених клітинах	108
М.А. Бондаренко, В.Г. Книгавко, О.В. Зайцева, О.П. Мещерякова	
Взаємодія протонів високих енергій в органічній тканині	110
Козак О.В.	
Радіаційні методи в модифікації доксорубіцину	112
Кияшко В.А., Довбешко Г.І., Заболотний М.А., Соляник Г.І.	
Неруйнівний контроль якості та відповідності ТУ захисних модулів з SiC	114
Заболотний М.А., Асламова Л.І., Грабовський Ю.Є., Андреев Є.О., Барабаш Ю.М.	
Novel nanocomposites for photodynamic therapy of tumor cells – fundamental aspects	116
Narahuts Iu., Kutsevol N., Naumenko A.	
Дослідження адсорбційних властивостей гемцитабіну магніточутливими нанокомпозитами на основі Fe₃O₄	119
Кушнір В.О., Буско Т.О., Пундик І.П.	
Властивості радіаційно індукованих бабстонів у фізрозчинах	123
Заболотний М.А., Довбешко Г.І., Соляник Г.І., Орел В.Е.	
Аналіз карт сталої часу релаксації T2 за МР даними пацієнтів	125
Радченко С.П., Судаков О.О., Нетреба А.В.	
Конусно-променева комп'ютерна томографія: дозиметричні аспекти опромінення пацієнтів та персоналу	128
Баханова О.В., Волоський В.М., Деняченко Н.П., Трескунова Т.В., Чумак В.В.	
Фазоконтрастні рентгенівські зображення	132
Безшийко О.А., Голінка-Безшийко Л.О., Каденко І.М., Сахацький К.О.	
Детекторизований фантом для досліджень в СРО (Orsay) - статус і перспективи	136
Рамазанов Д.М., Пугач В.М., Ковальчук О.С., В.М. Міліція, А.В. Чаус, В.О. Кива, Д.І. Сторожик, М.І. Палій, О. Ю. Столярова, С.Я. Барсук, А. Фаус-Гольф, П'єр Луїс Андре Леперк	
Методичні підходи до картування радонових потенціалів	137
Аксьонов М.В., Павленко Т.О., Фризюк М.А.	
Специфіка атом-атомних потенціалів при моделюванні конформацій окремих біомолекул	139
Рябко І.О., Ніколаєнко Т.Ю.	
Nanotechnology in medical diagnostics: method of quantum dots	143
Bokotey O.V., Slyvka V.A., Chavarha M.I., Bokotey O.O., Slivka A.G.	

Променева терапія молочної залози на лінійному прискорювачі Elekta Synergy	
Синчук Д.С., Крулько С.І., Гуменюк М.Б., Гуменюк К.В., Зінвалюк О.В.	146
Properties of the Gemcitabine molecule: numerical calculation of an electronic structure and analysis of the absorption spectrum	151
Yaroshinska D., Pundyk I.	
Scatter reduction in X-ray imaging	154
Danyk A.Y., Sudakov O.O., Radchenko S.P.	
Зміни структурно-функціональних параметрів актоміозину за умов окисної модифікації при дії ультразвуку	156
Кременецька К.О., Нурищенко Н.Є.	
Математична модель прогнозування виникнення ураження нирок у хворих на подагру з ожирінням	159
Сміян С.І., Франчук М.В., Франчук В.О.	
 4. Біомедична інженерія	
<i>Biomedical engineering</i>	161
Особливості вимірювання геометричних розмірів біологічних об'єктів методом рентгенівського стерео курсору	161
Волков Є.В., Мірошніченко С.І.	
Рентгенівська денситометрія за допомогою цифрового томоситезу	165
Вишнева В.О., Сенчуров С.П., Мотоліга О.В., Мірошніченко С.І., Невгасимий А.О.	
Using theoretical modeling for medical device innovation: material considerations	168
Bokotey O.V., Slivka A.G.	
Interaction between fullerene and thiochrome	171
Sendiuk V.A., Pavlenko E.L., Dmytrenko O.P., Kulish M.P., Prostota Y.O., Vovk A.I., Kobzar O.L., Kachkovsky O.D.	
Дослідження просторового фракціонування електронного та гамма-пучків за допомогою металевих мікродетекторів	173
Сторожик Д.І., Ковальчук О.С., Пугач В.М., Міліція В.М., Чаус А.В., Кива В.О., Рамазанов Д.В., Палій М.І., Столярова О.Ю., Барсук С.Я., Фаус-Гольф А., П'єр Луїс Андре Леперк	
Методика обробки експериментальних даних при дослідженні епітаксіальних шарів біологічних об'єктів	175
Вєргун Л.Ю., Забашта Ю.Ф., Свєчнікова О.С., Бобровнік С.Р.	
Ceftriaxone-BSA interaction in colloidal Au nanoparticles solution	178
Honcharova O.O., Goncharenko N.A., Kulish M.P., Dmytrenko O.P., Momot A.I., Chehel V.I., Lopatynskyi A.M.	
Features of plasma medicine interaction with mycoses	179
Martysh E.V.	

‘Прозорий’ профілометр радіаційних пучків для прецизійних вимірювань у медицині

Міліція В.М., Ковальчук О.С., Пугач В.М., Рамазанов Д.В., Сторожик Д.І., Федорович О.А., Барсук С.Я., Фаус-Гольф А., П’єр Луїс Андре Леперк 183

Helical tomotherapy (HT) та VMAT – відмінності, що забезпечують якість

Крулько С.І., Гуменюк М.Б., Гуменюк К.В., Синчук Д.С., Зінвалюк О.В. 185

Оптичні спектри металевих наночастинок з цефтріаксоном

Ковриженко О. А., Момот А.І. 188

Physico-chemical analysis of Doxorubicin-BSA interaction in the Au nanoparticles environment

Tsehelna A.V., Goncharenko N.A., Dmytrenko O.P., Kulysh M.P., Pavlenko O.L., Chegel V.I., Lopatynskyy A.M. 190

Elastic properties of radiation cross-linked hydrogels, porous polystyrene and automated system

Onanko A.P., Charnyi D.V., Onanko Y.A., Kulish M.P., Dmitrenko O.P. 191

[illegible]

This image shows a blank sheet of white paper with horizontal ruling lines. The lines are evenly spaced and run across the width of the page. There are no margins, text, or other markings on the paper.

[illegible]

[illegible]