

Київський національний університет імені Тараса Шевченка
Навчально-науковий центр радіаційної безпеки Київського
національного університету імені Тараса Шевченка
Всеукраїнське об'єднання медичних фізиків та інженерів

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

Матеріали X Міжнародної конференції
(Київ, 22–24 вересня, 2021 рік)

**Medical Physics –
the Current Status, Problems, the Way of
Development. Innovation Technologies**

Proceedings of X International Conference
(Kyiv, September 22–24, 2021)

**Київ
Інтерсервіс
2021**

Матеріали X Міжнародної конференції «Медична фізика – сучасний стан, проблеми, шляхи розвитку. Новітні технології», К: Інтерсервіс, 2021. 286 с.

Матеріали X Міжнародної конференції «Медична фізика – сучасний стан, проблеми, шляхи розвитку. Новітні технології» відображають 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 із провідних закладів вищої освіти, медичних, наукових та регулювальних установ, а також представників МАГАТЕ, Міністерства охорони здоров'я, Академії медичних наук України тощо.

Мета конференції – об'єднати зусилля спільноти в галузі освіти, науки, охорони здоров'я та ядерного регулювання для ефективної підготовки фахівців із медичної фізики.

Proceedings of X International Conference «Medical Physics – the Current Status, Problems, the Way of Development. Innovation Technologies», K: Interservice, 2021. 286 p.

Proceedings of X International Conference «Medical physics – the current status, problems, the way of development. Innovation technologies» 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 IAEA, Ministry of Public Health 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.

Організаційний комітет:

Голова	Бугров В. , ректор, Київський національний університет імені Тараса Шевченка, (Україна);
Міжнародний	Макаровська О. , головний спеціаліст з радіаційної безпеки, відділ радіаційного, транспортного та безпечного регулювання інфраструктури радіаційних відходів та відділ безпеки транспортування МАГАТЕ (Австрія); Димитрова Т. , Пловдивський університет «Паїсій Хилендарський», вчений секретар Спільки вчених Болгарії – Пловдив (Болгарія); Зарединов Д. , головний радіолог, Міністерство охорони здоров'я (Республіка Узбекистан); Олко П. , керівник відділу прикладної фізики, Інститут ядерної фізики, Польська академія наук (Республіка Польща); Рахімжанова Р. , президент, Радіологічне об'єднання (Республіка Казахстан);
Київський національний університет імені Тараса Шевченка	Асламова Л. , директор, ННЦ радіаційної безпеки, експерт МАГАТЕ; Булавін Л. , завідувач кафедри молекулярної фізики фізичного факультету; Воловенко Ю. , декан хімічного факультету; Толстанов Г. , проректор з наукової роботи; Грабчук Г. , заступник директора Інституту високих технологій; Макарець М. , декан фізичного факультету; Нетреба А. , декан факультету радіофізики, електроніки та комп'ютерних систем; Короткий О. , заступник директора з наукової роботи ННЦ «Інститут біології та медицини»; Андрушко Л. , секретар конференції;
Харківський національний університет імені В.Н. Каразіна	Баранник Є. , кафедра медичної фізики та біомедичних нанотехнологій фізико-технічного факультету.

Спонсори конференції – ТОВ «НВО «Телеоптика».

Матеріали представлені в авторській редакції.

Organizing committee:

Chairman	Bugrov V. , 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. , Plovdiv University «Paisii Hilendarski», Scientific Secretary of the Union of Scientists in Bulgaria – Plovdiv (Bulgaria); Zaredinov D. , Chief radiologist, Ministry of Health, The Republic of Uzbekistan; Olko P. , Head of Division of Applied Physics, Institute of Nuclear Physics, Polish Academy of Sciences (Republic of Poland); Rakhimzhanova R. , President, Radiological Society of Kazakhstan (Republic of Kazakhstan);
Taras Shevchenko National University of Kyiv	Aslamova L. , Director, TRC for Radiation Safety, Expert of IAEA; Bulavin L. , Head of Department of Molecular Physics, Physics Faculty; Volovenko Y. , Faculty of Chemistry; Tolstanova G. , Vice-Rector for Research; Grabchuk G. , Deputy Director, Institute of High Technologies; Makarets M. , Dean, Physics Faculty; Netreba A. , Dean, Faculty of Radio Physics, Electronics and Computer Systems; Korotkyi O. , Deputy Director for Scientific Work, Institute of Biology and Medicine; Andrushko L. , Secretary of Conference.
V. N. Karazin Kharkiv National University	Barannik E. , Department of Medical Physics and Biomedical Nanotechnologies, Faculty of Physics and Technology.

Sponsors of conference – SPA Teleoptica Ltd.

The proceedings were printed in the author's edition.

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 «Телеоптика» за підтримку в організації та проведенні в 2021 році X Міжнародної конференції «Медична фізика – сучасний стан, проблеми, шляхи розвитку. Новітні технології».

Завдяки їхньому захопленню медичною фізикою, провадженню інноваційних технологій та чудовим людським якостям ми мали можливість надрукувати матеріали конференції, а Ви тримати їх зараз у руках.

Навчально-науковий центр радіаційної безпеки Київського національного університету імені Тараса Шевченка запрошує у 2022 році на курси підвищення кваліфікації «Радіаційна безпека при здійсненні окремих видів діяльності в сфері використання ядерної енергії» <http://fb.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.

Запрошуємо на курси підвищення кваліфікації медичних фізиків «Забезпечення якості в радіології».

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

З повагою

Оргкомітет конференції

1. Навчання та підготовка медичних фізиків *Education and training of medical physicists*

КУЛЬТУРА БЕЗПЕКИ КОЖНОГО – ГАРАНТІЯ РОЗВИТКУ НАЦІЇ

Л.І. Асламова*, Є.В. Куліч

*Київський національний університет імені Тараса Шевченка, м. Київ,
Україна, +380445213284, *radbez@gmail.com*

Анотація. Розглянуто питання впровадження культури безпеки в умовах пандемії COVID-19 в контексті діяльності закладів охорони здоров'я.

Ключові слова: культура безпеки, COVID-19, МАГАТЕ.

Annotation. The issue of implementing a safety culture in the context of the COVID-19 pandemic in the context of the activities of health care facilities is considered.

Key words: safety culture, COVID-19, IAEA.

Зразок коронавірусу 2019-nCoV/SARS-CoV-2, що викликає хворобу COVID-19, було ідентифіковано у грудні 2019 року у місті Ухань, Китай [1]. Ця патогенна вірусна інфекція надзвичайно інтенсивно розповсюджується. Введення локдаунів та заходів безпеки порушило системну роботу всіх організацій у світі. Усі сфери суспільства, включаючи системи охорони здоров'я, зазнали значних наслідків.

Під час пандемії COVID-19, високоінфекційного варіанту штаму «Дельта» для діагностики часто використовуються рентгенографічні методи КТ-дослідження, в окремих випадках – томосинтез, який дає променеве навантаження на органи грудної клітини на порядок менше в порівнянні з КТ-дослідженням. Тому саме на медичних фізиків, інженерів-радіологів, лікарів-радіологів покладається забезпечення якісного проведення всіх процедур при наданні медичних послуг у сфері використання ядерної енергії.

Актуальність питання культури безпеки в умовах пандемії виходить на перший план. Це культура безпеки надання медичної послуги, культура адміністрування,

культура, яка пов'язана з діяльністю та поведінкою кожного з нас.

Керуючись принципом «Безпека пацієнтів – головний принцип надання медичної допомоги» та визначаючи безпеку пацієнтів як ключовий пріоритет розвитку нації, Всесвітня асамблея охорони здоров'я в рамках 72-ї сесії 25 травня 2019 року прийняла резолюцію «Глобальні дії щодо забезпечення безпеки пацієнтів» і оголосила 17 вересня Всесвітнім днем безпеки пацієнтів.

Згідно з Указом Президента України № 648/2019 від 4 вересня 2019 року, День безпеки пацієнтів у державі проводитиметься щорічно 17 вересня [2]. У документі зазначається, що рішення було ухвалене, «визнаючи забезпечення безпеки пацієнтів одним із важливих елементів надання якісної медичної допомоги та підтримуючи рішення 72-ї сесії Всесвітньої асамблеї охорони здоров'я».

Проте, на переконання авторів, ***«Безпека медичного персоналу – головний принцип надання якісної медичної допомоги пацієнтам».***

Ключового значення ця теза набуває при наданні медичної допомоги в умовах пандемії як запорука ефективної роботи кожної медичної організації і всієї системи охорони здоров'я. Для досягнення максимального рівня безпеки національного масштабу необхідна консолідація всіх зацікавлених сторін і об'єднання зусиль державних, відомчих, приватних, громадських організацій, що представляють інтереси пацієнтів.

На думку авторів, усі заходи в межах Всесвітнього дня безпеки пацієнтів у 2022 році можуть бути проведені під гаслом «Культура безпеки кожного – гарантія розвитку нації!».

Для адаптації до умов пандемії експерти Institute for Healthcare Improvement (IHI) надали інформацію про безпеку, культуру безпеки, підтримку медичного персоналу в контексті COVID-19 [3].

Основні з них:

- допомога та підтримка медичного персоналу в разі втрати близької людини;
- формування колективної думки і дій для пропозиції нових і терміново необхідних рішень при COVID-19;
- посібник щодо комунікації, тактовного спілкування під час лікування літніх пацієнтів в умовах пандемії COVID-19;
- запобігання вигорянню серед медичних працівників;
- підтримка лідерства (по всій вертикалі) для створення ефективної роботи;
- психологічна безпека медичного персоналу, включно з науково обґрунтованими рекомендаціями.

Міжнародна організація праці та Всесвітня організація охорони здоров'я 2 лютого 2021 року розробили «Тимчасові рекомендації. COVID-19: гігієна і безпека праці медичних працівників» з метою запобігання професійним захворюванням, травмам, смерті [4].

Усі організації розвивають власну культуру безпеки. Співробітники часто дотримуються схожих поглядів щодо основних цінностей і думок, які визначають їхнє ставлення до безпеки, формуючи як позитивний, так і негативний вплив на процес забезпечення безпеки в організації. Високий рівень культури безпеки відображає саме те, яким чином в організації сприймаються, цінуються, визначаються пріоритетними та інтегруються безпека, фізична безпека. Для посилення пріоритету організаційної культури МАГАТЕ та інші міжнародні організації використовують термін «організаційна культура безпеки» як синонім до «культури безпеки».

МАГАТЕ визначає високу культуру безпеки як сукупність характеристик, ставлення до справи і поведінки людей, організацій та установ, визначаючи найважливішим пріоритетом значимість питань захисту та безпеки. Оцінку і розуміння культури безпеки організації спрямовано на усвідомлення того, яким чином може підтримуватися і забезпечуватися стійкість функціонування безпеки, а також на

виявлення слабких місць, які можуть призводити до погіршення її функціонування.

МАГАТЕ надає державам - членам МАГАТЕ інструменти, розробляє програми навчання персоналу для оцінки, розвитку та зміцнення принципів культури безпеки упродовж усього періоду експлуатації їхніх об'єктів: незалежна оцінка культури безпеки; процес постійного підвищення культури безпеки; методологія самооцінки культури фізичної ядерної безпеки МАГАТЕ.

Також МАГАТЕ пропонує широкий спектр спеціалізованих місій з підтримки держав-членів з урахуванням їхніх конкретних потреб. Розроблено та впроваджено програму МАГАТЕ з незалежної оцінки культури безпеки, з такою метою, щоб організації, які потребують цієї послуги, могли подивитися з боку на характеристики, спільні цінності та базові установки своєї культури безпеки, а в підсумку – отримати можливість розвитку і підвищення внутрішньої організаційної культури, щоб усі співробітники приділяли культурі безпеки першочергову увагу. Це можливо за рахунок виявлення сильних і слабких сторін взаємодії між людьми на робочому місці, повного уявлення про те, як і чому поведуться співробітники організації, і як результат – їх позитивний або негативний вплив на процес формування культури безпеки.

Під час проведення незалежної оцінки культури безпеки використовуються такі методи як співбесіда, опитування, фокус-групи, вивчення документів тощо. Отримані багатовимірні дані аналізуються і складаються в «картину», що відображає культуру організації з метою подальшого зіставлення з характеристиками культури безпеки МАГАТЕ і нормами безпеки МАГАТЕ.

Місія працює в організації в середньому від двох до трьох тижнів із залученням не менше двох експертів з культури безпеки. Ефективна комунікація з керівництвом організації є основою для обговорення висновків, засвоєних уроків, розробки рекомендацій та подання детального звіту.

Через 18 - 24 місяці проводиться повторна місія для перевірки виконання раніше розроблених рекомендацій та пропозицій.

Для підвищення культури безпеки в медичних організаціях рекомендуємо скористатися такою інформацією: Група із забезпечення якості в радіаційній онкології з метою підвищення якості, Перевірка гарантії якості з метою вдосконалення променевої діагностики і відповідного навчання, Перевірка менеджменту якості в лікувальних установах ядерної медицини.

Навчально-науковий центр радіаційної безпеки Київського національного університету імені Тараса Шевченка <http://rb.univ.kiev.ua/> запрошує прослухати лекції з культури безпеки на курсах підвищення кваліфікації «Радіаційна безпека при здійсненні окремих видів діяльності в сфері використання ядерної енергії».

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Chan JFW, Yuan S, Kok KH, et al. A familial cluster of pneumonia associated with the 2019 novel coronavirus indicating person-to-person transmission: a study of a family cluster. Lancet. – 2020. – 395(10223):514–23.
2. Указ Президента України № 648/2019 від 4 вересня 2019 року «Про День безпеки пацієнтів». Офіційний вісник Президента України від 19.09.2019 – 2019 р., № 20, стор. 25, стаття 804.
3. Режим доступу: <http://www.ihl.org/Topics/COVID-19/Pages/default.aspx>
4. Режим доступу: <https://apps.who.int/iris/bitstream/handle/10665/339151/WHO-2019-nCoV-HCW-advice-2021.1-rus.pdf>

СТАН ТА ПЕРСПЕКТИВИ НОРМАТИВНОГО РЕГУЛЮВАННЯ ВИКОРИСТАННЯ ДЖЕРЕЛ ІОНІЗУЮЧОГО ВИПРОМІНЮВАННЯ В МЕДИЦИНІ В УКРАЇНІ

А.О. Сесемко, К.В. Сесемко

Верховний суд, м. Київ, Україна, arkadiys@ukr.net

Анотація. У тезах розглянуто стан нормативного регулювання використання джерел іонізуючого випромінювання в медицині та

основні папямки державної політики щодо безпечного використання ядерної енергії в сфері охорони здоров'я.

Ключові слова: нормативне регулювання, пріоритетні завдання, медицина, медичне опромінення, джерело іонізуючого випромінювання, рівень небезпеки, державна політика, правове регулювання, радіаційна безпека, дозвільна діяльність, пандемія, COVID-19.

Annotation. The abstracts consider the state of normative regulation of the use of ionizing radiation sources in medicine and the main directions of the state policy on the safe use of nuclear energy in the field of health care.

Key words: regulation, priority tasks, medicine, medical irradiation, source of ionizing radiation, level of danger, state policy, legal regulation, radiation safety, permitting activity, pandemic, COVID-19.

Останнім часом у світі спостерігається значний розвиток галузей медицини, пов'язаних із використанням джерел іонізуючого випромінювання. Цьому безперечно сприяє розробка та використання інноваційних технологій та сучасного обладнання для проведення діагностичних та терапевтичних процедур. У результаті впровадження таких новацій суттєво покращується якість зображень, отриманих методом ядерно-магнітного резонансу та за допомогою ультразвукової діагностики, комп'ютерної томографії, підвищується ефективність використання високоенергетичних лінійних прискорювачів з сучасними методами донесення оптимальної дози до пацієнтів з урахуванням результатів розрахунків комп'ютерних систем планування лікування, запису та контролю.

Україна є членом МАГАТЕ, обрала пріоритетним напрямом розвитку євроінтеграційний курс, що вимагає впровадження загальноновизнаних практик в професійну та нормативно-правову діяльність. Зокрема, міжнародні документи та стандарти активно імплементуються в українське законодавство [1].

У наказі Держатомрегулювання України «Про затвердження Вимог до системи управління якістю проведення діагностичних та терапевтичних процедур з

використанням джерел іонізуючого випромінювання» «Настанова з якості» визначена як головний документ, за яким установа декларує свою прихильність до забезпечення якості, що є обов'язковим для отримання ліцензії на право провадження діяльності з використання ядерної енергії, в тому числі в сфері медицини. На думку авторів, в Настанові з якості можуть бути задекларовані наміри установи щодо принципу культури безпеки.

Таким чином стає зрозумілим, що провадження діяльності з використанням ядерної енергії в медицині вимагає дотримання концепту культури безпеки відповідно до міжнародних стандартів, що досить повільно впроваджуються в національне законодавство [2].

Проте, слід зазначити, що медичний фізик є саме тим спеціалістом, що надає професійні послуги щодо вибору, оцінки, спостереження за роботою та оптимальному використанні сучасного медичного обладнання. При цьому, саме нормативно-правове супроводження цієї діяльності безпосередньо забезпечує радіаційну безпеку пацієнтів та медичного персоналу, відіграє вагомую роль у встановленні правил, стандартів, що застосовуються під час здійснення медичних процедур та інноваційних технологій з використанням джерел іонізуючого випромінювання.

Отже, протягом 2020 року нормативне регулювання проводилось відповідно до 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, що було затверджено постановою Кабінету Міністрів України від 25.10. 2017 року № 1106.

Слід зазначити, що з метою забезпечення реалізації Закону України «Про засади державної регуляторної політики у сфері господарської діяльності» велась копітка робота з розробки регуляторних актів відповідно до Плану розробки регуляторних актів Держатомрегулювання на 2020 рік та

підготовлено 19 звітів про відстеження результативності регуляторних актів [3].

У минулому році продовжувалася наполеглива робота з питань обліку та систематизації законодавства. Вживались цілеспрямовані заходи щодо актуалізації електронного реєстру нормативно-правових актів з ядерної та радіаційної безпеки, проводилися регулярні консультації з представниками громадськості щодо доопрацювання низки проєктів нормативно-правових актів, що були розміщені на офіційному вебсайті Держатомрегулювання України [4].

Тільки минулого року було розроблено та затверджено на вседержавному рівні 7 нормативних актів регулювання у сфері використання джерел іонізуючого випромінювання, зокрема: постанову Кабінету Міністрів України від 09.09.2020 року № 803 «Про внесення змін до постанов Кабінету Міністрів України від 06.05.2001 року № 440 та від 01.06.2011 року № 591.

Також були впорядковані питання оплати за здійснення дозвільних процедур у сфері використання ядерної енергії: Наказ Держатомрегулювання від 02.12.2019 року № 520 «Про затвердження Вимог до структури та змісту звіту з аналізу безпеки поверхневих та приповерхневих сховищ для захоронення радіоактивних відходів», зареєстрований в Мін'юсті України від 21.01.2020 року за № 64/34347; Наказ Держатомрегулювання України від 10.06.2020 року № 249 «Про затвердження Вимог до структури та змісту звіту з аналізу безпеки об'єктів, призначених для переробки радіоактивних відходів», зареєстрований в Мін'юсті 14.08.2020 року за № 788/3507; Наказ Держатомрегулювання України від 18.09.2020 року № 300 про скасування наказу від 08.07.2004 року № 123 «Про затвердження Положення про взаємодію державних інспекторів на АЕС з інспекторами МАГАТЕ» (зі змінами) - Наказ Держатомрегулювання від 04.08.2020 року № 319 «Про затвердження Загальних вимог безпеки до улаштування та експлуатації обладнання й трубопроводів атомних станцій».

У Мін'юсті України було зареєстровано 30.09.2020 року за № 955/35238 НПА, що були розроблені замість деяких актів органів колишнього СРСР, а саме ПНАЭГ-7-008-89, ПНАЭ Г-7-009-89, ПНАЭ Г-7-010-89 - Наказ Держатомрегулювання України від 27.10.2020 року № 436 «Про затвердження Правил безпечного перевезення радіоактивних матеріалів (ПБПРМ-2020).

Також у Мін'юсті України 30.12.2020 року за № 1313/35596 були зареєстровані Накази Держатомрегулювання України: від 28.10.2020 року № 440 «Про затвердження Загальних положень безпеки зняття з експлуатації ядерних установок». Впроваджено в практичну діяльність Положення про функціональну підсистему ядерної та радіаційної безпеки єдиної державної системи цивільного захисту, що було затверджено Наказом Держатомрегулювання від 14.02.2020 року № 57 та зареєстроване в Мін'юсті України 13.04.2020 року за № 340/34623.

Розроблені та впроваджені зміни до 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 (Наказ Держатомрегулювання від 18.08.2020 року № 342, зареєстрований в Мін'юсті 07.09.2020 року за № 854/35137).

Затверджено англо-український Глосарій термінології в сфері використання ядерної енергії та розміщено на офіційному вебсайті Держатомрегулювання; розроблено Порядок створення єдиної державної системи контролю та обліку індивідуальних доз опромінення, План заходів щодо створення єдиної державної системи контролю та обліку індивідуальних доз опромінення та Положення про Державний реєстр джерел іонізуючого випромінювання, індивідуальних доз опромінення та порядок оплати послуг з їх реєстрації, які затверджені постановою Кабінету Міністрів України від 18.11.2020 року № 1141 «Деякі питання створення єдиної державної системи контролю та обліку індивідуальних доз опромінення» [5].

Слід відзначити, що у формат онлайн роботи перейшла Західноєвропейська асоціація ядерних регуляторів (WENRA), в котрій Україна є повноправним членом з 2015 року. Відповідно до Стратегії асоціації, учасники зосередили основну увагу на посиленні комунікаційної складової з метою популяризації досягнень WENRA поза межами асоціації та на процесі підготовки до проведення ENSREG 2-ї тематичної перевірки, що запланована на 2023 рік. Відповідно до добровільно взятих зобов'язань в липні 2020 року Україна подала до Європейської групи регуляторів ядерної безпеки (ENSREG) Оновлений Національний план дій за результатами «стрес-тестів». Окрім цього, у листопаді 2020 року на Пленарному засіданні ENSREG була схвалена заявка України на отримання статусу спостерігача групи.

Враховуючи міжнародний досвід та спираючись на національні нормативно-правові норми, зокрема, ст. 29 Закону України “Про захист населення від інфекційних хвороб”, постанову Кабінету Міністрів України від 22.07.2020 № 641 “Про встановлення карантину та запровадження посиленних протиепідемічних заходів на території із значним поширенням гострої респіраторної хвороби COVID-19, спричиненої коронавірусом SARS-CoV-2” було вжито ряд невідкладних заходів щодо підвищення ефективності дії обмежувальних протоколів поведінки громадян під час пандемії [6].

Важливою залишається роль МАГАТЕ та Держатомрегулювання України у справі подальшого підвищення ефективності забезпечення правового регулювання безпечного використання джерел іонізуючого випромінювання в медицині в умовах поширення пандемії COVID-19. Наприклад, у минулому році МАГАТЕ підготувало керівництво для медичних фізиків в сучасних умовах карантину щодо алгоритмів дій при реагуванні на ядерну чи радіологічну аварійну ситуацію [7].

З огляду на важливість нормативного регулювання безпечного використання джерел іонізуючого випромінювання в

медичній сфері, особливо в умовах пандемії, Навчально-науковий центр радіаційної безпеки Київського національного університету імені Тараса Шевченка постійно проводить навчання на курсах з радіаційної безпеки фахівців, які використовують джерела іонізуючого випромінювання в різних сферах (зокрема в медицині), є організатором ювілейної X Міжнародної конференції в поточному році - «Медична фізика-сучасний стан, проблеми, шляхи розвитку. Новітні технології».

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Постанова Кабінету міністрів України від 25.10.2017 № 1106. URL: <https://zakon.rada.gov.ua/laws/show/1106-2017-%D0%BF/sp:wide-max20#n24> (дата звернення: 09.12.2019).
2. Про затвердження Вимог до системи управління якістю проведення діагностичних та терапевтичних процедур з використанням джерел іонізуючого випромінювання. Наказ Державної інспекції ядерного регулювання від 03.10.2008 № 166. Зареєстровано в Міністерстві юстиції України 29.10.2008 р. за № 1054/15745. URL: <https://zakon.rada.gov.ua/laws/show/z1054-08> (дата звернення: 13.12.2019).
3. Офіційний вебсайт Держатомрегулювання України, URL [https://snriu.gov.ua/diyalnist/normotvorcha-diyalnist/regulyatorna-diyalnist /zviti-rovidstezhennya-rezultativnosti-regulyatornih-aktiv](https://snriu.gov.ua/diyalnist/normotvorcha-diyalnist/regulyatorna-diyalnist/zviti-rovidstezhennya-rezultativnosti-regulyatornih-aktiv).
4. Режим доступу: <https://snriu.gov.ua/dlya-gromadskosti/konsultaciyi-z-gromadskistyuu/proekti-normativnih-pravovih-aktiv-dlya-obgovorennnya-z-gromadskistyuu>.
5. Директива Ради 2013/59/Євратом від 05 грудня 2013 р. про встановлення основних норм безпеки для захисту від загроз, зумовлених впливом іонізуючого випромінювання.
6. Постанова Кабінету Міністрів України від 22.07.2020 № 641 “Про встановлення карантину та запровадження посиленіх протиепідемічних заходів на території із значним поширенням гострої респіраторної хвороби COVID-19, спричиненої коронавірусом SARS-CoV-2”.
7. IAEA VIENNA, June 2020 “Pocket guide for medical physicists supporting response to a nuclear or radiological emergency”.

СУЧАСНІ ПІДХОДИ ДО ОРГАНІЗАЦІЇ ОСВІТНЬОГО ПРОЦЕСУ З ВИКОРИСТАННЯМ ЕЛЕКТРОННОГО ПІДРУЧНИКА З МЕДИЧНОЇ ФІЗИКИ

Т.М. Точиліна, А.В. Точілін

*Запорізький державний медичний університет, м. Запоріжжя, Україна,
toch2008mail.ru@gmail.com*

Анотація. У пропонованій статті проаналізовано роль фізики в розвитку сучасної медицини. Розглянуті принципи ефективного навчання з медичної фізики. Визначенні основні функції підручника в навчальному процесі, та розглянуті сучасні підходи до організації освітнього процесу з використанням електронного підручника з медичної фізики.

Ключові слова: медична фізика, біомедичні дослідження, медичні технології, ефективність навчання, електронний підручник.

Annotation. The proposed article analyzes the role of physics in the development of modern medicine. The principles of effective training in medical physics are considered. The main functions of the textbook in the educational process are determined, and modern approaches to the organization of the educational process using an electronic textbook on medical physics are considered.

Key words: medical physics, biomedical research, medical technologies, learning efficiency, electronic textbook.

Розуміння фізичних законів і явищ лежить в основі багатьох галузей людського знання. Медицина не виняток. Закони фізики застосовні до біологічних систем і лежать в основі безлічі методів біомедичних досліджень, медичних технологій, які використовуються в діагностиці і терапії захворювань. Сучасний рівень розвитку фізики, хімії та біології вже сьогодні дозволяє відкрити завісу таємниці життя, визначити фактори які на неї впливають.

На сучасному етапі наукового розвитку фізика впроваджується в медицину все більш і більш прискореними темпами: лазерна хірургія, ультразвукові дослідження м'яких тканин, магнітно-резонансна томографія, рентгенодіагностика, позитронно-емісійна томографія, операції за допомогою гамма-скальпеля тощо.

Безумовно, фізика, як найважливіша область природознавства, потрібна майбутньому лікарю для формування базових уявлень про функціонування основних систем організму людини і для осмисленого застосування цих уявлень в майбутній лікарській діяльності. Лікар зобов'язаний розуміти фізичні закони і принципи, що лежать в основі роботи медичного обладнання та правильно інтерпретувати результати діагностичного дослідження. Опора на фізичні закони дозволяє майбутньому лікарю пояснити фізіологічні процеси, встановити діагноз і вибрати правильне лікування.

Кваліфікований лікар також повинен вміти працювати зі складним лікувальним і діагностичним обладнанням, яким укомплектовані сучасні та високотехнологічні клініки.

Курс медичної і біологічної фізики, який вивчається в медичних вузах на першому курсі, не є профільюючим предметом для студентів, але є важливим з точки зору підготовки висококваліфікованого лікаря.

Підвищення ефективності навчання медичної фізики є актуальною проблемою. Одним із принципів ефективного навчання є принцип стимулювання і мотивації, орієнтація на потреби студента і його інтереси.

Із загальної теорії діяльності відомо, що неможливо досягти належного ефекту за відведений час, якщо не забезпечена відповідна мотивація. Головним чинником при відборі змісту, розробці навчально-методичних матеріалів, розробці технологій навчання повинна стати орієнтація на потреби і запити студента. Умови, які забезпечують формування позитивної мотивації навчальної діяльності в процесі навчання медичній фізиці, на наш погляд, наступні: а) компетентність викладача при формуванні мотивації; б) безперервність діяльності по формуванню мотивації; в) спеціальний підбір методичних прийомів, форм навчання, що забезпечують розвиток мотивації; г) професійна спрямованість навчально-методичних матеріалів. Професійна спрямованість не тільки є мотивацією для студентів в вивченні

медичної фізики, але й необхідна у зв'язку з обмеженим об'ємом курсу медичної фізики в медичних вузах [1].

Актуальним є розробка принципово нового підручника з медичної фізики, тому що йому відводиться особливе функціональне навантаження. Підручник повинен бути моделлю процесу навчання, тобто визначати його контури, загальну логіку, реалізацію всіх його провідних елементів.

Підручники з медичної фізики, які використовуються десятиліттями у вищих медичних навчальних закладах, застаріли, і їх складно застосовувати в сучасних умовах навчання. Необхідно провести відбір змісту курсу медичної фізики для студентів-медиків різних спеціальностей. Переглянути форму побудови підручників, яка на всіх етапах розвитку вищої освіти не змінювалася. Розвиток змісту повинен супроводжуватися розвитком форми підручника, зміною його структури. Підручники для вищих навчальних закладів повністю копіюють шкільні підручники. Вони не містять елементів проблемності, самопідготовки й самоконтролю.

Ми проаналізували деякі підручники з медичної фізики [2, 3, 4, 5], та виявили проблеми діючих підручників і можливі шляхи їх вирішення. Одна з головних проблем - *підручник і студент*. Однаковість типового підручника, орієнтованого на абстрактну модель студента, обмежує можливості виявлення їх індивідуальних навчальних інтересів. Тому необхідно вирішити проблему градації навчального матеріалу, що дозволило б зробити вибір студентам з різним рівнем підготовки.

Не менш важливою проблемою є перевантаження студентів навчальним матеріалом. Необхідно використати таку форму побудови навчального матеріалу в підручнику, яка дозволила б зробити обсяг параграфа мінімальним. Однак мінімізація обсягу підручника не повинна привести до догматичної подачі матеріалу.

Останнім часом викладачі й психологи констатують падіння інтересу у студентів до навчання. Певною мірою

виною цьому є недосконалі підручники. Треба особливу увагу звернути на мову й стиль спілкування зі студентом. Виклад матеріалу нерідко непослідовний, фрагментарний, з використанням довгих речень, складних конструкцій.

Отже, формування позитивних мотивів навчання знаходить реальне відображення у формі й змісті підручника нового типу.

Актуальним є питання про взаємозв'язок *підручника й навчального процесу*. Працюючи над параграфом підручника, студенти одержують інформацію у готовому вигляді. Така методика не стимулює їх розвиток, оскільки розрахована на запам'ятовування. Підручник нового типу повинен націлювати студентів на пошук необхідних знань, пред'являти проблеми й давати зразки їх вирішення, пропонувати зробити висновки, допомагати виконати самоконтроль засвоєння матеріалу і ін. Таким чином, підручник повинен містити основну інформацію і способи її засвоєння. Блоки самопідготовки й самоперевірки, пошук алгоритму допоможуть студентам навчитися застосовувати знання на практиці.

Останнім часом у педагогічній практиці виділилося ряд напрямків, які суттєво підвищили ефективність навчання, особливо дистанційного. До них можна віднести комп'ютеризоване навчання, прийоми систематизації знань, засобів, які формують позитивну мотивацію навчання. Однак ні один з цих напрямків не знайшов належного відображення в підручниках з медичної фізики. Можна констатувати, що досягнення педагогічних наук і передового педагогічного досвіду проходить незалежно від підручників, не торкаючи ні його змісту, ні його форми. У зв'язку із цим, дидактичні функції підручника необхідно істотно підсилити.

Матеріал підручника повинен бути організований так, щоб давати простір викладачу для творчого застосування пропонованих підручником форм роботи над змістом.

Повільне впровадження в практику багатьох досягнень педагогічних наук пояснюється тим, що вони не знаходять реального втілення, насамперед, в підручниках.

При існуючій структурі підручника, відобразити новаторський педагогічний досвід неможливо. Ми переконались, що підручник повинен містити зразки проблемного, диференційованого навчання, мати опис нових прийомів і форм навчальної роботи, цікавих методичних знахідок, а завдання викладача полягає в тому, щоб побудувати із цих елементів методичний комплекс, оптимально націлений на досягнення успіху в навчанні. Отже, у підручнику повинні знаходити висвітлення сучасні досягнення дидактики, частинних методик, педагогічного досвіду, що також диктує необхідність зміни традиційної структури.

Розроблений нами підручник багатокомпонентної структури «Медична фізика», складений відповідно до викладених вище принципів.

Поява нового типу навчального інформаційного простору дає можливість зовсім по новому підійти до організації навчального процесу з використанням підручника.

Поряд з використанням традиційної навчально-методичної літератури - друкованих матеріалів, електронних версій навчальних посібників, аудіо- та відео-матеріалів, провідну роль набувають електронні підручники.

Існуючі електронні підручники з медичної фізики являють собою традиційний інформаційний матеріал, представлений в електронному вигляді. Як показує досвід роботи в університеті, такий підручник не виконує свої функціональні можливості в повній мірі. Він не викликає цікавості, допитливості, мотивацію студентів до навчання. Та й користуватися паперовим підручником більш зручно, ніж його електронною версією.

Тому актуальним є розробка принципово нового електронного підручника, який був би не заміною друкованого, а виступав би в якості кваліфікованого викладача по предмету.

Під *електронним підручником* - ми розуміємо комп'ютерну програму, яка містить навчальну інформацію і

програмні засоби, що дозволяють студенту отримувати додаткові відомості, проводити тренінг, самоконтроль знань, а викладачеві здійснювати контроль за ходом вивчення дисципліни [6].

Електронний підручник повинен дозволити оптимізувати управління навчанням, значно підвищити ефективність і об'єктивність навчального процесу і, безумовно, заощадити час і сили викладача.

На кафедрі медичної фізики, біофізики і вищої математики Запорізького державного медичного університету здійснюється розробка електронного підручника з медичної фізики.

Електронний підручник планується представити у вигляді гіпертексту, насиченого перехресними посиланнями. Крім того, електронний підручник включатиме багато якісних графічних зображень і анімаційних фрагментів, супроводжуватися звуком, відеороликами, посиланнями на інтернет-ресурси. Також в електронний підручник планується включити матеріали для самоконтролю студентів: контрольні питання, тести, завдання для самостійного рішення. На даному етапі ведеться підготовка навчально-методичних матеріалів, які увійдуть до електронного підручника.

На наш погляд, об'єднання електронного підручників з програмами, контролюючими знання, доповнене спілкуванням між викладачем і студентом в реальному часі несуть великі перспективи для ефективного проведення навчання, в тому числі й дистанційного.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Точиліна Т.М. Теоретичні та методичні основи розробки методичної системи ефективного навчання фізиці у технічному університеті // Вісник Черкаського Національного університету імені Б.Хмельницького. №12 (225).- Серія: педагогічні науки.- Черкаси: - 2012. - С.132- 137.
2. Ємчик, Л.Ф. Медична і біологічна фізика [Текст]: підручник / Л.Ф. Ємчик, Я.М. Кміт. - Л. : Світ, 2003. - 592 с.

3. Медична і біологічна фізика [Текст]: Практикум / За ред. О.В. Чалого. - К. : Книга плюс, 2003. - 217 с.
4. Тиманюк, В.А. Биофизика [Текст]: учеб. для студентов фармацев. и мед. вузов / В.А. Тиманюк, Е.Н. Животова. - Х. : Золотые страницы, 2003. - 704 с.
5. Медична та біологічна фізика. Під ред.В.Г.Кнігавко.- Харків 2009.
6. Точиліна Т.М. Сучасні комп'ютерні технології як засіб підвищення ефективності навчання фізики у технічному університеті // Наукові записки. - Випуск 108. Серія: Педагогічні науки. - Кіровоград: РВЦ КДПУ імені В.Винниченка, 2012.- Частина 2.- С. 241-246

АНАЛІЗ ДІАГНОСТИЧНОЇ ЯКОСТІ АНАЛОГОВИХ ТА ЦИФРОВИХ РЕНТГЕНОГРАМ

Б.І. Мельник¹, О.В. Носик^{1,2}

¹*Харківський національний медичний університет м. Харків*

²*ДУ «Інститут медичної радіології та онкології
ім. С.П. Григор'єва НАМН України», м. Харків*

Анотація. В роботі проаналізовано рентгенограми органів грудної клітки за європейськими критеріями. Визначено основні причини невиконання критеріїв та бракування аналогових та цифрових зображень.

Ключові слова: якість зображення, аналогові та цифрові рентгенограми, індекс якості.

Annotation. The work analyzes chest X-ray images according to European criteria. The main reasons for non-fulfillment of criteria and rejection of analog and digital images are identified.

Key words: image quality, analog and digital X-ray images, quality index.

Актуальність Рентгенографія органів грудної клітки (ОГК) є найбільш масовим видом рентгенодіагностичного дослідження и найважливішим методом у ранній діагностиці патології легень та середостіння. Проте в Україні продовжує існувати проблема неякісних знімків [1]. Основна клінічна вимога до рентгенограми – інформативність, яку можна оцінити фізичними параметрами зображення або аналізом за діагностичними критеріями [2].

Метою роботи є порівняльний аналіз якості та інформативності рентгенівських знімків органів грудної клітки за європейськими критеріями.

Матеріали та методи. Проведено порівняльний аналіз рентгенограм ОГК групою рентгенологів за критеріями ЄС [3]. Для кількісної оцінки якості зображення було запропоновано індекс якості зображення (ІЯЗ). При виконанні всіх 10 критеріїв максимальна оцінка знімку складала 10 балів.

Знімки з оцінкою 8 - 10 балів приймалися як знімки достатньої якості. Знімки, що мали загальний бал 5 - 7,9 балів приймалися за задовільні. Знімки, що мали загальний бал нижче 5 – відбраковувались, було проведено аналіз бракування зображень. Це дозволило об'єктивно оцінити якість діагностичних зображень [2].

Результати та їх обговорення. Загальний аналіз знімків, що отримано на апаратах з застарілими системами плівка-екран продемонстрував найнижчу діагностичну якість – ІЯЗ складає 5,1 бали з максимального 10. Низька якість зображення пов'язана з високим ступенем зношеності апарату, низької якістю плівок, використанням старих засвічених екранів підсилювання зображення [1]. Низький показник ІЯЗ свідчить про недостатню діагностичну інформативність зображень – майже 50% знімків можуть призводити як до хибно позитивних, як й хибно негативних результатів діагностики й повинні відбраковуватися [4].

Знімки на рентгенодіагностичних апаратах з CR пластин мають ІЯЗ 7,3 бали. Однак отримання знімків вимагає додаткового циклу оцифрування CR пластин й призводить до втрати інформації на цьому проміжному етапі. Необхідно відзначити, що даний метод візуалізації не виправдовує себе економічно, оскільки потребує наявності додаткового обладнання і час на постобробку зображень [2].

Знімки на вітчизняних цифрових комплексах мають недостатню якість для виявлення нетипових патологічних структур, загальний бал ІЯЗ складає 6,7 з максимального у 10 балів. Це може бути передусім пов'язано з низькою загальною фільтрацією апаратів даної групи і низькою якістю приймачів зображення.

Для цифрових знімків, що отримано на сучасних цифрових комплексах сумарний узагальнений ІЯЗ складає 8,8 балів. Використання сучасних систем візуалізації з широким динамічним діапазоном і можливістю постобробки зображень, задовільний стан апаратів, практично виключає випадки відбракування зображень або отримання хибних результатів

діагностики. Однак, і для даної групи апаратів 10 - 12% знімків не відповідала у повній мірі усім критеріям, що потребують подальшої оптимізації шляхом усунення причин систематичного невиконання окремих критеріїв щодо чіткості відтворення легеневої структури й проведення додаткової постобробки зображень.

Необхідно відзначити, що з усіх критеріїв якості найменш низький бал відмічене для критерію «Чітке відтворення судинного малюнку по всій поверхні легень, особливо периферичні судини» – від 0,2 балів для аналогових систем до 0,8 балів для цифрових. Це потребує використання додаткового візуального аналізу цих структур або налаштування додаткових опцій програмного забезпечення.

Висновки. Кількісна оцінка якості рентгенограм експертами-рентгенологами згідно Керівництву ЄС показала, що більшість знімків відповідали тільки 5 - 7 критеріям з 10 запропонованих. Це свідчить про те, що при інтерпретації рентгенівських знімків при аналізі патерна патологічних станів інформативність діагностики може знижуватись на 30-50%.

Для підвищення діагностичної якості рентгенограм ОГК необхідне впровадження програми контролю якості, що дозволить на етапі інсталяції або регулярного тестування рентгенівського обладнання виявляти апарати з низькою або незадовільною якістю зображень. Це сприятиме зменшенню кількості малоінформативних знімків та необґрунтованого опромінення пацієнтів.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Стадник Л.Л., Шальопа О.Ю., Носик О.В. Оптимізація доз опромінення пацієнтів при рентгенографії органів грудної клітки. Променева діагностика, променева терапія. 2016. № 1. С. 78 – 81.
2. Стадник Л.Л., Шальопа О.Ю., Носик О.В. Необхідність розробки та впровадження програми контролю якості в рентгенодіагностичних відділеннях. Медична фізика – сучасний стан, проблеми, перспективи: Матер. 5 міжнар. конференції 24 – 25 вересня 2015, м. Київ, Україна. – Київ, 2015. – С. 42 – 43.

3. Vladimirov A. Comparison of image quality test methods in computed radiography. MSc thesis in applied physics, Tartu, 2010. – 44 с.
4. European Commission. Radiation protection № 162: Criteria for Acceptability of Medical Radiological Equipment Used in Diagnostic Radiology, Nuclear Medicine and Radiotherapy. – Luxembourg: Office for official publications of the european communities, 2012. – 89 p.
5. IAEA. Radiation Protection and Safety in Medical Uses of Ionizing Radiation SSG-46. – Vienna, 2018. – 340 p.

УКРАЇНСЬКИЙ ПЛАН ЗАХОДІВ ЩОДО РАДОНУ В ПОВІТРІ БУДИНКІВ (РЕЗУЛЬТАТИ ПЕРШОГО ЕТАПУ)

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

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

Анотація. В листопаді 2019 року КМУ затвердив державний план заходів щодо зменшення концентрацій радону в повітрі житлових і громадських будівель та на робочих місцях. На першому етапі реалізації цього плану була проаналізована наявна інформація щодо активностей радону в повітрі будинків, визначені відповідні радіаційні ризики, проаналізована відповідність нормативно-правової бази України вимогам міжнародних стандартів безпеки та розроблено низку сучасних нормативних документів що стосуються цього питання.

Ключові слова: радон, план дій, радіаційні ризики, норматив.

Key words: radon, action plan, radiation risks, standard.

В ситуації існуючого опромінення початкові дослідження рівнів опромінення та оцінка радіаційних ризиків є критеріями для обґрунтування доцільності та виправданості втручання. В контексті опромінення радоном доцільним критерієм є середньозважені величини концентрацій радону в будинках. На першому етапі були проаналізовані наявні дані та визначено, що діючий норматив – $100 \text{ Бк} \cdot \text{м}^{-3}$ еквівалентної рівноважної об'ємної активності радону або $250 \text{ Бк} \cdot \text{м}^{-3}$ у одиницях об'ємної активності (концентрації) радону газу, був

перевищений у 21 % обстежених будинків, а рекомендований BSS референтний рівень [1] – $300 \text{ Бк}\cdot\text{м}^{-3}$ (радон газ) – у 16 % випадків. Встановлено, що середньоегеометричне значення активностей радону варіює від 35 до $265 \text{ Бк}\cdot\text{м}^{-3}$ на рівні окремих областей, тобто різниця між рівнями радону на різних територіях країни може складати до 7,5 разів. Про значну варіабельність концентрацій радону свідчать величини і стандартних відхилень, які можуть в 1,5 рази перевищувати середньоегеометричне значення по окремій області.

Встановлено, що відповідні радіаційні ризики для населення України, величина яких була визначена за прийнятими у світовій практиці методами оцінки та дозовими коефіцієнтами Публікацій 126, 137 МКРЗ [2, 3] щодо прогнозованої кількості смертей від радонового раку легенів, становить майже 8900 випадків щорічно. Визначені відповідні прямі збитки для країни, які тільки за рахунок неучасті померлих осіб у валовому внутрішньому доході, сьогодні становлять більше 450 мільйонів доларів у рік.

На цьому етапі було проведено аналіз існуючої нормативної бази і розроблені та подані на затвердження в МОЗ України два нормативні документи: санітарний регламент "Основні стандарти безпеки поводження з матеріалами, які вміщують радіонукліди природного походження" і "Порядок та методика проведення вимірювань радону в будинках".

Розроблений новий санітарний регламент встановлює загальні вимоги щодо забезпечення радіаційного захисту населення від впливу природних джерел у приміщеннях житлових, громадських будівель та споруд і на робочих місцях, включаючи радон в повітрі, і встановлює базові вимоги захисту та безпеки для здоров'я і життя людини. Щодо методики проведення вимірювань радону в повітрі приміщень цей документ є першим в низці документів, які мають забезпечити функціонування єдиних баз даних щодо радону та системи інформування населення про радіаційні ризики від радону.

Ще одним напрямом досліджень на першому етапі став аналіз сучасних стратегій просвітницької роботи з населенням та визначення найбільш прийнятних для України форм інформування про рівні опромінення населення, радіаційні ризики та шляхи їх зменшення.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Radiation Protection and Safety of Radiation Sources: International Basic Safety Standards. IAEA General Safety Requirements No. GSR Part 3. Vienna : IAEA, 2014. 436 p.
2. Radiological Protection against Radon Exposure. ICRP Publication 126 // Annals of the ICRP. 2014. Vol. 43 (3). 73 p.
3. Occupational Intakes of Radionuclides: Part 3. ICRP Publication 137 // Annals of the ICRP. 2017. Vol. 46 (3-4). 486 p.

ДЕРЖАВНЕ РЕГУЛЮВАННЯ БЕЗПЕКИ ВИКОРИСТАННЯ ДЖЕРЕЛ ІОНІЗУЮЧОГО ВИПРОМІНЮВАННЯ У МЕДИЦИНІ

О.І. Богуславська

*Державна інспекція ядерного регулювання України, м. Київ, Україна
oi.boguslavskaya@snriu.gov.ua*

Анотація. Стаття присвячена питанням державного регулювання безпеки використання джерел іонізуючого випромінювання в медицині. Посилення державного регулювання безпеки в медичній сфері є одним із пріоритетних завдань Державної інспекції ядерного регулювання України.

Ключові слова: медицина, медичне опромінення, джерело іонізуючого випромінювання, рівень небезпеки, державна політика, регулювання безпеки, нормування, дозвільна діяльність, наглядова діяльність, пріоритетні завдання.

Annotation. The article is devoted to the issues of state regulation of safety of use of ionizing radiation sources in the medicine. Strengthening state regulation of safety in the medical field is one of the priorities of the State Inspectorate for Nuclear Regulation of Ukraine.

Key words: medicine, medical exposure, ionizing radiation source, hazard level, state policy, safety regulation, development of safety standards, licensing, supervisory activities, priority tasks.

Медицина є найпоширенішою галуззю застосування джерел іонізуючого випромінювання (далі – ДІВ) в Україні. Із 2720 ліцензіатів у сфері використання ядерної енергії, які мають право на провадження діяльності з використання ДІВ, 2001 ліцензіат – заклади охорони здоров'я.

В Україні, як і в усьому світі, спостерігається тенденція до зростання рівня захворюваності на онкологію, яка за даними статистики МОЗ України, посідає друге місце серед інших основних захворювань, у зв'язку з цим збільшується кількість діагностичних та лікувальних процедур з використанням ДІВ.

За даними Державного реєстру в Україні використовується понад 13 800 одиниць обладнання для рентгенодіагностики (з них 9 697 – рентгенодіагностичні апарати, 521 – мамографи, 2901 – дентальні рентгенівські апарати, 637 – комп'ютерні томографи та ПЕТ томографи, 11 – інші ДІВ медичного призначення), 132 апарата для гамма-терапії (з них 41 установка для контактної терапії), 213 апаратів, що використовуються в інтервенційній радіології, 24 апарата для рентгенотерапії, 33 прискорювача електронів.

Правове обґрунтування державного регулювання безпеки використання ДІВ визначене законодавством України у сфері безпеки використання ядерної енергії.

Держатомрегулювання здійснює формування та реалізацію державної політики у сфері безпеки використання ядерної енергії відповідно до Положення про Державну інспекцію ядерного регулювання України, затвердженого постановою Кабінету Міністрів України від 20.08.2014 р. № 363 [1].

Статтею 1 Закону «Про використання ядерної енергії та радіаційну безпеку» [2] визначено, що «використання ядерної енергії – це сукупність видів діяльності, пов'язаних з використанням ДІВ у науці, виробництві, медицині та інших галузях». У статті 27 Закону визначено, що «державному регулюванню у сфері використання ядерної енергії підлягає

використання ДІВ у промисловості, сільському господарстві, медицині».

Ліцензування окремих видів діяльності у сфері використання ядерної енергії, у тому числі при використанні ДІВ в медицині, здійснюється відповідно до статті 7 Закону України «Про дозвільну діяльність у сфері використання ядерної енергії» [3]. На підставі частини третьої цієї статті Закону від ліцензування звільняється діяльність, пов'язана з використанням ДІВ, яка відповідає критеріям, встановленим постановою Кабінету Міністрів України «Про затвердження критеріїв, за якими діяльність з використання джерел іонізуючого випромінювання звільняється від ліцензування» від 16.11.2011 р. № 1174 (далі – Критерії звільнення).

Роз'яснення Держатомрегулювання щодо вимог законодавства з питань ліцензування та застосування Критеріїв звільнення надаються суб'єктам діяльності у разі їх звернення.

Державне регулювання безпеки використання ядерної енергії у відповідності до вимог статті 22 Закону «Про використання ядерної енергії та радіаційну безпеку» [2] передбачає видачу документів дозвільного характеру на здійснення діяльності у сфері використання ядерної енергії.

Порядок видачі ліцензій на провадження діяльності у сфері використання ядерної енергії, визначено статтею 12 Закону України «Про дозвільну діяльність у сфері використання ядерної енергії» [3].

Для отримання ліцензії на провадження діяльності у сфері використання ядерної енергії суб'єкт діяльності (заявник) подає заяву та комплект документів до органу державного регулювання ядерної та радіаційної безпеки. Форма заяви та перелік документів, що додаються до заяви, визначені у Положенні про перелік та вимоги щодо форми та змісту документів, що подаються для отримання ліцензії на провадження окремих видів діяльності у сфері використання ядерної енергії, затвердженого наказом Держатомрегулювання від 06.08.2012 р. № 153,

zareestrovanoogo v Ministertvi yustitsii Ukraini 29.08.2012 p. za № 1453/21765 [4].

Derzhavna reestratsiya dzhерел ionizuyuchogo viprominiyuvannya, vidpovidno do statti 11 Zakonu Ukraini «Pro dozvilnu diyalnist u sferi vikoristannya yadernoi energii» [3], u tomu chisli y тих, diyalnist z vikoristannya яких звilynnyaetsya vid litsenzuvannya, zdidsnyetsya sub'єkтами diyalnosti vidpovidno do porядku, який визначено постановою Кабінету Міністрів України від 16.11.2000 р. № 1718 «Деякі питання державного регулювання діяльності з використання джерел іонізуючого випромінювання» [5].

Derzhatomregulyuvannya zdidsnyє robotu z pidvyshchennya efektyvnosti radiatsiynogo zahistu v medycyni ta zabezpechennya виконання вимог статті 17 Закону України «Про захист людини від впливу іонізуючого випромінювання» [6], які набрали чинності 24 лютого 2020 року, щодо заборони ввезення на територію України, виробництва та прийняття в експлуатацію рентгенівських апаратів, комп'ютерних томографів та іншого обладнання медичного призначення, яке використовує ДІВ, що не відповідає встановленим вимогам.

Pidgotovleno metodichni roz'yasnennya shchodo zastosuvannya polozhen' statti 17 Zakonu Ukraini «Pro захист людини від впливу іонізуючого випромінювання» [6], які містять роз'яснення деяких нових термінів, які застосовуються, наводять приклади радіологічного обладнання, з технічними характеристиками й фотоілюстраціями. Ці методичні роз'яснення рекомендуються у якості довідкового матеріалу установам і організаціям, які виробляють або приймають в експлуатацію медичне радіологічне обладнання, та підрозділам Держатомрегулювання, які здійснюють нагляд та ліцензування діяльності з виробництва та використання ДІВ медичного призначення, організовують державні експертизи з ядерної та радіаційної безпеки проєктів ДІВ медичного призначення. Ознайомитись з методичними роз'ясненнями можна за адресою: <https://www.uatom.org/normativno-pravova-baza-zabezpechennya-radiatsijnoyi-bezpeki>.

Крім того, Держатомрегулювання зобов'язало усіх національних виробників медичного радіологічного обладнання привести у відповідність до вимог законодавства технічні умови з виробництва цього обладнання.

Держатомрегулюванням під час здійснення дозвільної та наглядової діяльності постійно проводиться перевірка відповідності медичного радіологічного обладнання вимогам законодавства.

Постійно здійснюється регулюючий супровід введення в експлуатацію нового обладнання для променевої терапії та діагностики у закладах охорони здоров'я.

Детальна інформація про здійснення регулюючої діяльності Держатомрегулювання розміщена на офіційному сайті: <https://snriu.gov.ua>.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Положення про Державну інспекцію ядерного регулювання України, затверджене постановою Кабінету Міністрів України від 20.08.2014 р. № 363.
2. Закон України «Про використання ядерної енергії та радіаційну безпеку».
3. Закон України «Про дозвільну діяльність у сфері використання ядерної енергії».
4. Положення про перелік та вимоги щодо форми та змісту документів, що подаються для отримання ліцензії на провадження окремих видів діяльності у сфері використання ядерної енергії, затвердженого наказом Держатомрегулювання від 06.08.2012 р. № 153, зареєстрованого в Міністерстві юстиції України 29.08.2012 р. за № 1453/21765.
5. Постанова Кабінету Міністрів України від 16.11.2000 р. № 1718 «Деякі питання державного регулювання діяльності з використання джерел іонізуючого випромінювання».
6. Закон України «Про захист людини від впливу іонізуючого випромінювання».

ОКРЕМІ ПИТАННЯ ЩОДО ЗВІЛЬНЕННЯ ГЕНЕРУЮЧИХ ДІВ ВІД ЛІЦЕНЗУВАННЯ

О.В. Вісков

*Державна інспекція ядерного регулювання України, м. Київ, Україна.
ov.viskov@snriu.gov.ua*

Анотація. В статті розглянуто питання щодо неправомірного використання ДІВ – рентгенодіагностичних апаратів внаслідок невірного інтерпретування положень окремих нормативно-правових актів та державних стандартів суб'єктами відповідної діяльності, через вплив публікацій в мережі Інтернет.

Ключові слова: генеруючі ДІВ в медичній практиці, критерії звільнення, ліцензування.

Annotation. The article considers the issue of misuse of IRS - X-ray diagnostic devices due to incorrect interpretation of the provisions of certain regulations and state standards by the subjects of the relevant activities, due to the influence of publications on the Internet.

Key words: Generating IRS in medical practice, criteria for dismissal, licensing.

У квітні 2020 року на веб-сторінці Всеукраїнської асоціації рентгенологів з'явилась стаття під заголовком: «Верховна Рада України усунула Державну інспекцію ядерного регулювання від визначення джерел іонізуючого випромінювання, які звільняються від ліцензування» [1]. Оскільки Держатомрегулювання має практику постійного моніторингу інтернет-ресурсів в піднаглядних питаннях, стаття, звичайно ж, привернула мою увагу. Наведені в матеріалі статті аргументи та висновки не витримували критики, але, за великим рахунком, стаття так і залишилась би без реакції, якби окремі події вже у 2021 році не примусили повернутись до неї.

В 2021 році регіональні інспекційні підрозділи Держатомрегулювання почали виявляти практику використання джерел іонізуючого випромінювання – рентгенодіагностичних апаратів в медичній практиці суб'єктами діяльності, які не мали відповідної ліцензії. Переписка та спілкування з такими суб'єктами показали, що

при започаткуванні відповідного напрямку діяльності, вони здійснювали придбання певного рентгенодіагностичного обладнання, постачальник якого з самого початку запевняв, що це обладнання не підлягає ліцензуванню і ніяких дій в напрямку консультацій з Держатомрегулювання робити не потрібно. При цьому, порушники вимог законодавства наводили аргументи на користь свого рішення не отримувати ліцензію, дуже схожі до тих, які були приведені у вищезгаданій статті півторарічної давнини.

Звичайно, що Держатомрегулювання має встановлені законодавством України важелі, щоб вплинути на правопорушників та повернути практику їх діяльності в правове русло. Тим не менше, ми розуміємо, що в цій ситуації окремі суб'єкти діяльності могли стати заручниками тенденційної поведінки постачальників обладнання. Завіряння постачальника про те, що саме його рентгенодіагностичні апарати не вимагають ліцензування, могло підштовхнути медичні заклади до надання переваги саме цьому обладнанню, чим наразило на відповідні заходи зі сторони регулюючого органу. Саме тому я вирішив використати платформу X Міжнародної конференції з медичної фізики, щоб донести до широкого загалу професійної спільноти свою точку зору та убезпечити окремих суб'єктів діяльності в сфері використання ДІВ від непередуманих рішень.

Отже, для початку, коротко про те, на чому ґрунтуються автори статті, коли стверджують, що «Верховна Рада України усунула Державну інспекцію ядерного регулювання від визначення джерел іонізуючого випромінювання, які звільняються від ліцензування».

Автори статті звертають увагу на зміну в статті сьомій Закону України «Про дозвільну діяльність в сфері використання ядерної енергії» [2], які були прийняті Верховною радою України 18.09.2019 і якими, серед іншого, частину третю означеної статті було змінено, а частину четверту – виключено. Наведемо порівняння цих частин статті 7 (таблиця 1):

Таблиця 1.

Порівняння редакцій частини третьої та частини четвертої статті 7 Закону України «Про дозвільну діяльність в сфері використання ядерної енергії».

<i>Попередня редакція частини третьої статті 7 Закону</i> Від ліцензування звільняється діяльність, пов'язана з використанням джерел іонізуючого випромінювання, за таких умов: безпека використання джерела іонізуючого випромінювання забезпечується його конструкцією; використання джерела іонізуючого випромінювання не потребує спеціальної підготовки персоналу з питань ядерної та радіаційної безпеки, що виходить за межі вивчення інструкції з використання цього джерела іонізуючого випромінювання; досвід використання свідчить про відсутність аварій з радіаційними наслідками.	<i>Частина третя статті 7 в редакції Закону № 107-IX від 18.09.2019</i> Від ліцензування звільняється діяльність, пов'язана з використанням джерел іонізуючого випромінювання, які відповідають критеріям, встановленим Кабінетом Міністрів України.
<i>Попередня редакція частини четвертої статті 7 Закону</i> Перелік джерел іонізуючого випромінювання, діяльність по використанню яких звільняється від ліцензування визначається органом державного регулювання ядерної та радіаційної безпеки за погодженням з центральним органом виконавчої влади, що забезпечує формування державної політики у сфері охорони здоров'я відповідно до критеріїв, установлених Кабінетом Міністрів України.	<i>Частину четверту статті 7 виключено на підставі Закону № 107-IX від 18.09.2019</i>

Якби автори статті на веб-сторінці Всеукраїнської асоціації рентгенологів звернули увагу на той факт, що критерії, за якими діяльність з використання ДІВ звільняється від ліцензування (далі – Критерії звільнення) були затверджені постановою Кабінету Міністрів України №1174 [3] ще у 2011 році, можливо б вони задали собі запитання: «А для чого ж тоді виключили частину четверту означеної статті 7 Закону»? І могли отримати доволі просту відповідь: для того, щоб спростити дозвільну процедуру. До моменту прийняття цих змін, для звільнення того чи іншого ДІВ, яке формально відповідало Критеріям звільнення, потрібно було внести найменування цього ДІВ у відповідний Перелік, та затвердити його наказом Держатомрегулювання. Цей перелік епізодично, за зверненням суб'єктів діяльності, переглядався та поповнювався. Тим не менше, сама наявність такого переліку та процедура його формування, створювали бюрократичну затримку у прийнятті рішення і, на думку самого Держатомрегулювання, без нього цілком можна було б обійтись. Власне, саме з ініціативи Держатомрегулювання ці зміни до закону й були запропоновані та в подальшому прийняті. Тож, чи слід вважати, що Держатомрегулювання було «усунуте від визначення ДІВ, які звільняються від ліцензування», як це вбачають автори статті? Абсолютно – ні. Критерії звільнення як існували, так і існують в незмінному вигляді. А повноваження ДІЯРУ в цьому напрямку як були, так і продовжують бути визначені абзацом сьомим статті 24 Закону України «Про використання ядерної енергії та радіаційну безпеку»: *«Орган державного регулювання ядерної та радіаційної безпеки ... проводить оцінку безпеки ядерних установок, об'єктів, призначених для поводження з радіоактивними відходами, уранових об'єктів та інших джерел іонізуючого випромінювання, державну експертизу їх ядерної та радіаційної безпеки та державну експертизу фізичного захисту ядерних установок, ядерних матеріалів, радіоактивних відходів, інших джерел іонізуючого випромінювання і видає відповідні документи дозвільного*

характеру». Тобто, оцінка безпеки того чи іншого ДІВ, в т.ч. і на відповідність його Критеріям звільнення, є виключною компетенцією Державної інспекції ядерного регулювання України.

Чому я наголошую на повноваженнях та компетенціях? Бо далі в статті, яку ми тут розглядаємо, через певні міркування, автори приходять до геть цікавого висновку: *«Таким чином, коли виробник або постачальник діагностичного рентгенівського обладнання надає замовнику Декларацію відповідності Технічному регламенту №753, то цим документом він фактично підтверджує той факт, що обладнання задовольняє п.3 постанови КМУ №1174 та не підлягає ліцензуванню»*. Ось тут ми вже спостерігаємо, як професійна спілка намагається перетягнути на себе повноваження органу державної влади. Загалом, на це можна би було й не звертати уваги, але, як показано на початку цієї статті, такі некомпетентні висновки мають наслідки. Сьогодні окремим суб'єктам діяльності в сфері використання ядерної енергії, які дослухались до висновків статті, загрожують абсолютно реальні штрафні санкції у відповідності до абзацу другої частини першої статті 17¹ Закону України «Про дозвільну діяльність в сфері використання ядерної енергії» - штраф у розмірі від п'ятисот до п'ятдесяти тисяч неоподатковуваних мінімумів доходів громадян.

Давайте спробуємо проаналізувати на чому ж автори статті будують свій висновок.

На початку вони цілком коректно зауважують, що введення в обіг та/або в експлуатацію медичних виробів дозволяється тільки в разі, коли вони повністю відповідають вимогам Технічного регламенту щодо медичних виробів, затвердженого та введеного в дію Постановою Кабінету Міністрів України від 02.10.2013 за №753 [4]. Абзац другий пункту 9 цього Технічного регламенту передбачає, що медичні вироби, які відповідають вимогам національних стандартів, включених до переліку національних стандартів, які відповідають європейським гармонізованим стандартам та

добровільне застосування яких може сприйматися як доказ відповідності медичних виробів вимогам Технічного регламенту щодо медичних виробів, вважаються такими, що відповідають його вимогам. Серед таких стандартів, одним з центральних в контексті медичного радіологічного обладнання, є ДСТУ EN 60601-1-3:2015 «ВИРОБИ МЕДИЧНІ ЕЛЕКТРИЧНІ. Частина 1-3. Загальні вимоги щодо безпеки та основних робочих характеристик. Додаткові вимоги щодо радіаційного захисту в діагностичному рентгенівському обладнанні» [5]. І ось саме на одному з положень цього документу автори статті роблять просто неймовірний логічний кульбіт. Давайте приведемо його тут як пряму цитату (із деякими несуттєвими скороченнями).

[цитата]

«Вимоги до радіаційної безпеки діагностичного рентгенівського обладнання викладені у національному стандарті ДСТУ EN 60601-1-3:2015 ... у якому, зокрема, є п. 12.5, викладений у наступній редакції:

«Повітряна керма, не у стані навантаження, через паразитне випромінювання від блоків рентгенівських трубок та блоків джерела рентгенівського випромінювання, на відстані 5 см від будь-якої поверхні з вирахуванням середнім значенням на ділянці площею 10 см², основні лінійні розміри якої не перевищують 5 см, не повинна перевищувати 20 мкГр за 1 год....»

Відповідність цій вимозі ДСТУ EN 60601-1-3:2015 задовольняє критерію звільнення від ліцензування рентгенівського обладнання, викладеного у п.3 постанови КМУ №1174:

«... 3. Діяльність з використання нерадіонуклідних установок та пристроїв, які генерують іонізуюче випромінювання, звільняється від ліцензування за таких умов:

...3) для діагностичних рентгенівських апаратів у разі неперевищення 10 мкЗв на годину потужності амбієнтного еквівалента дози (або потужності еквівалента направленої

дози) на відстані 0,1 метра від фокусної точки в усіх напрямках, крім напрямку цільового опромінення...»

Тобто відповідність діагностичного рентгенівського обладнання вимогам стандарту ДСТУ EN 60601-1-3:2015 задовольняє критерію його звільнення від ліцензування, визначеного у постанові КМУ №1174

Таким чином, коли виробник або постачальник діагностичного рентгенівського обладнання надає замовнику Декларацію відповідності Технічному регламенту №753, то цим документом він фактично підтверджує той факт, що обладнання задовольняє п.3 постанови КМУ №1174 та не підлягає ліцензуванню».

[кінець цитати]

Іншими словами, за логікою авторів статті, оскільки ДСТУ EN 60601-1-3:2015 передбачено, що *повітряна керма від блоків рентгенівських трубок, не у стані навантаження не повинна перевищувати 20 мкГр/год*, то у випадку, коли якийсь конкретний рентген-апарат отримав сертифікат відповідності вимогам цього стандарту, це означає, що він відповідає вимогам Технічного регламенту щодо медичних виробів і автоматично звільняється від ліцензування на підставі підпункту 3 пункту 3 Критеріїв звільнення... Ось у цьому місці треба поставити смайлик у вигляді здивованого обличчя із величезними круглими очима.

Що ж, сподіваюсь, що наступні викладки дозволять читачам зробити вірні висновки і не потрапити в спровоковану статтею халепу.

Почнемо з того, що звернемось до розділу 3 «Терміни та визначення понять» у ДСТУ EN 60601-1-3:2015 і перенесемо сюди деякі терміни:

- навантаження (*loading*) - у генераторі рентгенівського випромінювання - процес подавання електроенергії до анода рентгенівської трубки;

- стан навантаження (*loading state*) - стосовно генератора рентгенівського випромінювання - стан від закінчення стану

готовності, коли передбачувану функцію генератора активовано, до кінця навантажування рентгенівської трубки;

- тривалість навантажування (*loading time*) - час, визначений за конкретним методом, протягом якого вхідну потужність анода застосовують до рентгенівської трубки.

Тепер перефразуємо і наведемо підпункт 3 пункту 3 Критеріїв звільнення: *«Діяльність з використання діагностичних рентгенівських апаратів звільняється від ліцензування у разі неперевищення 10 мкЗв на годину потужності амбієнтного еквівалента дози (або потужності еквівалента направленої дози) на відстані 0,1 метра від фокусної точки в усіх напрямках, крім напрямку цільового опромінення».*

Отже, в Критеріях звільнення мова йде про стан рентгенівського апарату, коли він випромінює, тобто, про момент у часі, коли апарат перебуває в стані навантаження. Критерії не обумовлюють про яке саме випромінювання йде мова, корисне, чи паразитне, але виходячи з того, що мова йде про *«всі напрямки окрім напрямку цільового опромінення»*, доцільно вважати, що ми говоримо про паразитне випромінювання. Щоправда, зовсім не зрозуміло, чому тоді автори статті взяли до уваги п. 12.5 ДСТУ EN 60601-1-3:2015, де мова йде про рентгенівське обладнання, яке *перебуває не у стані навантаження?*

Знову звертаємось до ДСТУ EN 60601-1-3:2015, на цей раз до п. 12.4 (а не 12.5, як це зробили автори статті):

«12.4 Паразитне випромінювання у стані навантаження. У стані навантаження повітряна керма через паразитне випромінювання від блоків рентгенівських трубок та систем формування рентгенівського зображення на відстані 1 м від фокальної точки, розташованої в будь-якому місці площі 100 см² з основними лінійними розмірами, які не перевищують 20 см, під час роботи за номінальної напруги рентгенівської трубки за умов навантажування, які відповідають зразковим, не повинна перевищувати 1,0 мГр на 1 год».

В цьому місці давайте спробуємо слідувати логіці авторів статті на веб-сторінці Всеукраїнської асоціації рентгенологів та порівняємо ці дві умови в Критеріях звільнення та ДСТУ EN 60601-1-3:2015 (хоча це й не зовсім коректно і практичного сенсу в цьому нема). Для початку приведемо дозові величини до однакової відстані. Використавши формулу обернених квадратів для рентгенографії, розрахуємо значення повітряної керми на відстані 0,1 метра від фокусної точки:

$$\frac{I_1}{I_2} = \left(\frac{r_2}{r_1} \right)^2, \quad (1)$$

де I_1, I_2 – інтенсивність випромінювання;
 r_1, r_2 – відстань від фокусної точки.

Якщо на відстані $r_2 = 1,0$ м інтенсивність I_2 не повинна перевищувати 1,0 мГр/год в одиницях повітряної керми, то на відстані $r_1 = 0,1$ м інтенсивність I_1 не повинна, відповідно, перевищувати 100 мГр/год (в будь-якому місці площею 100 см²).

В таблиці А.21 публікації Міжнародної Комісії з Радіаційного Захисту (ICRP) №74 – «Коефіцієнти перетворення для використання в радіаційному захисті від зовнішньої радіації» [6] представлено коефіцієнти перетворення амбієнтного еквівалента дози $H^*(10)$ з повітряної керми K_a для фотонного випромінювання при різних енергіях фотонів. Для енергій фотонів в межах 0,03 МеВ – 0,06 МеВ – 0,150 МеВ значення коефіцієнтів перетворення $H^*(10)/K_a$ лежать в межах 1,10 – 1,74 – 1,49 Зв/Гр. Таким чином, оціночне значення *потужності амбієнтного еквівалента дози* на відстані 0,1 м від фокусної точки не повинно перевищувати 110 – 174 – 149 мЗв/год в діапазоні типових прискорювальних напруг рентгенодіагностичних апаратів. Тобто, дозволені значення потужності дози паразитного випромінювання від блоків рентгенівських трубок у стані навантаження відповідно до ДСТУ EN 60601-1-3:2015 більш ніж на чотири порядки перевищують дозволені значення потужності дози, визначені як критерій звільнення від ліцензування. А значить висновки, наведені в статті на веб-

сторінці Всеукраїнської асоціації рентгенологів під заголовком: «Верховна Рада України усунула Державну інспекцію ядерного регулювання від визначення джерел іонізуючого випромінювання, які звільняються від ліцензування» є невірними.

Уважний кваліфікований фахівець в сфері радіаційного захисту може сказати, що наведені розрахунки є доволі емпіричними, оскільки порівнювати подібним чином різні дозиметричні величини не є цілком коректно. І я з ним погоджусь. Вище я зауважив, що взагалі немає практичного сенсу в тому, щоб слідувати логіці авторів статті і порівнювати дозиметричні величини в Критеріях звільнення та ДСТУ EN 60601-1-3:2015. Насправді, для того, щоб довести, що те чи інше рентгенодіагностичне обладнання відповідає Критеріям звільнення, виробнику або експлуатанту рентгенівського обладнання необхідно просто звернутись до компетентної вимірювальної лабораторії і провести *вимірювання* потужності саме амбієнтного еквівалента дози на відстані 0,1 метра від фокусної точки рентгенівського випромінювача в усіх напрямках, крім напрямку цільового опромінення, з оформленням відповідного протоколу. На підставі цього протоколу Держатомрегулювання повинно буде прийняти рішення про звільнення конкретного рентген-апарату (або рентген-апаратів певного типу, якщо вимірювання проведені в рамках погодження технічних умов на його виробництво) від ліцензування. Це є необхідною і достатньою умовою для застосування Критеріїв звільнення.

З свого боку, закликаю всю професійну спільноту, пов'язану із використанням рентгенодіагностичних апаратів у медичній практиці, критично відноситись до матеріалів, які іноді публікуються в мережі Інтернет і звертатись за роз'ясненнями з питань, пов'язаних з безпекою використання ДІВ, в першу чергу, до Держатомрегулювання, як до уповноваженого державного органу.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Верховна Рада України усунула Державну інспекцію ядерного регулювання від визначення джерел іонізуючого випромінювання, які звільняються від ліцензування [Електронний ресурс] // Всеукраїнська асоціація рентгенологів: [веб-сайт]. – Електронні дані. – Режим доступу: (дата звернення 08.08.2021), вільний - Назва з екрана.
2. Закон України «Про дозвільну діяльність в сфері використання ядерної енергії» [Електронний ресурс] // Верховна Рада України : [офіційний веб портал]. – Режим доступу: <https://zakon.rada.gov.ua/laws/show/1370-14#Text>, вільний. – Назва з екрана.
3. Кабінет Міністрів України. Постанова від 16 листопада 2011 р. № 1174 «Про затвердження критеріїв, за якими діяльність з використання джерел іонізуючого випромінювання звільняється від ліцензування» [Електронний ресурс] // Верховна Рада України : [офіційний веб портал]. – Режим доступу: <https://zakon.rada.gov.ua/laws/show/1174-2011-%D0%BF#Text>, вільний. – Назва з екрана.
4. Кабінет Міністрів України. Постанова від 2 жовтня 2013 р. № 753 «Про затвердження Технічного регламенту щодо медичних виробів» [Електронний ресурс] // Верховна Рада України : [офіційний веб портал]. – Режим доступу: <https://zakon.rada.gov.ua/laws/show/753-2013-%D0%BF#Text>, вільний. – Назва з екрана.
5. ДСТУ EN 60601-1-3:2015. ВИРОБИ МЕДИЧНІ ЕЛЕКТРИЧНІ. Частина 1-3. Загальні вимоги щодо безпеки та основних робочих характеристик. Додаткові вимоги щодо радіаційного захисту в діагностичному рентгенівському обладнанні (EN 60601-1-3:2008; AS:2010; A1:2013, IDT). [Чинний від 2016-01-01]. Вид. офіц. Київ : ДП «УкрНДНЦ», 2016. 34 с.
6. ICRP PUBLICATION 74 // Conversional Coefficients for use in Radiation Protection against External Radiation. – Annals of the ICRP. – PERGAMON, 1996. 207 p.

ОЦІНКА КОНЦЕНТРАЦІЇ ОЗОНУ У РОБОЧИХ КІМНАТАХ МЕДИЧНИХ ЛІНІЙНИХ ПРИСКОРЮВАЧІВ ЕЛЕКТРОНІВ

**Д.О. Бєлих^{1*}, В.І. Богорад¹, Т.В. Литвинська¹,
В.А. Полудненко¹, І.А. Калита¹**

*¹Державне підприємство «Державний науково-технічний центр
з ядерної та радіаційної безпеки», Київ, Україна, *do_belykh@sstc.ua*

Анотація. Представлений спосіб розрахунку концентрації озону у робочих кімнатах медичних лінійних прискорювачів, проведені розрахунки концентрації озону для кімнати з консервативно обраними параметрами, показано, що заборонений період входу до робочої кімнати медичного лінійного прискорювача за концентрацією озону непотрібний.

Ключові слова: озон, гранично допустима концентрація, лінійний прискорювач електронів.

Annotation. The method of calculating the ozone concentration in the treatment rooms of medical linear accelerators is presented, the ozone concentration calculations have been performed for a room with conservatively selected parameters, it is shown that the forbidden period of entering the treatment room of the medical linear accelerator due to the ozone production is not required.

Key words: ozone, threshold limit value, electron linac.

Відповідно до вимог [1] системи вентиляції робочих кімнат (РК) повинна забезпечувати зниження концентрації токсичних речовин до допустимих величин після закінчення роботи лінійного прискорювача (ЛП) або після закінчення забороненого періоду. Токсичні продукти радіолізу повітря – це озон та оксиди азоту.

Хоча це безпосередньо не пов'язано з проблемами радіаційного захисту, виробництво токсичних газів ЛП також становить небезпеку. Відповідно до [2] гранично допустима концентрація (ГДК) озону в повітрі робочої зони становить 0,1 мг/м³, для діоксиду азоту – 2 мг/м³, для інших оксидів азоту ця величина складає 5 мг/м³. Очевидно, що обмежуючим фактором доступу до РК після закінчення роботи ЛП виступає ГДК озону, оскільки вона мінімум в 20 разів менша ніж ГДК інших токсичних речовин. Це обумовлює важливість і

актуальність задачі є визначення концентрації озону в повітрі РК.

Відповідно до [3] величина радіолітичного виходу озону – 7,4 молекули на 100 еВ і відповідна величина виходу озону в л/хв:

$$p = 2,1 \cdot 10^{-7} \cdot D \cdot S \cdot L \quad (1)$$

де: D – потужність дози в рад/хв на відстані 1 м від мішені ЛП, S – площа поперечного перерізу поля випромінювання ЛП в m^2 на відстані 1 м від мішені ЛП, L – довжина шляху проходження випромінювання в повітрі в м.

В цій роботі пропонується методика розрахунку концентрації озону в повітрі РК ЛП, яка враховує генерацію озону відповідно до формули (1), розпад озону (згідно з даними [3] період напіврозпаду молекули озону, $T_{1/2}$, складає приблизно 50 хв), періодичну роботу ЛП, час роботи ЛП, кратність повітрообміну системи вентиляції. Диференціальне рівняння балансу озону наступне:

$$\frac{dc}{dt} = \frac{p \cdot \rho_{O_3} \cdot N_A}{M_{O_3} \cdot V_{PK}} \cdot \Psi - \lambda_{O_3} \cdot c - n \cdot c, \quad (2)$$

де: c – концентрація озону в л/л; p – вихід озону (1), л/хв; ρ_{O_3} – густина озону, г/л; N_A – число Авогадро, 1/моль; M_{O_3} – маса молю молекул озону, г/моль; V_{PK} – об'єм РК, л; Ψ – булева змінна, приймає значення 1 (робота ЛП) і 0 (ЛП вимкнений); λ_{O_3} – постійна розпаду озону, 1/хв ($\ln 2/T_{1/2}$); n – кратність повітрообміну в РК, яка створюється системою вентиляції, 1/хв.

Рішення рівняння (2) для $\Psi=1$:

$$c(t) = \frac{p \cdot \rho_{O_3} \cdot N_A}{M_{O_3} \cdot V_{PK}(\lambda_{O_3} + n)} \cdot [1 - e^{-t(\lambda_{O_3} + n)}]. \quad (3)$$

Рішення рівняння (2) для $\Psi=0$:

$$c(t) = c(t_{\Psi=0})e^{-t(\lambda_{O_3} + n)}. \quad (4)$$

Для оцінки концентрації озону, що утворюється, необхідно задати параметри розрахунку. Консервативне значенням об'єму РК є 200 m^3 (здебільшого розмір РК медичних ЛП складає приблизно 7х7х4 м). Розмір поля

опромінення на відстані 1 м, S , вважається рівним 1600 см^2 ($40 \times 40 \text{ см}$), довжина L дорівнює 3,5 м (з міркувань $7/2$ м, оскільки консервативно обрали розміри приміщення в горизонтальній площині $7 \times 7 \text{ м}$). Також консервативно вважається, що кількість пацієнтів за зміну дорівнює 50, час роботи прискорювача – 3 хв/пацієнт, максимальна доза на відстані 1 м від цілі ЛП дорівнює 30 Гр/хв (консервативне значення для комерційних ЛП). Період напіврозпаду озону вказаний вище, інші параметри в рівняннях (3) і (4) є довідниковими, варіюватися буде тільки значення n (від 10, з кроком 0,1 до 0 1/год). Граничне значення n 0 1/год обирається відповідно до вимог [1]. Результати розрахунку наведені на рисунку 1.

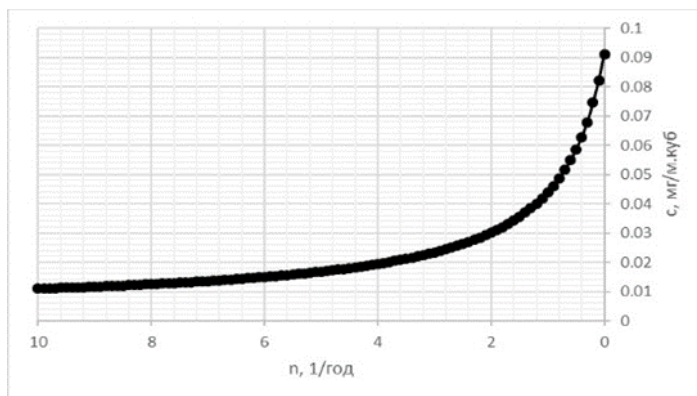


Рис. 1. – Залежність концентрації озону від значення кратності повітрообміну.

Результати розрахунку свідчать про те, що концентрація озону в повітрі РК, n , не досягає гранично допустимих значень за будь-яких значень кратності повітрообміну від 10 до 0 з урахуванням навмисно обраних консервативних значень параметрів для розрахунку. Притому слід зазначити, що починаючи з $n \approx 2$ 1/год, концентрація озону швидко наближається до значення $0,1 \text{ мг/м}^3$.

Проведена оцінка показує, що для медичних ЛП, зважаючи на відносно невеликі значення робочого навантаження ЛП і великий об'єм РК, концентрація озону не

складає проблем безпеки. Кратність повітрообміну більше 2 л/год є достатньою для РК медичного ЛП. Схоже твердження приведено і в [4], де зазначається, що за нормального клінічного використання електронних променів кратність повітрообміну 3 л/год є більш ніж достатньою для захисту здоров'я пацієнтів і персоналу. В рекомендаціях МАГАТЕ [5] зазначається, що для видалення утвореного озону рекомендується система вентиляції, яка створює кратність повітрообміну в РК від 4 до 6 л/год, що також узгоджується з проведеним в цій роботі дослідженням.

Враховуючи вищенаведене можна дійти до висновку, що заборонений період за концентрацією озону не потрібний для РК медичних ЛП. Заборонений період входу до РК може визначатися тільки потужністю дози від продуктів активації і це може бути проблемою тільки для ЛП з енергією електронів більше 10 MeV.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Про затвердження Правил з радіаційної безпеки прискорювачів електронів: наказ Державної інспекції ядерного регулювання України від 05.08.2013 р. № 83. Зареєстровано в Міністерстві юстиції України 21 серпня 2013 р. за № 1442/23974.
2. ГОСТ 12.1.005-88. Загальні санітарно-гігієнічні вимоги до повітря робочої зони [На заміну ГОСТ 12.1.005-76; чинний від 1989-01-01].
3. Swanson, W. Toxic Gas Production at Electron Linear Accelerators. United States.
4. MCGINLEY, P.H. (2002). Shielding Techniques for Radiation Oncology Facilities, 2nd ed. (Medical Physics Publishing, Madison, Wisconsin).
5. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Radiation Protection and Safety in Medical Uses of Ionizing Radiation, IAEA Safety Standards Series No. SSG-46, IAEA, Vienna (2018).

ШЛЯХИ ОПТИМІЗАЦІЇ РАДІАЦІЙНОЇ БЕЗПЕКИ ПАЦІЄНТІВ ПРИ ПРОВЕДЕННІ ДОСЛІДЖЕНЬ КОМП'ЮТЕРНОЇ ТОМОГРАФІЇ

О.В. Носик*, Л.Л. Стадник

*ДУ «Інститут медичної радіології та онкології ім. С.П. Григор'єва
НАМН України», м. Харків, *nosyk_olga@ukr.net*

Анотація. В роботі проаналізовано дозові індекси стандартних протоколів й запропоновано значення національних рівнів. Аналіз протоколів сканування показав суттєвий розкид дозових індексів $CTDI_{vol}$ і DLP (до 5,5 разів) між різними центрами, що призводить до необґрунтованого опромінення суміжних органів пацієнта й потребує оптимізації протоколів КТ-досліджень.

Ключові слова: комп'ютерна томографія, дозові індекси $CTDI_{vol}$, DLP, діагностичні референтні рівні.

Annotation. The paper analyzes the dose indices of standard protocols and proposes the values of national levels. Analysis of scanning protocols showed a significant variation in the dose indices of $CTDI_{vol}$ and DLP (up to 5.5 times) between different centers, which leads to unreasonable exposure of the patient and requires optimization of CT protocols.

Key words: computed tomography, dose indices $CTDI_{vol}$, DLP, diagnostic reference levels.

Актуальність. Комп'ютерна томографія (КТ) є одним із найбільш розповсюджених методів візуалізації різних захворювань, а в світі пандемії COVID -19 КТ практично набула статус скринінгового методу. Проте даний метод сполучений з високими променевими навантаженнями на пацієнта, що потребує нагальної оптимізації.

Відповідно до Основних стандартів МАГАТЕ й рекомендацій МКРЗ основним інструментом з оптимізації радіаційного захисту пацієнтів у діагностичній рентгенології є встановлення національних діагностичних референтних рівнів (ДРР) [1, 2]. На відміну від рентгенографії КТ є більш інформативним методом діагностики пацієнта, при цьому протоколи сканування та дози пацієнтів навіть при дослідженні однієї частини тіла можуть значно відрізняються в залежності від клінічних показань [3]. Як результат, дозові

показники КТ-досліджень $CTDI_{vol}$ (дозовий індекс комп'ютерного томографу) та DLP (добуток доза-довжина сканування) для різних протоколів можуть істотно відрізнятися. Тому при оптимізації радіаційної безпеки необхідно встановлювати національні ДРР для окремих протоколів КТ-сканування.

Мета роботи – вивчити та проаналізувати дозові індекси для стандартних протоколів КТ сканування й запропонувати значення національних діагностичних референтних рівнів.

Матеріали та методи. В 2019 р. в Україні було проведено національне анкетування КТ-центрів, в рамках якого проаналізовано парк наявних сканерів, структуру КТ досліджень, протоколи КТ-сканування пацієнтів за клінічними показаннями, умови проведення досліджень, дозиметричні індекси $CTDI_{vol}$ та DLP.

За результатами аналізу анкет щодо режимів проведення досліджень та дозових показників було обрано чотири стандартних протоколів КТ-сканувань:

- КТ голови без контрасту (для обстеження головного мозку через інсульт та травму);
- КТ обстеження грудної клітки без контрасту (при патології легеневої паренхіми);
- КТ дослідження черевної порожнини та малого тазу;
- онкопротокол (сканування грудної клітки, черевної порожнини та тазу).

Для указаних видів КТ-досліджень був проведений статистичний аналіз розподілів обраних параметрів та величин. Для отримання статистично достовірних результатів анкети, що містили неповні або некоректні дані, були виключені з аналізу. Значення третього квартиля розподілів середніх значень $CTDI_{vol}$ та DLP були запропоновані у якості національних діагностичних референтних рівнів для найбільш масових видів КТ-досліджень.

Результати досліджень та їх обговорення.

Аналіз анкет щодо технічних параметрів проведення КТ досліджень показав, що в низці КТ центрів протоколи

сканування майже ідентичні за обраними параметрами незалежно від типу протоколу сканування та антропометричних даних пацієнтів. Для більшості досліджень (85%) анодна напруга складала 120 кВ як для сканування голови, так й черевної порожнини. Анодний струм мав значний розкид значень від 25 до 440 мА, що може бути пов'язано з використанням системи модуляції струму. Пітч фактор (фактор для оцінки перекриття зрізів сканування) складав від 0,6 до 3,0 одиниць. Для КТ голови довжина сканування коливалася від 10,6 до 29,7 см; для КТ грудної клітки - від 24,8 до 52,2 см; для КТ черевної порожнини - від 21,1 до 57,6 см, при КТ-дослідженні трьох зон тіла (онкопротокол) - від 32,9 до 104,2 см. Некоректний вибір довжини сканування пацієнта призводить до переопромінення або необґрунтованого опромінення суміжних тканин, що потребує стандартизації та подальшої оптимізації протоколів проведення КТ-досліджень.

Аналіз значень $CTDI_{vol}$ і DLP показав суттєвий розкид їх значень (до 5,5 разів) між різними центрами для усіх видів досліджень. Так, для КТ голови $CTDI_{vol}$ складав від 34,1 до 98,7 мГр, DLP від 523 до 1510 мГр·см. Подібні варіації значень $CTDI_{vol}$ та DLP були виявлені для КТ грудної клітки: від 4,5 до 16,7 мГр, від 104 до 575 мГр см відповідно; для черевної порожнини – $CTDI_{vol}$ від 4,4 до 24,4 мГр, DLP – від 326 до 880 мГр·см. Для онкопротоколу виявлено широкий розкид значень DLP – від 680 до 3980 мГр·см, що пов'язано зі значним перекриттям областей опромінення при дослідженні пацієнта.

Аналіз розподілів $CTDI_{vol}$ та DLP дозволив встановити значення третього квартиля, які склали: для КТ голови 58 мГр та 1050 мГр·см; грудної клітини 11 мГр та 377 мГр·см; черевної порожнини 13 мГр та 750 мГр·см відповідно, DLP для онкопротокола 2300 мГр·см. Отримані значення близькі до національних ДРР в провідних країн світу (Великобританія, Німеччина, США) [3, 4, 5] й можуть бути запропоновані як національні рівні.

Необхідно звернути увагу, що в Україні верифікація значень $CTDI_{vol}$ та DLP не проводиться в зв'язку з відсутністю необхідного дозиметричного обладнання та кваліфікованого персоналу (медичних фізиків) в штаті КТ-центрів, тоді як в провідних країнах світу такі вимірювання є обов'язковими.

Для оптимізації дозових навантажень пацієнтів при КТ-дослідженнях необхідно провести оптимізацію діючих протоколів КТ-досліджень та впровадити періодичний дозиметричний контроль значень $CTDI_{vol}$ й DLP в рамках програми контролю якості.

Висновки.

На основі результатів національного анкетування КТ центрів в Україні були вивчені дозові індекси $CTDI_{vol}$ та DLP для чотирьох найбільш масових видів КТ досліджень. За результатами аналізу розподілів середніх значень указаних величин в різних КТ-центрах запропоновані значення національні ДРР для обраних видів досліджень.

Встановлено, що для обраних видів КТ-досліджень значення $CTDI_{vol}$ та DLP коливалися в широкому діапазоні в різних КТ-центрах, що вказує на необхідність оптимізації протоколів КТ-досліджень, посилення освіти медичного персоналу та включення в штати КТ-центрів посад медичних фізиків.

На рівні асоціацій рентгенологів та медичних фізиків необхідно розробити національні протоколи стандартних КТ досліджень та рекомендації щодо оптимізації існуючих протоколів.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. International Atomic Energy Agency, Radiation Protection and Safety in Medical Uses of Ionizing Radiation, IAEA Safety Standards Series, No. SSG-46, IAEA, Vienna; 2018.
2. International Commission on Radiological Protection, Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging. ICRP Publication 135, Ann. ICRP 46(1); 2017.
3. ICRP Publication 102. Managing Patient Dose in Multi-Detector Computed Tomography (MDCT). Recommendations of the International Commission on Radiological Protection // Ann. ICRP. – 2007. – Vol. 37,

№1. – ICRP Publication 102. – 79 p.

4. U.S. Diagnostic Reference Levels and Achievable Doses for 10 Adult CT Examinations / K.M. Kanal, P.F. Butler // Radiology: Volume 284: Number 1—July 2017: 120-133

5. European Study on Clinical Diagnostic Reference Levels for X-ray Medical Imaging: EUCLID http://www.eurosafeimaging.org/wp/wp-content/uploads/2017/09/D2.1_Report-and-review-on-existing-clinical-DRLs_final_published-on-website.pdf

ПОПРАВКИ ДО ГАММА-СПЕКТРУ ВІД ВЗАЄМОДІЇ ЗІ ШВИДКИМИ НЕЙТРОНАМИ НА КАДМІЮ ПРИ ВИМІРЮВАННЯХ У ПРИМІЩЕННІ

**О.М. Горбаченко¹, І.М. Каденко¹, В.А. Плюйко^{1,2},
К.М. Солодовник¹, Б.М. Бондар^{1,3}, Б.Ю. Лещенко³,
В.М. Петренко¹**

¹Київський національний університет імені Тараса Шевченка, Київ,

²Інститут ядерних досліджень НАН України, Київ, Україна

³Національний технічний університет України "Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського", Київ, Україна,

*gorbachenko@univ.kiev.ua

Анотація. В роботі досліджений вплив присутніх розсіяних «теплових» нейтронів в експериментах зі швидкими нейтронами при вимірюваннях у приміщенні. Представлені оцінки впливу розсіяних нейтронів на спектри гамма-квантів в експерименті зі швидкими нейтронами на ядрах натурального кадмію. Порівняні розраховані спектри гамма квантів за кодами за кодами EMPIRE та TALYS з експериментальними даними для теплових та швидких нейтронів. Проведена оцінка систематичної похибки спектрів гамма квантів для швидких нейтронів при експериментах в приміщенні.

Ключові слова: спектри гамма-квантів, теплові та швидкі нейтрони, оцінка похибки.

Annotation. The effect of the thermal neutrons in experiments with fast neutrons for indoor measurements was investigated. The effect of scattered neutrons to the spectra of gamma-rays at experiment with fast neutrons on natural cadmium nuclei is evaluated. The calculated spectra of gamma-rays by EMPIRE and TALYS codes are compared with

experimental data for thermal and fast neutrons. The systematic uncertainty of the gamma-ray spectra from fast neutrons for indoor experiments was estimated.

Key words: gamma-ray spectra, thermal and fast neutrons, uncertainty estimation.

Дослідження гамма-випромінювання, що виникає при поглинанні нейтронів, дозволяє розширити наші знання про ймовірності гамма-переходів, схеми розпаду ядер, властивості енергетичних рівнів ядер та ряд інших аспектів структури ядра [1]. Знання перерізів реакцій радіаційного поглинання нейтронів також є вкрай необхідними для практичних застосувань, зокрема, для розвитку технологій, що застосовуються в реакторобудуванні, зокрема дослідження радіаційної стійкості елементів конструкції реактора при високо інтенсивному опроміненні потоками нейтронів, розрахунки захисту реакторів, тощо. Реакції з нейтронами низьких енергій, актуальні для цих питань, оскільки перерізи гамма-випромінювання при поглинанні нейтронів ядрами, досить великі. Окремо слід зазначити, що гамма-спектри з реакцій поглинання теплових нейтронів також є необхідними для точної оцінки гамма-спектрів від швидких нейтронів, оскільки у експериментах, що проводяться у приміщенні, є можливість повторного розсіяння швидких нейтронів до теплових енергій на конструкційних елементах експериментальних установок [2].

Незважаючи на велику кількість експериментів, проведених з нейтронами DT, все ще існують розбіжності між ядерними даними різних авторів або між експериментальними результатами та теоретичними розрахунками. Зокрема, такі розбіжності були виявлені і при порівнянні із отриманими в наших експериментах даними для елемента Cd [3] (див. Рис. 1а), який зазвичай використовується в ядерних технологіях. Експериментальні дані щодо спектру гамма-променів були отримані з використанням імпульсного нейтронного генератора з енергією 14 MeV ІНГ-200, який знаходиться на кафедрі ядерної фізики Київського національного

університету імені Тараса Шевченка та із застосуванням методу часу-прольоту для n - γ дискримінації з періодом повторення імпульсів 140 нс та з часовим вікном γ -детектування 20 нс. Як видно з рис. 1 існує певна неузгодженість з експериментальними даними по спектрам гамма-квантів отриманими різними авторами [3-6] та розрахованими за кодами EMPIRE [7] та TALYS [8], яка особливо проявляється в області 5-10 МеВ. Як можливий варіант усунення цієї неузгодженості, було враховано вплив розсіяних нейтронів зі зменшенням енергії до теплової енергії за рахунок повторного розсіювання нейтронів на будівельних елементах об'єкта ІНГ-200, оточенні детекторів та стінах (див. Рис.2) [2].

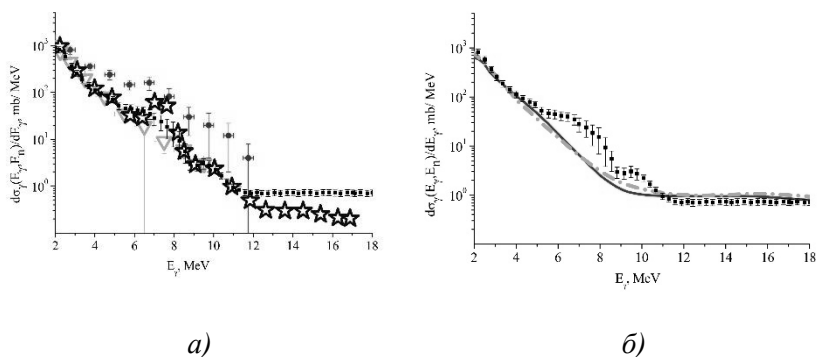
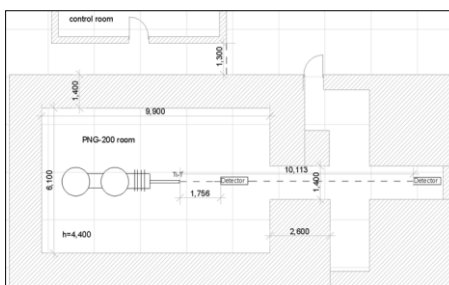


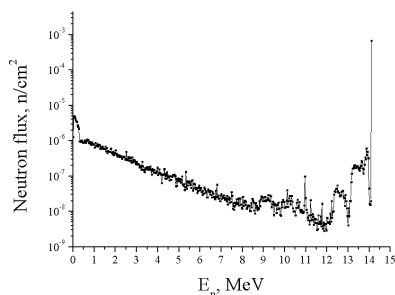
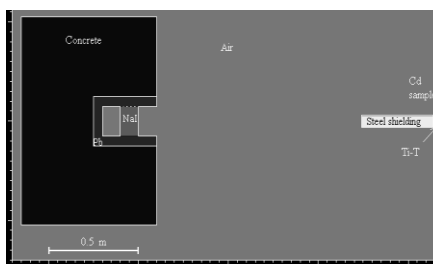
Рис. 1 Гамма-спектр зразка кадмію природного ізотопного складу, індукований нейтронами 14.1 МеВ (реакція $^{nat}\text{Cd}(n,\gamma)$). Зліва (а) представлені експериментальні дані: заповнені квадрати з [3], відкриті трикутники - [4], заповнені кола - [5], відкриті зірки - [6]. Справа (б) показано порівняння експериментальних даних із [3] (заповнені квадрати) з теоретичними розрахунки за кодами EMPIRE [7] (суцільна лінія) та TALYS [8] (штрих пунктирна лінія) з роботи [3].



a)

б)

Рис. 2 Вигляд нейтронного генератору ІНГ-200 з кільцевим зразком із кадмію ^{nat}Cd з природнім ізотопним складом (*a*) та схема розміщення нейтронного генератору та зразка та детекторів при MCNP симуляції (*б*).



a)

б)

Рис. 3 Модель експерименту з захистом детектора та зразком ^{nat}Cd MCNP симуляції (*a*) спектр змодельованих MCNP розсіяних нейтронів, що потрапляють в зразок ^{nat}Cd (*б*).

В роботі [2] представлена MCNP симуляція спектру розсіяних нейтронів що потрапляють в зразок ^{nat}Cd , а також вносять можливу поправку до спектру гамма квантів у порівнянні з основною реакцією $^{nat}\text{Cd} (n, \chi\gamma)$ від DT нейтронів з енергією 14.1 MeV. Модель експерименту MCNP симуляції та спектр змодельованих MCNP розсіяних нейтронів, що потрапляють в зразок ^{nat}Cd представлено на рис.3. Відношення розсіяних нейтронів до 14.1 MeV нейтронів які потрапляють в

зразок ^{nat}Cd дорівнює 3.3×10^{-3} але враховуючи, що переріз взаємодії теплових нейтронів на ядрах ^{nat}Cd дуже великий, то внесок теплових нейтронів до загального спектру гама-квантів у реакції вже не є малим.

Для того щоб оцінити вплив теплових розсіяних нейтронів на загальний гамма-спектр треба або виконати експериментальні вимірювання, або провести теоретичні розрахунки за кодами типу EMPIRE, TALYS. Експериментальних даних по спектрах гама квантів $d\sigma(E_\gamma, E_n) / dE_\gamma$ для теплових нейтронів немає, але є вихід інтенсивностей гамма-квантів для теплових нейтронів з роботи [9] для ізотопу кадмію ^{113}Cd для якого переріз реакції (n, γ) є максимальним. Оцінка середнього спектру гамма-променів отриманих з поглинання теплових нейтронів на ядрі ^{113}Cd , зокрема, високоенергетична частина спектру гамма-променів була реконструйована за допомогою експериментальних гамма-інтенсивностей, взятих з робіт Mheemeed et al. [9] в роботі [2]. В цій роботі було знайдено коефіцієнт пропорційності між середнім спектром гамма-променів та експериментальною інтенсивністю гамма-променів шляхом порівняння теоретичних спектрів гамма-променів з експериментальним аналогом повного гамма-спектру у діапазоні енергій гамма-променів, де поведінка експериментального спектру є досить гладка. Теоретичні спектри були розраховані із використанням кодів EMPIRE [7] та TALYS [8]. В якості оцінки середнього спектру гамма-променів від реакцій поглинання теплових нейтронів, був розрахований комбінований гамма-спектр $d\sigma_c / dE_\gamma$ шляхом поєднання теоретичних значень при низьких енергіях гамма-променів та усереднених експериментальних даних у діапазоні високих енергій з $E_\gamma > 6.5 \text{ MeV}$ [2] з даними Mheemeed et al. [9].

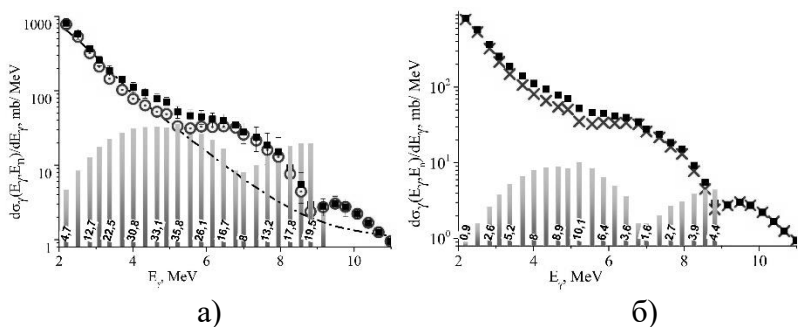


Рис. 4. Порівняння виміряних за допомогою методу часу прольоту гамма-спектрів $d\sigma_{\gamma}/dE_{\gamma}$, індукованих швидкими (14 MeV) нейтронами на кадмії природнього ізотопного складу [2, 3], з перерахованими спектрами з врахуванням внеску від теплових нейтронів.

На рисунку зліва (а) представлено: теоретичні розрахунки з використанням коду TALYS: штрих-пунктирна лінія - теоретичні розрахунки [3]; заповнені квадрати з похибками - попередньо визначені спектри із [3], відкриті кола - нова оцінка, стовпці гістограми представляють різницю у відсотках між новою оцінкою за розрахунками TALYS і раніше визначеними експериментальними даними (щодо раніше визначених експериментальних даних із [3]). На рисунку справа (б) представлено: нову оцінку спектрів: заповнені квадрати- середні значення попередньо визначених спектрів [3], хрестики - середні арифметичні значення нових спектрів, визначені за допомогою комбінованих спектрів, нормованих до розрахунків EMPIRE та TALYS, стовпці гістограми представляють різницю у відсотках між новою оцінкою з розрахунками TALYS та EMPIRE (по відношенню до нової оцінки з використанням коду TALYS).

На Рис. 4 показано порівняння гамма-спектру від реакції поглинання швидких нейтронів з врахуванням та без врахуванням внеску розсіяних теплових нейтронів. Прямокутними стовпчиками вказано відносну різницю (у відсотках) між спектром з врахуванням внеску теплових нейтронів та попередньою оцінкою без врахування цього

внеску. Видно, що після врахування внеску, викликаного тепловими нейтронами, перераховані гамма-спектри для швидких нейтронів менші за попередні та в діапазоні енергій $\sim 3.5 \div 6.5$ MeV, відмінності між цими спектрами можуть становити біля $\sim 30\%$. Нова оцінка для гамма-спектру в цілому краще узгоджується з теоретичними розрахунками для швидких нейтронів. Використання комбінованого спектру для оцінки спектра теплових нейтронів дозволяє покращити оцінку систематичної похибки для визначення гамма-спектру швидких нейтронів. Локальне збільшення експериментального спектру в енергетичному інтервалі $5.5 \div 10$ MeV не описується повністю. З нашого погляду, основні причини двох широких локальних піків у спектрі гамма-променів поблизу енергії відділення нейтронів можуть бути результатом колективного підсилення густини ядерних рівнів [10] та наявності пігмі-резонансу [11]. Дослідження характеру цього підсилення наразі продовжуються.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Bartholomew G.A. Neutron capture gamma-rays // *Ann. Rev. Nucl. Sci.* -1961- Vol.11 - P.259-302.
2. Bondar B.M., Gorbachenko O.M., Leshchenko B.Y., Kadenko I.M., Plujko V.A., Solodovnyk K.M. Gamma-ray spectrum from Cd induced by fast neutrons in indoor experiments // *Nuclear Physics A* – 2021 – Vol.1010 – 122192.
3. Бондар Б.М., Бондар В.М., Горбаченко О.М., Каденко І.М., Лещенко Б.Ю., Оніщук Ю.М., Плюйко В.А., Диференціальні перерізи вильоту гамма-квантів при взаємодії нейтронів з ядрами кадмію // *Ядерна фізика та енергетика* - 2011 – Т.12, С.129. Data: EXFOR subentry #32232002.
4. Нефедов Ю.Я., Нагорный В.И., Семенов В.И. и др. Результаты измерений сечений и спектров образования гамма-квантов при неупругом взаимодействии 14 МэВ нейтронов с ядрами Na, S, Cl, Ti, V, Cr, Ni, Zn, Ge, Nb, Cd, In, Sn, Bi, 235U и 238U // *Вопросы атомной науки и техники. Сер. Ядерные константы.* - 2000. - Вып. 1. - С. 7 - 9. Data: EXFOR subentry #41379014.
5. Безотосный В.М., Горбачев В.М., Суров Л.М., Швецов М.С., Полные сечения образования гамма-квантов при неупругом

взаимодействии 14-МэВ нейтронов с различными ядрами, ВАНТ Серия ядерные константы. 3/30 (1978) 21. Data: EXFOR subentry # 40516048.

6. Прокопеч Г.О., Лещенко Б.Ю., Онішук Ю.М., Басенко В.К. Диференційні перерізи виходу миттєвих γ -фотонів високих енергій, що супроводжують ядерні реакції під дією нейтронів з енергією 14 MeV // Вісн. Київ. ун-ту. Сер.: Фіз.-мат. науки. – 1997. – Вип. 3. – С. 423–434.

7. Koning A.J., Hilaire S., Duijvestijn M.C. TALYS-1.0. In: Proc. Intern. Conf. Nuclear Data for Science and Technology (ND2007), Nice, France, April 22 - 27, 2007. Ed. by O. Bersillon et al. CEA, EDP Sciences, 2008, p. 211. <https://doi.org/10.1051/ndata:07767>; www.TALYS.eu

8. Herman M., Capote R., Carlson B. V., Obložinský P., Sin M., Trkov A., Wienke H., Zerkov V., EMPIRE: Nuclear Reaction Model Code System for Data Evaluation // Nuclear Data Sheets -2007- Vol.108, Issue 12 – P. 2655-2715.

9. Mheemeed A., Schreckenbach K., Barreau G., et al. The level structure of 114 Cd from (n, γ) and (d, p) studies Nucl. Phys. A -1984 – Vol.412 – P.113-140.

10.Capote R., Herman M., Obložinský P., Young P.G., Goriely S., Belgia T., Ignatyuk A.V., Koning A.J., Hilaire S., Plujko V.A., et al. RIPL – Reference Input Parameter Library for Calculation of Nuclear Reactions and Nuclear Data Evaluations // Nuclear Data Sheets -2009 - Vol.110, Issue 12 - P.3107-3214.

11.Igashira M., Kitazawa H., Shimizu M., Komano H., Yamamuro N. Systematics of the pygmy resonance in keV neutron capture γ -ray spectra of nuclei with $N \approx 82-126$ // Nucl. Phys. A -1986 - Vol.457 P.301-316.

ГЛОБАЛЬНЕ ОПИТУВАННЯ НКДАР ООН 2021 РОКУ ЩОДО ОПРОМІНЕННЯ НАСЕЛЕННЯ – УКРАЇНСЬКИЙ ВНЕСОК

В.В. Чумак^{1*}, Т.В. Трескунова, О.С. Матвійчук²

¹ ДУ «Національний науковий центр радіаційної медицини НАМН України», Київ, Україна

² Національна комісія з радіаційного захисту населення України, Київ
*chumak@leed1.kiev.ua

Анотація. НКДАР ООН проводить Глобальне опитування щодо шляхів і рівнів опромінення населення за рахунок джерел природного та штучного походження. Інформація узагальнюється національними контактними особами та буде завантажена на веб-платформу НКДАР ООН. Україна вперше має змогу надати інформацію у такий всеосяжний та різнобічний спосіб.

Ключові слова: НКДАР ООН, дози опромінення, джерела випромінювання, шляхи опромінення, населення.

Annotation. UNSCEAR is carrying out Global Survey on Public Exposure concerning pathways and doses due to natural and man-made sources of ionizing radiation. Information is summarized by the national contact persons and will be uploaded to the UNSCEAR web-platform. It is a first occasion to provide such expanded and comprehensive data regarding public exposure in Ukraine.

Key words: UNSCEAR, doses, sources, pathways, public.

Науковий комітет ООН з дії атомної радіації (НКДАР ООН) був створений у 1955 році за рішенням Генеральної асамблеї ООН з метою збору та аналізу інформації, а також інформування міжнародної спільноти щодо короткострокового та довгострокового впливу атомної радіації на стан людини та довкілля. Від моменту створення НКДАР ООН є авторитетним міжнародним органом, відповідальним за узагальнення достовірних результатів наукових досліджень в галузях радіобіології, радіоекології, медицини, епідеміології, а також збір й узагальнення поточної інформації щодо використання радіаційних технологій та їх впливу на здоров'я людини. Разом з Міжнародною комісією з радіологічного захисту (МКРЗ), Міжнародною агенцією з

атомної енергії (МАГАТЕ) та іншими міждержавними й неурядовими організаціями, НКДАР ООН робить вагомий внесок у формування міжнародної системи радіаційного захисту. Робота НКДАР ООН проводиться у формі збору та критичного аналізу наукових публікацій і звітів країн-учасниць ООН, а також у вигляді тематичних опитувань (медичне, професійне опромінення, опромінення населення) з періодичністю раз на 10-15 років. Основною формою представлення накопичених даних є періодичні багатотомні звіти із науковими додатками (наприклад, звіт 2008 року у двох томах [1], [2]), які у концентрованій формі містять актуальні дані (концепції, моделі, кількісні показники рівнів опромінення та радіаційних ризиків), що відображають сучасний рівень знань людства з означених вище питань.

Чергове глобальне опитування щодо джерел та рівнів опромінення населення здійснюється протягом 2020-2024 років й охоплює усі 193 країни-члени ООН. Координацію цього проекту здійснює секретаріат НКДАР ООН через більш, ніж 100 національних контактних осіб на всіх континентах. Період охоплення інформацією - 2007-2020 роки.

Опитування проводиться за 5 напрямками, присвяченими вивченню окремих шляхів опромінення, а саме щодо:

- джерел і рівнів опромінення населення радоном і тороном;
- джерел і рівнів опромінення населення від природних джерел іонізуючого випромінювання, інших ніж радон;
- скидів та викидів з об'єктів ядерно-паливного циклу;
- джерел і рівнів опромінення населення за рахунок різних галузей використання за винятком ядерної енергетики;
- майданчиків та територій, забруднених радіонуклідами внаслідок минулої діяльності або аварій.

Для збору інформації використовуються спеціальні електронні форми, добре структуровані та розраховані на подальший імпорт даних до єдиної інформаційної бази опитування НКДАР ООН. Електронні форми передбачають

введення форматованих числових показників та текстової інформації у довільному форматі. Завантаження заповнених форм здійснюється уповноваженими національними контактними особами в електронний спосіб через спеціальну веб-платформу НКДАР ООН.

Особливо заохочується включення даних зі звітів чи інших документів мовами країн-учасниць (т.зв. «сіра література») та неопублікованих даних із обов'язковим посиланням на джерело походження. У разі, якщо певні дані за період розгляду (2007-2020) відсутні, дозволяється включення інформації за більш ранні періоди із посиланням на рік їх актуальності. Допускається залишати незаповнені поля, якщо така інформація відсутня або не застосовна.

Україна вперше бере участь у глобальному опитуванні НКДАР ООН, відтак, повна інформація про різні шляхи, джерела та дози опромінення населення нашої держави вперше з'явиться в офіційних документах НКДАР ООН. Координаційна група ретельно підійшла до проведення глобального опитування в Україні. Для зручності роботи, усі електронні форми були перекладені українською із збереженням структури даних оригінальних англомовних опитувальників. Ці адаптовані форми разом із англомовними оригіналами розміщені в мережі інтернет для ознайомлення та використання. Отримати доступ до даних можна за запитом на електронну адресу опитування UNSCEAR.UA@gmail.com або звернувшись особисто до національної контактної особи (Чумак Вадим Віталійович, (044) 489-34-14).

Опитування триває. Усі експерти чи організації, які надаватимуть інформацію, будуть окремо відзначені та отримають подяку від НКДАР ООН.

Слід зазначити, що в українських фахівців у галузі радіаційного захисту вперше з'явилась унікальна можливість донести перевірені відомості про опромінення населення України до відома світової спільноти через канали такого авторитетного міжнародного органу, яким є Науковий комітет ООН з дії атомної радіації.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation
UNSCEAR 2008 Report to the General Assembly, with scientific annexes. Volume I: (Sources) Report to the General Assembly, Scientific Annexes A and B. Vienna. Austria. 2008.
URL: https://www.unscear.org/unscear/en/publications/2008_1.html.
2. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation
UNSCEAR 2008 Report to the General Assembly, with scientific annexes. Volume II: (Effects) Scientific Annexes C, D and E. Vienna. Austria. 2008.
URL: https://www.unscear.org/unscear/en/publications/2008_2.html.

ЩОДО НОРМАТИВНО-ПРАВОВОГО ОБГРУНТУВАННЯ ВИДАЧІ ДОЗВОЛУ (САНІТАРНОГО ПАСПОРТУ) НА РОБОТИ З РАДІОАКТИВНИМИ РЕЧОВИНАМИ ТА ІНШИМИ ДЖЕРЕЛАМИ ІОНІЗУЮЧОГО ВИПРОМІНЮВАННЯ

**О.М. Рубан, С.В. Бірюков, Д.О. Байраченко,
С.В. Ковальова**

Головне управління Держспродспоживслужби в м. Києві, м. Київ

Анотація. Відповідно до законодавства дозвіл на проведення робіт з джерелами іонізуючого випромінювання є документом дозвільного характеру. Видача дозволу (санітарного паспорту) здійснюється через центри надання адміністративних послуг, утворені згідно із Законом України «Про адміністративні послуги».

Ключові слова: дозвіл, санітарний паспорт, адміністративна послуга, джерело іонізуючого випромінювання, радіаційна безпека;

Key words: permission, sanitary passport, administrative service, source of ionizing radiation, radiation safety

Статтею 23 Закону України «Про забезпечення санітарного та епідемічного благополуччя населення» від 24.02.1994 №4004-ХІІ [1] встановлено, що підприємства, установи, організації, що виробляють, зберігають, транспортують, використовують радіоактивні речовини та

джерела іонізуючих випромінювань, здійснюють їх захоронення, знищення чи утилізацію, зобов'язані дотримувати норм радіаційної безпеки, відповідних санітарних правил, а також норм, установлених іншими актами законодавства, що містять вимоги радіаційної безпеки.

Роботи з радіоактивними речовинами та іншими джерелами іонізуючих випромінювань (далі – ДІВ) здійснюються з дозволу державної санітарно-епідеміологічної служби та інших державних органів відповідно до закону.

Закон України «Про дозвільну систему у сфері господарської діяльності» від 06.09.2005 №2806-IV [2] (далі - Закон), визначає правові та організаційні засади функціонування дозвільної системи у сфері господарської діяльності і встановлює порядок діяльності дозвільних органів, уповноважених видавати документи дозвільного характеру, та адміністраторів.

Законом встановлено, що дозвільна система у сфері господарської діяльності це сукупність урегульованих законодавством відносин, які виникають між дозвільними органами, адміністраторами та суб'єктами господарювання у зв'язку з видачею документів дозвільного характеру, переоформленням, анулюванням документів дозвільного характеру.

Відповідно до статті 1 Закону [2], документ дозвільного характеру - дозвіл, висновок, рішення, погодження, свідоцтво, інший документ в електронному вигляді (запис про наявність дозволу, висновку, рішення, погодження, свідоцтва, іншого документа в Єдиному державному реєстрі юридичних осіб, фізичних осіб - підприємців та громадських формувань), який дозвільний орган зобов'язаний видати суб'єкту господарювання у разі надання йому права на провадження певних дій щодо здійснення господарської діяльності або видів господарської діяльності та/або без наявності якого суб'єкт господарювання не може проваджувати певні дії щодо здійснення господарської діяльності або видів господарської діяльності.

Законом України від 19.05.2011 №3392-VI затверджений «Перелік документів дозвільного характеру у сфері господарської діяльності» [3] (далі - Перелік).

Пунктом 53 Переліку встановлено отримання суб'єктами господарювання дозволу на проведення будь-яких діагностичних, експериментальних, випробувальних, вимірювальних робіт на підприємствах, в установах, організаціях, діяльність яких пов'язана з використанням біологічних агентів, хімічної сировини, продукції та речовин з джерелами іонізуючого та неіонізуючого випромінювання і радіоактивних речовин.

Згідно пункту 3.1. «Основних санітарних правил забезпечення радіаційної безпеки України», затверджених наказом МОЗ України від 02.02.2005 №54 [4] (далі – ОСПУ-2005), санітарний паспорт є формою дозволу державної санітарно-епідеміологічної служби МОЗ України на виконання робіт з ДІВ і засвідчує виконання вимог санітарного законодавства щодо забезпечення протирадіаційного захисту персоналу в робочих приміщеннях і на робочих місцях, а також щодо захисту населення від діяльності з ДІВ.

Головне управління Держпродспоживслужби в м. Києві (далі - Головне управління) є територіальним органом Державної служби України з питань безпечності харчових продуктів та захисту споживачів, яка відповідно до покладених на неї завдань, у випадках, встановлених законодавством, видає документи дозвільного характеру.

В розумінні Закону України «Про дозвільну систему у сфері господарської діяльності» від 06.09.2005 №2806-IV [2], Головне управління є дозвільним органом - суб'єктом надання адміністративних послуг, який уповноважений відповідно до закону видавати документи дозвільного характеру.

У відповідності до Законів України «Про дозвільну систему у сфері господарської діяльності» від 06.09.2005 №2806-IV [2], «Про адміністративні послуги» від 06.09.2012 №5203-VI [5], розпорядження Кабінету Міністрів України

КМУ від 16.05.2014 №523-р «Деякі питання надання адміністративних послуг органів виконавчої влади через центри надання адміністративних послуг» [6], Головне управління м. Києві здійснює видачу документів дозвільного характеру, в т.ч. дозволу (санітарного паспорту) на роботи з радіоактивними речовинами та іншими ДІВ, через Департамент (Центр) надання адміністративних послуг виконавчого органу Київської міської ради (Київської міської державної адміністрації) та Управління (Центри) надання адміністративних послуг районних в місті Києві державних адміністрацій (далі – центри надання адміністративних послуг).

У відповідності до вимог законодавства наказом Головного управління від 19.05.2021 № 26-АГ «Про внесення змін до наказу від 16.12.2019 №55-АГ «Про затвердження інформаційних та технологічних карток адміністративних послуг» затверджена інформаційна картка адміністративної послуги з видачі дозволу (санітарного паспорта).

Інформаційна картка містить інформацію про Головне управління, як суб'єкт надання адміністративної послуги, та центри надання адміністративних послуг (найменування, місцезнаходження, режим роботи, телефон, адреса електронної пошти та веб-сайту), нормативно-правові акти, якими регламентується надання адміністративної послуги, вичерпний перелік документів, порядок та спосіб їх подання, термін надання та умови отримання адміністративної послуги, розмір та порядок внесення плати (адміністративного збору) за адміністративну послугу, можливі способи отримання відповіді (результату). Також у інформаційній картці наведений перелік підстав для відмови у наданні адміністративної послуги.

Визначений строк надання адміністративної послуги з видачі дозволу (санітарного паспорта) становить 10 робочих днів.

Перелік документів, необхідних для отримання адміністративної послуги) складений на підставі вимог

ОСПУ-2005 [4] та Державних санітарних правил і норм «Гігієнічні вимоги до влаштування та експлуатації рентгенівських кабінетів і проведення рентгенологічних процедур», затверджені наказом МОЗ України від 04.06.2007 №294 [7], які регламентують порядок видачі дозволу (санітарного паспорта).

У переліку документів, що надаються для отримання дозволу (санітарного паспорта), назва акту перевірки дотримання санітарного законодавства викладена у новій редакції, а саме: «Акт складений за результатами проведення планового (позапланового) заходу державного нагляду (контролю) щодо дотримання суб'єктом господарювання вимог законодавства у сфері санітарного та епідемічного благополуччя населення», форма якого затверджена наказом МОЗ України від 04.08.2020 №1788 [8].

Головним управлінням за період 2017-2020 рр. було видано 785 дозволів (санітарних паспортів) на роботи з радіоактивними речовинами та іншими ДІВ. За 8 місяців 2021 року за результатом розгляду 366 заяв та доданих до них документів суб'єктам господарювання видано 235 дозволів (санітарних паспортів) та надано 131 відмову з їх видачі.

В переважній більшості обґрунтованою підставою для відмови в оформленні дозволу (санітарного паспорта), було не надання суб'єктом господарювання документів, що передбачені інформаційною карткою адміністративної послуги з видачі документу дозвільного характеру відповідно до вимог законодавства.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Закон України «Про забезпечення санітарного та епідемічного благополуччя населення» від 24.02.1994 №4004-XII.
2. Закон України «Про дозвільну систему у сфері господарської діяльності» від 06.09.2005 №2806-IV
3. Закон України «Про Перелік документів дозвільного характеру у сфері господарської діяльності» від 19.05.2011 №3392-VI.
4. Наказ МОЗ України від 02.02.2005 №54 «Про затвердження державних санітарних правил «Основні санітарні правила забезпечення радіаційної безпеки України».

5. Закон України «Про адміністративні послуги» від 06.09.2012 №5203-VI.
6. Розпорядження Кабінету Міністрів України КМУ від 16.05.2014 №523-р «Деякі питання надання адміністративних послуг органів виконавчої влади через центри надання адміністративних послуг».
7. Наказ МОЗ України від 04.06.2007 №294 «Про затвердження Державних санітарних правил і норм «Гігієнічні вимоги до влаштування та експлуатації рентгенівських кабінетів і проведення рентгенологічних процедур».
8. Наказ МОЗ України від 04.06.2007 №294 «Про затвердження уніфікованої форми акта, складеного за результатами проведення планових (позапланових) заходів державного нагляду (контролю) щодо дотримання суб'єктами господарювання вимог законодавства у сфері санітарного та епідемічного благополуччя населення».

ОСНОВНІ ВИМОГИ ДО РОЗРОБКИ ТА ЗАПРОВАДЖЕННЮ ПЛАНУ ДІЙ ЩОДО РАДОНУ

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

*Державна установа «Інститут громадського здоров'я ім. О.М. Марзєєва
Національної Академії медичних наук України», м. Київ,
nvaks1@gmail.com

Анотація. Згідно з міжнародними стандартами від урядів держав вимагається розробити та запровадити план дій щодо контролю за опроміненням населення радоном в будівлях. Були проаналізовані основні вимоги сучасних світових документів щодо розробки та змісту стандартних планів дій для забезпечення сучасної та ефективної системи радіаційного захисту з метою зменшення рівнів опромінення населення радоном.

Ключові слова: національний план дій, радон, радіаційні ризики.

Annotation. According to international standards, governments are required to develop and implement an action plan to control the exposure of radon to in buildings the population. The main requirements of modern world documents for the development and content of standard action plans to ensure a modern and effective system of radiation protection in order to reduce the levels of radon exposure of the population were analyzed.

Key words: national action plan, radon, radiation risks.

В документі МАГАТЕ "Радіаційний захист та безпека джерел випромінювання: міжнародні основні норми безпеки" були представлені основні елементи регулювання захисту населення від опромінення радоном. У вимозі 50 "Опромінення населення, обумовлене присутністю радону в закритих приміщеннях" зазначено, що від урядів держав вимагається розробити та запровадити план дій щодо контролю за опроміненням населення радоном в приміщеннях [1]. В остаточному вигляді після доопрацювань цей документ був виданий у 2014 році [2].

Довгостроковою метою національних планів дій є зменшення ризику раку легенів, спричиненого дією радону, за рахунок зниження концентрації радону в приміщенні.

Головні вимоги стосовно змісту національних планів дій щодо радону були викладені також у директиві Ради 2013/59/Euratom [3].

В рекомендаціях Основних стандартів безпеки МАГАТЕ "Захист населення від опромінення радоном та іншими джерелами природного походження в приміщенні" був наданий алгоритм стандартного плану дій. Відповідно до цього документа стандартний план дій щодо радону має містити наступні завдання [4]:

- уряд має визначити компетентну організацію, відповідальну за реалізацію плану дій, та забезпечити фінансування основних напрямків робіт;

- організація, відповідальна за реалізацію плану дій, має визначити стратегію комунікацій з усіма компетентними організаціями за окремими напрямками робіт та зацікавленими сторонами;

- проведення національного дослідження рівнів радону у будинках, громадських спорудах та закладах, на робочих місцях або аналіз попередніх даних, якщо вони репрезентативні, та визначення пріоритетних регіонів країни щодо здійснення захисних заходів;

- імплементация регламентів, що не перевищують встановлені референтні рівні для радону у повітрі будинків та на робочих місцях (300 Бк/м³);

- визначення відповідальних за контроль реалізації заходів у державних спорудах та будинках і роботодавців щодо активності радону на робочих місцях;

- розробка та запровадження будівельних регламентів щодо процедур оцінки радононебезпечності існуючих будинків та алгоритму проведення протирадонових заходів;

- розробка будівельних стандартів щодо радонозахищеності для нових будинків на ідентифікованих радононебезпечних територіях;

- розробка та впровадження навчальних курсів для фахівців з проблеми радону та протирадонових заходів;

- визначення періодичності перегляду плану дій та оцінки його ефективності.

Національний план дій щодо радону повинен ґрунтуватися на інформації про рівні радону в будинках та на робочих місцях і співпраці зацікавлених сторін на національному, регіональному та місцевому рівнях. Він повинен бути скоординований з іншими національними програмами щодо забезпечення якості повітря в приміщеннях (наприклад, з програмами щодо будівництва енергоефективних будинків, боротьби з тютюнопалінням тощо).

Національний план дій щодо радону повинен включати заходи для зниження опромінення населення як в існуючих так і в нових будівлях, контроль за природними радіонуклідами в будівельних матеріалах та концентрацією радона в ґрунтах.

Програма плану дій повинна містити оцінку ефективності захисних заходів щодо зниження активності радону в повітрі приміщень та економічну оцінку, яка повинна враховувати весь спектр витрат.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. IAEA Safety Standards Series No. GSR. Part 3 (Interim). Radiation Protection and Safety of Radiation Sources : International Basic Safety Standards. Vienna : IAEA, 2011. 303 p.
2. Radiation Protection and Safety of Radiation Sources: International Basic Safety Standards // General Safety Requirements. No GSR Part 3. Vienna : IAEA, 2014. 436 p.
3. 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, and Repealing Directives 89/618/Euratom, 90/641/Euratom, 96/29/Euratom, 97/43/Euratom and 2003/122/Euratom // Official Journal of the European Union. 2014. Vol. 57, L13. 73 p.
4. Protection of the Public against Exposure Indoors due to Radon and Other Natural Sources of Radiation // IAEA Specific Safety Guide No. SSG-32. Vienna: IAEA, 2015. 90 p.

ANALYSIS OF RADIATION DOSES AND RISK ASSESSMENT DURING COMPUTED TOMOGRAPHY STUDIES

M.V. Li^{1*}, D.A. Zaredinov²

¹ Center for the development of professional qualifications of medical workers of the Ministry of Health of the Republic of Uzbekistan, Tashkent, Uzbekistan

² Ministry of Health of the Republic of Uzbekistan

*marina.li@uzliti-en.com

Annotation. Coronavirus infection (COVID-19) is one of the global problems of all humanity. The most informative method for the early diagnosis of COVID-19 is multislice spiral computed tomography (MSCT). The article describes modern approaches to calculating radiation doses for patients and assessing risks during MSCT.

Key words: computed tomography, effective dose, ionizing radiation, medical diagnostic radiation, radiation dose.

Relevance. In the Republic of Uzbekistan for the period 2017-2020 the number of computed tomography procedures increased from 175293 to 375381 (2.1 times), there was an increase in the collective dose from computed tomography from 987.5 to

2482.6 man-Sv (2.5 times). All these data confirm the relevance of the problem of one of the areas of modern diagnostic medicine using ionizing radiation - exposure of the population during multislice spiral computed tomography. In the pandemic, MSCT is one of the main methods of early, primary diagnosis of COVID-19 due to the possibility of suggesting a diagnosis of viral pneumonia, differentiating from bacterial, and quickly assessing the volume of lung tissue damage and the severity of changes [1].

The high information content of this method determines the constant growth in the number of CT examinations both in Uzbekistan and in foreign countries. For example, in the EU countries, the contribution of CT to the total number of medical examinations is 10%, in the USA - 20% [2-3]. In Russia, the contribution of CT to the collective dose in 2019 from medical procedures was 56.1% [4].

The aim of the investigation - calculate the effective radiation doses of patients and assess the risks during a multislice spiral computed tomography in medical organizations of the Republic of Uzbekistan.

Materials and research methods. Research work was carried out in medical organizations of the Republic of Uzbekistan using MSCT models: «Brilliance iCT 256» produced by the company «Philips» (Cleveland, Ohio, USA, 2016 г.), «NeuViz 16 Essence» - «Neusoft Medical System Co., Ltd» (China, 2017 г.), «Optima CT 520» - «General Electric» (USA, 2018 г.), «Ingenety Core 128» - «Philips Medical System, Inc.» (USA, China, 2019 г.), «Revolution Discovery CT» - «General Electric» (USA, 2020 г.).

CTDI_{vol} and DLP data were collected from 600 CT protocols for various anatomical areas of patients: head, neck, chest, abdomen, pelvis. Patients were selected weighing from 65 to 85 kg (the most common weight of residents in Uzbekistan) and aged 18 to 65 years.

In recent years, to calculate the dose received by patients during MSCT, the values of specific dosimetric indicators have been used – CTDI и DLP [5].

CTDI is a computed tomography dose index (mGy) that indicates the absorbed dose of radiation in a single tomographic slice.

DLP is the product of the dose and the scan length. It is a measure of the absorbed radiation dose for the whole MSCT study, taking into account the length of the scanned area of the patient's body and the number of scans.

Effective doses of radiation to patients during MSCT studies were calculated from DLP values according to the 2008 report of the United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR) [6] и MI 2.6.1.2944-11 [7]. The radiation risk assessment was carried out on the basis of the effective dose using the nominal ICRP risk factors adjusted for age-related radiosensitivity [8].

Results and discussion. The results of the study showed that the effective doses of adult patients were in different ranges, which depended on the field of study. For example, head area: 1.1 - 2.1 mSv; neck area: 1.6 - 2.6 mSv; chest: 4.2 - 7.9 mSv; abdomen: 5.5 - 9.3 mSv; small pelvis: 6.2 - 14.4 mSv. Patients were examined on CT scan of various models produced in 2016-2020. But the model of the above CT scans had practically not effect on the values of effective doses during the examining of same anatomical areas of the human body. Most of the radiation doses depended on the weight of the patients, to a lesser extent - on the height. The lifetime risk of long-term stochastic consequences for the health of a patient from 18 to 65 years old during MSCT is classified as low (10^{-4} - 10^{-3}).

The obtained mean values of effective doses of patients were compared with similar values presented in documents of the EU, NRPB [9, 10] and Research Institute of Radiation Hygiene named after P.V. Ramzaev [11]. The results of effective doses were higher than European ones, but commensurate with the proposed values of the reference diagnostic levels (RDL) of the Russian Federation (RF).

Conclusions. Based on a retrospective analysis of 600 protocols of MSCT studies, dosimetric data were analyzed and

effective doses were calculated when scanning various areas of the adult body.

The results of the study showed that the effective doses differ significantly from each other depending on the anatomical area of study of the patients. A person receives the highest doses of radiation when examining the pelvic and abdominal area, and smaller ones when examining the head area.

The difference in the values of the effective doses when examining the same anatomical area of the human body mainly depended on the weight of the patients, to a lesser extent - on the model of the computed tomograph.

The obtained values of effective doses are commensurate with the proposed values of the RDL of the Russian Federation, but higher than the European ones.

Due to this, the necessary and only way to limit and reduce the radiation dose of patients during MSCT studies in medical organizations is to use the optimization principle.

REFERENCES

1. Kotlyarov P.M. Multispiral computed tomography in early diagnosis of SARS-CoV-2 pneumonia/ Kotlyarov P.M. [et al] // Russian Pulmonology Journal. - 2020. - V 30, №5. - P. 561-568. DOI: 10.18093/0869-0189-2020-30-5-561-5682
2. American Association of Physicists in Medicine. Performance of Evaluation of Computed Tomography Systems // The report of AAPM N233. -2019. - 71 p.
3. European Commission. Radiation protection №180 part, 1/2. Medical Radiation Exposure of the European Population/ European Commission/ – European Commission: Luxembourg, 2014.181 p.
4. Barkovskiy A.N. Radiation doses to the population of the Russian Federation in 2019 / Barkovskiy A.N. [et al] // Inform. collection. - SPb, 2020. - 72 p.
5. Druzhinina P.S. Modern approaches to ensuring the quality of diagnostics in computed tomography/ Druzhinina P.S. [et al] // Radiation hygiene. - 2021. – V 14, №1.-C.17-33. DOI: 10.21514/1998-426X-2021-14-1-17-33
6. Sources and Effects of Ionizing Radiation // 2008 UNSCEAR Report.

7. Methodical Instructions. Control of effective doses of radiation to patients with medical X-ray examinations (MI 2.6.1.2944-11) -M. : Rospotrebnadzor, 2011. - 32 p.
8. Guidelines. Assessment of radiation risk in patients during X-ray and radiological studies (G 2.6.1.0098-15)- M.: Rospotrebnadzor, 2015. - 27p.
9. EC. Radiation Protection 154. European guidance on estimating population doses from medical x-ray procedures. European Communities. - Brussels, Luxembourg, 2008. - P.90-96.
10. NRPB. Shrimpton, P.C. Dose for computed tomography (CT). Examinations in UK – 2003 Review/P.C. Shrimpton – Document NRPB-W67. Chilton, 2005.-P.103-107.
11. Chipiga L.A., Vodovatov A.V, Golikov V.Yu, et al. Potential for the establishment of national CT diagnostic reference levels in the Russian Federation // Proceedings of International Conference on Radiation Protection in Medicine: Achieving Change in Practice. Vienne, 2017. IAEA, book of contributions: <https://www.iaea.org/sites/default/files/18/02/rpopsession2.pdf>

**INTERSTITIAL EFFICIENCY BRACHYTHERAPY IN THE
TREATMENT OF NON-MELANOMA SKIN CANCER**

I.V. Horot¹, M.N. Tkachenko¹, O.V. Kozak²

¹ *Bohomolets National Medical University, Kiev, Ukraine*

² *Region Oncology Hospital, Kiev, Ukraine*

Annotation. Nonmelanoma skin cancer includes basal cell carcinoma (80%) and squamous cell carcinoma (20%). Every year the number of cases of non-melanoma skin cancer grows in Ukraine and in the world. In addition, cancer is getting younger and more aggressive. It requires increasing doses to stabilize the disease. In Ukraine, 20,000 new cases of non-melanoma skin cancer are recorded every year. The main purpose of brachytherapy for such forms of cancer is not only to destroy the tumor, but also to achieve the most possible cosmetic effect. Also, the preservation of critical organs such as the eye, inner ear, the flexibility of the lip and its shape, and more. In brachytherapy, a significant number of unresolved issues remain regarding the choice of dose, the choice of applicators and their location, the choice of radiation volume and dose rationing. Our goal was to prove that the individual placement of applicators outside the existing systems with a dose of 8 Gy per fraction, 2 times a week up to 32 Gy can perform the above mentioned task.

Key words: brachytherapy, nonmelanoma skin cancer.

Анотація. Немеланомний рак шкіри включає включає базальноклітинний рак (80%) та плоско клітинний (20%). Кожного року кількість захворювань на немеланомний рак шкіри зростає в Україні та в світі. До того ж рак молодшає і стає більш агресивним. Він вимагає все більших доз для стабілізації хвороби. В Україні кожного року фіксується 20 тис нових випадків на немеланомний рак шкіри. Основною метою брахитерапії таких форм раку є не тільки знищення пухлини, а й досягнення найбільш можливого косметичного ефекту. Також, збереження критичних органів, таких як око, внутрішнє вухо, гнучкості губи та її форми, інше. В брахитерапії залишається значна кількість невирішених питань, що стосуються вибору дози, вибору аплікаторів та їх розташування, вибір об'єму опромінення та нормування дози. Наша мета була довести, що індивідуальне розташування аплікаторів за межами

існуючих систем з дозою 8 Гр за фракцію, 2 рази на тиждень до 32 Гр може виконати вказане вище завдання.

Ключові слова: брахитерапія, немеланомний рак шкіри.

Despite the large number of recommendations for the installation of applicators in high-power brachytherapy (HDR), there are still many controversial questions that relate to the selection and placement of applicators, normalization of dose and dose selection [1].

There were no randomized trials comparing the efficacy of standard fractionation regimens with other regimens.

There are some recommendations for the placement of applicators: they can be flexible or rigid, placed in parallel (French school) or "hand free" [2].

The histological origin of the tumor process, the volume of the tumor, the data of other diagnostic tests are taken into account.

After the confirmation that regional lymph nodes are not affected by the disease local irradiation is carried out.

The aim of the work was to evaluate the effectiveness of intratissue HDR brachytherapy using irradiation 4 fractions, 8 Gy up to 32 Gy.

In the Department of Radiation Therapy from 2012 to 2017, 46 patients with histologically confirmed cancer have been treated: Basal carcinoma - 34 patients – (72%) and squamous cell carcinoma of skin- 13 (28%)

All patients were irradiated on a MicroSelectron device (192Ir radioactive source) with intratissue HDR brachytherapy.

Localization of the primary tumor:

cheek - 9 (19%), forehead - 6 (13%), scalp - 5 (11%), ear area - 5 (11%), lip - 6 (10%), nose - 5 (11%), temple area - 3 (7%), eye angle - 5 (11%), other parts of the body - 3 (7%).

According to the International Classification of Patients, the following stages were established: T1N0M0 - in 16 patients (34%), T2N0M0 - 23 (49%), T3N0M0 - 8 (17%).

Set of metal needles for supply of 192Ir in intratissue brachytherapy on the MicroSelectron device were used (outer

diameter of the needle - 0.8 mm, inner - 0.5 mm, maximum length of the needle - 20 cm).

After the local anesthesia, patients were injected with “hand free” metal needles directly into the tumor process at each irradiation session. The preliminary plan was discussed before needles insertion.

The location of the needles was determined by the need to bring the maximal dose to the visible tumor with additional irradiation of 3-7 mm relative to the visible border .

The number of needles varied from 2 to 10 depending on the extent of the lesion and nearby critical organs (lens of the eye, mandible, etc.).

Dose per fraction was equal 8 Gy.

Irradiation sessions were performed 2 times a week, 4 factions.

The duration of the entire treatment period is two weeks.

The treatment process was planned under 3D CT control using Oncentra 3.1 software.

The results of treatment were monitored monthly for the first 4 months, then - once per quarter

(patients underwent examination by a radiotherapist, ultrasound, CT, MRI if necessary)

Immediately after removing the needles, patients could observe a slight bleeding, in few minutes it stopped.

Needles were removed after each irradiation session, so patients felt comfortable between fractions. Pain disappeared during an hour.

Using of needles reduced the risk of infection, which is often observed with the introduction of flexible applicators for the entire treatment period.

Swelling of the surrounding tissues after the injection of needles which usually took place disappeared in 24 hours after irradiation.

In all patients in 2-3 weeks after completion of the course of intratissue brachytherapy, local radiation reactions in the form of temporary hyperemia of the surrounding healthy tissues were observed, to which 60-80% of the total dose was brought according to the recommendations.

In 3-4 weeks of observation, all radiation reactions subsided and crusts were formed at the site of irradiation, under which new young tissue was formed.

Within five years of follow-up after a full course of intratissue HDR brachytherapy, 96% of patients experienced complete regression of the primary tumor process and no radiation complications were observed, and 4% had local recurrences on average 18 months after treatment (1 patient) with cancer of the lower lip has got casual trauma to the irradiated area in the post-radiation period, 1 - with recurrence of ear cancer after surgery).

Thus, the fractionation of 8 Gy 2 times per week, 4 fractions, allows to achieve good local control of the primary tumor process.

At the same time the state of health of the patient between fractions considerably improves, the probability of accession of an infection during treatment decreases. The healing of irradiated area is faster. During the study period, no radiation complications were observed.

REFERENCES

1. Guinot Jose, Rembielak Agatha, Calatayud Jose Peres, etc. GEC-ESTROACROP recommendations in skin brachytherapy. GEC-ESTROACROP Guideline.V.126, Issue 3, P377-385, March 01, 2018.
2. Luca Tagliaferri, Francesco Giuseppe Ciardo, Bruno Fionda. Non-melanoma Skin Cancer Treated by Contact High-dose-rate Radiotherapy (Brachytherapy): A Mono-institutional Series and Literature Review. In Vivo. Vol. 35, Issue 4July-August 2021.

ВПЛИВ СТРУКТУРИ МОЛЕКУЛ ЗАМІЩЕНИХ ЦЕЛЮЛОЗАХ НА ДІЕЛЕКТРИЧНУ РЕЛАКСАЦІЮ В НИХ

**А.О. Собчук^{1*}, М.М. Лазаренко¹, Р.В. Дінжос^{2,3},
М.М. Лазаренко⁴, О.М. Алексєєв¹, Ю.Є. Грабовський¹,
Н.М. Фіалко³**

¹Київський національний університет імені Тараса Шевченка, фізичний факультет, м. Київ, Україна, * litrboychik@gmail.com

²Миколаївський національний університет імені В. О. Сухомлинського, м. Миколаїв, Україна

³Інститут технічної теплофізики НАН України, м. Київ, Україна

⁴Київський національний університет харчових технологій, м. Київ

Анотація. Метод діелектричної спектроскопії може бути застосований для оцінки ступеня заміщення ОН-груп на

гідроксипропокси групи в молекулах гідроксипропілметил целюлози, яка використовується у фармацевтичній промисловості як носій лікарських препаратів та регулятор швидкості їх вивільнення при адресній доставці в людському організмі.

Ключові слова: гідроксипропілметил целюлоза, діелектрична релаксація, конформаційна рухливість.

Annotation. Dielectric spectroscopy can be used to assess the degree of substitution of OH groups by hydroxypropoxy groups in hydroxypropylmethyl cellulose molecules, which is used in the pharmaceutical industry as a carrier of drugs and a regulator of their release rate in targeted delivery in the human body.

Key words: hydroxypropylmethyl cellulose, dielectric relaxation, conformational mobility.

При застосуванні фармацевтичних засобів для лікування захворювань людей важливим є не тільки компонент, який безпосередньо впливає на причину захворювання, але і його цільова (адресна) доставка та швидкість вивільнення з носіїв (drug delivery, drug release). Гідроксипропілметил целюлоза (ГПМЦ) широко використовується у виробництві різних фармакологічних засобів, зокрема як наповнювач таблеток, що регулює швидкість вивільнення лікарського засобу при заданій величині рН в людському організмі, а також як регулятор в'язкості та її зміни з температурою та гелеутворення у фізіологічному діапазоні температур. Ці фізичні властивості різних типів ГПМЦ, які одержуються з нативної целюлози шляхом хімічного заміщення потрібної кількості ОН-груп на гідрофобні групи (метильні або(та) гідроксіпропільні групи) залежать від ступеня заміщення. При використанні фармацевтичних засобів необхідно враховувати ці факти, оскільки вивільнення лікарського препарату відбувається в різних органах людини, середовище в яких може відрізнятися йонним складом, концентрацією, температурою та іншими фізіологічними показниками. Тому метою роботи було дослідження діелектричних властивостей гідроксипропілметил целюлози з різним ступенем заміщення гідроксильних груп на гідроксипропокси групи.

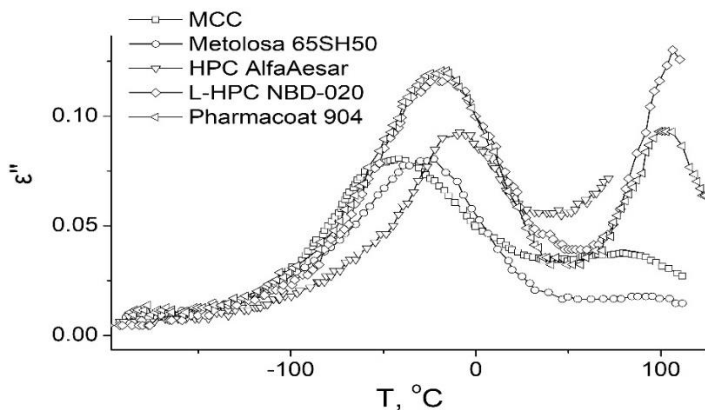


Рис 1. Температурна залежність уявної частини діелектричної проникності за 10 кГц для ГПМЦ з різним ступенем заміщення.

Для дослідження вибрана MCC Chemfield Cellulose Pvt. Ltd. (ступінь заміщення - 0%) та зразки гідроксипропілметил целюлози з різним ступенем заміщення: Metolosa 65SH50 ShinEtsu (6%), Pharmacoat 904 ShinEtsu (10%), L-HPC NBD-020 ShinEtsu (15%), HPC AlfaAesar (76%).

Були отримані температурні залежності комплексної діелектричної проникності на різних частотах для досліджуваних зразків (рис.1). На цих залежностях в області температур $-120 \div 40$ °C спостерігається діелектрична релаксація, яка пов'язана з дипольною релаксацийною поляризацією. Її положення залежить від ступеня заміщення гідроксильних груп на гідроксипропокси групи. Вона зміщується в бік високих температур при зростанні концентрації гідроксипропокси групи. Використовуючи модель двох рівнів в припущенні одного часу релаксації, були побудовані залежності Арреніуса (рис. 2).

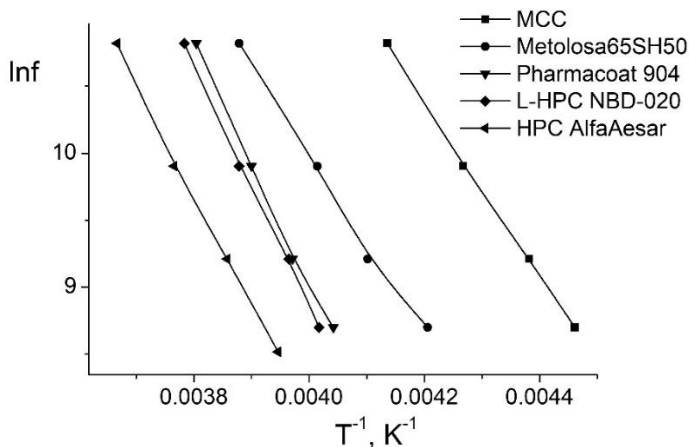


Рис.2. Залежності логарифма частоти від оберненого значення температури максимуму на уявній частині діелектричної проникності для ГПМЦ з різним ступенем заміщення.

В наших попередніх роботах [1,2] показано, що діелектрична релаксація в мікрокристалічній целюлозі пов'язана з конформаційним рухом метилольних груп на поверхні нанокристалів, які є елементами її структури. З залежностей (рис.2) видно, що при зростанні ступеня заміщення гідроксильних груп положення діелектричної релаксації зміщується в бік високих температур. Були розраховані параметри релаксаційних процесів. Показано, що при зростанні кількості гідроксіпропоксі групи зростає енергія активації діелектричної релаксації та зміна дипольного моменту одиниці об'єму.

Можна зробити висновки, що у гідроксипропілметил целюлозі спостерігається діелектрична релаксація в області температур $-120 \div 40$ °C положення якої зміщується в бік високих температур при зростанні концентрації гідроксипропоксі груп. Встановлено, що конформаційний рух гідроксипропоксі групи вносить вклад в діелектричну релаксацію при вищих температурах, а ніж конформаційний рух метилольних груп. Показано, метод діелектричної спектроскопії при низьких температурах може бути

застосований для оцінки ступеня заміщення ОН-груп на гідроксипропокси групи в молекулах гідроксипропілметил целюлози, яка використовується у фармацевтичній промисловості як носій лікарських препаратів та регулятор швидкості їх вивільнення при адресній доставці в людському організмі.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Alekseev O. M., Kovalov K. M., Lazarenko M. M., Lazarenko M. V., Grabovskii Y. E., Tkachov S. Y. Nature of dielectric relaxation in microcrystalline cellulose // *Cellulose Chemistry and Technology*. – 2019. – Vol. 53. – P. 15-22.
2. Kovalov K. M., Alekseev O. M., Lazarenko M. M., Zabashta Y. F., Grabovskii Y. E., Tkachov S. Y. Influence of water on the structure and dielectric properties of the microcrystalline and nano-cellulose // *Nanoscale research letters*. – 2017. – Vol. 12. – P. 1-8.

SPECTRAL PROPERTIES OF CERIUM DIOXIDE NANOPARTICLES

Honcharova O.O.^{1*}, Dmytrenko O.P.¹, Kulish M.P.¹, Zholobak N.M.², Naumenko A.P.¹, Pavlenko O.L.¹, Olesh D.R.¹

¹*National Taras Shevchenko University of Kyiv, Kyiv, Ukraine*

²*Danylo Zabolotny Institute of Microbiology and Virology, National Academy of Science of Ukraine, Ukraine, *oksanaigoncharova19@gmail.com*

Анотація. Досліджено спектри оптичного поглинання, емісії флуоресценції та флуоресценції збудження наночастинок діоксиду церію в фізіологічному розчині. Актуальним є вивчення наночастинок діоксиду церію, які завдяки своїм фізико-хімічним та біологічним характеристикам можуть виступати антибіотичним ад'ювантом.

Ключові слова: наночастинок діоксиду церію, оптичне поглинання, флуоресценція.

Annotation. Optical absorption spectra, emission spectra and fluorescence excitation spectra of cerium dioxide nanoparticles in saline solution were researched. It is important to study cerium dioxide

nanoparticles, which due to their physicochemical and biological characteristics can act as an antibiotic adjuvant.

Key words: cerium dioxide nanoparticles, optical absorption, fluorescence.

The cerium dioxide nanoparticles (CeO_2) – inorganic material that is widely used in sensors, electrochromic and anti-corrosion coatings. In the nanoscale state, this compound exhibits such biologically important properties as high antioxidant activity [1], anti-inflammatory and antitumor activity. CeO_2 nanoparticles exhibit activity in redox processes and demonstrate the ability to regenerate. Cerium dioxide nanoparticles are characterized by low toxicity, able to act as a regulator of reactive oxygen species (ROS) and a free radical acceptor [2-5]. Although cerium dioxide nanoparticles are used in nanomedicine and nanopharmaceuticals, the mechanism of its action on biological objects has not been fully studied.

Cerium dioxide nanoparticles can play a significant role in the behavior of biological structures, including the receptor properties of transmembrane proteins in the creation of complexes. The characteristic of such complexes can be changes in spectral properties (optical absorption, fluorescence), and therefore it is important to study such characteristics in saline solutions. In this work, we studied the spectral properties of citrate-stabilized nanoparticles of cerium dioxide with a size of 3-4 nm in saline solutions, pH=5,5.

Optical absorption and fluorescence spectra were obtained on a spectrophotometer Double Beam Scanning Ultra violet Visible Spectrophotometer Medical Analysis UV-1800APC. Investigated the optical absorption spectra for cerium dioxide nanoparticles in saline solutions (fig.1). The graph shows that cerium dioxide nanoparticles have a wide absorption peak at $\lambda_{\text{max}}=290$ nm. The value of the optical density decreases with decreasing concentration of nanoparticles in the solution.

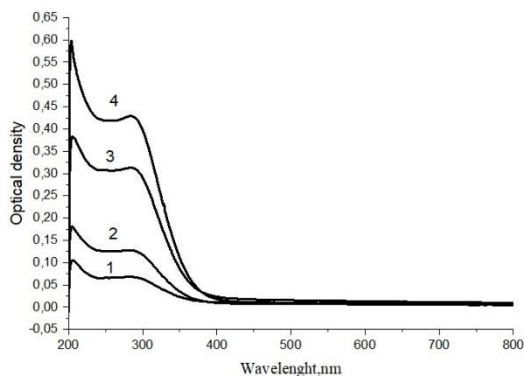


Fig.1. Optical density spectra of saline solutions cerium dioxide nanoparticles of different concentration ($C_{\text{CeO}_2} = 10^{-5}$ (1), $2 \cdot 10^{-5}$ (2), $5 \cdot 10^{-5}$ (3), $7 \cdot 10^{-5}$ (4) M) (pH = 5.5; T=295 K)

In the work was conducted research of emission spectra (Fig.2(a)) and fluorescence excitation spectra (Fig.2(b)) of cerium dioxide nanoparticles in saline solution at room temperature at $\lambda_{\text{ex}} = 297 \text{ nm}$ and $\lambda_{\text{em}} = 410 \text{ nm}$.

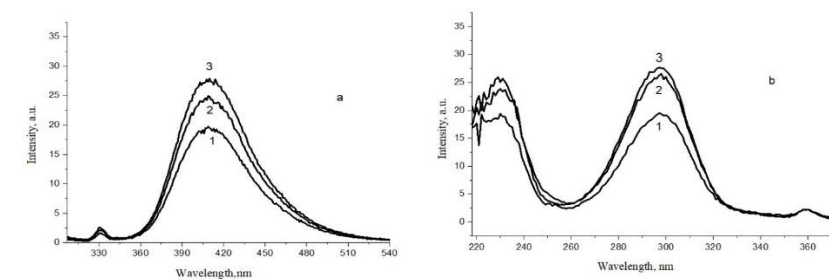


Fig.2. Emission spectra (a) and fluorescence excitation spectra (b) of cerium dioxide nanoparticles in saline solution of different concentration ($C_{\text{CeO}_2} = 10^{-5}$ (1), $2 \cdot 10^{-5}$ (2), $5 \cdot 10^{-5}$ (3) M), (pH = 5.5; T=295 K; $\lambda_{\text{ex}} = 297 \text{ nm}$, $\lambda_{\text{em}} = 410 \text{ nm}$)

Figure 2(a) shows that at emission of fluorescence cerium dioxide nanoparticles in saline solution is present peak at 410 nm. For the fluorescence excitation spectra, the absorption peak at $\lambda = 297 \text{ nm}$. It is seen that with decreasing nanoparticles content in the solution, the fluorescence intensity decreases. The peak of optical

absorption of the fluorescence excitation spectra is shifted relative to the absorption band of the optical density spectrum by 7 nm in the long-wavelength region.

Therefore, the investigation of the optical properties of nanoparticles of CeO₂ important in the study of biological systems containing data of nano-objects, and creating prodrugs with nanoparticles.

REFERENCES

1. Н.М. Жолобак, “Антибактеріальні ефекти колоїдного (нанорозмірного) діоксиду церію,” Вісник проблем біології і медицини, Вип. 3, Том 2 (123), 2015.
2. S. Phoka, P. Laokul, E. Swatsitang, V. Promarak, S. Seraphin, and S. Maensiri, “Synthesis, structural and optical properties of CeO₂ nanoparticles synthesized by a simple polyvinyl pyrrolidone (PVP) solution route,” Mater. Chem. Phys., vol. 115, no. 1, pp. 423–428, 2009.
3. F. Pinar Gökdemir, A. Evrim Saatci, O. Ozdemir, B. Keskin, and K. Kutlu, “Structural, optical and electrochromic properties of cerium dioxide thin films prepared by sol-gel dip coating method,” Mater. Sci. Semicond. Process., vol. 38, pp. 300–305, 2015.
4. J. Luňáček et al., “Structure and magnetic properties of synthesized fine cerium dioxide nanoparticles,” J. Alloys Compd., vol. 753, no. April, pp. 167–175, 2018.
5. I. Romer et al., “Impact of particle size, oxidation state and capping agent of different cerium dioxide nanoparticles on the phosphate-induced transformations at different pH and concentration,” PLoS One, vol. 14, no. 6, pp. 1–17, 2019.

ПРОБЛЕМИ ВІЗУАЛІЗАЦІЇ ЗАПАЛЕННЯ ПРИ ОДОНТОГЕННИХ ФОРМАХ ГНОЙНИХ СИНУСІТІВ ЗА ДОПОМОГОЮ КОНУСНО-ЛУЧОВОЇ ТОМОГРАФІЇ

С.Д. Варжапетян^{1*}, Т.В. Строгонова

¹ *Запорізький державний медичний університет, м.Запоріжжя, Україна*
strogonovats@gmail.com, suren.wargapetyan@gmail.com

Анотація. Розглянуто переваги використання конусно-променевої комп'ютерної томографії (КПКТ) в стоматології. Досліджено особливості застосування конусно-лучової томографії для

діагностики одногенних форм гнійних верхньочелюсних синуситів. Запропоновано напрям досліджень аналізу зображень, що може сприяти підвищенню ефективності діагностики запалень при гнійних синуситах.

Ключові слова: конусно-променева томографія, одонтогенний синусит, аналіз зображень

Annotation. The advantages of using cone-beam computed tomography (CT) in dentistry are considered. The peculiarities of the application of cone-beam tomography for the diagnosis of homogeneous forms of purulent maxillary sinusitis have been studied. The direction of research of the analysis of images which can promote increase of efficiency of diagnostics of inflammations at purulent sinusitis is offered.

Keywords: cone-beam tomography, odontogenic sinusitis, image analysis

Аналіз медичних зображень залишається основним методом діагностики верхньощелепних синуситів різного походження. У якості допоміжних методів обстеження використовують різні рентгенологічні методи, сонографію і МРТ [1]. В той же час, потужність цих методів різниться. Наприклад, через високу чутливість до змін м'яких тканин і низькою діагностичною здатністю в дослідженні кісткових структур, МРТ мало значима для діагностики синуситу [2].

Широке застосування в стоматологічній практиці знайшла конусно-променева комп'ютерна томографія (КПКТ). Аналіз праць присвячених застосуванню КПКТ в типизації верхньощелепних синуситів, дозволив виявити суперечливі висновки щодо ефективності даного методу в дослідженні патології навіколоносових синусів. До переваг цього методу можна віднести менше порівняно із спіральною томографією променеве навантаження. Більшість авторів вважає КПКТ «золотим стандартом» діагностики патологічних станів порожнини рота. Вважається, що КПКТ з високою ефективністю може застосовуватися в контролі динаміки змін в пазусі в процесі лікування синуситів [3]. Інша група дослідників відзначає, що використання КПКТ в рутинному обстеженні хворих синусити недоцільно через малу оснащеності апаратурою, високу вартість дослідження,

ймовірністю кумуляції променевого навантаження в організмі пацієнтів [1].

Різноманітність клінічних форм верхньощелепного синуситу вимагає від лікаря особливої уваги до детальної їх диференціації з метою проведення коректного лікування. Для встановлення правильного діагнозу клініцистам часто доводиться аналізувати і зіставляти велику кількість ознак. спрощення та удосконалення процесу ідентифікації травматичної форми ятрогенного верхньощелепного синуситу стоматогенного походження за допомогою систематизації і зіставлення основних симптомів.

Виявлено, що діагностичне значення мають симптоми, які прямо вказують на факт перенесеної хірургічної травми. Вибір тактики лікування залежить від типу травми, яке можна реконструювати за знімком. Різні типи порушення цілісності тканин: Ороантрального повідомлення, проходження повітря або рідкої їжі з порожнини рота в синус через дефект альвеолярного відростка, порушення цілісності однієї з стінок верхньощелепного синуса потребують різних тактик лікування. І КПКТ дозволяє спеціалісту вирішити цю задачу. В результаті спостереження за хворими було отримано та проаналізовано 57 зображень.

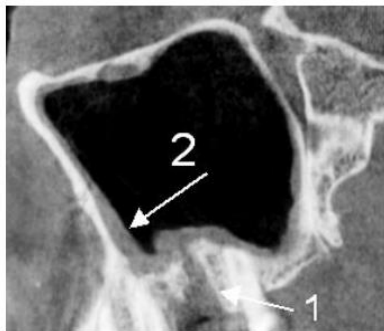


Рис. 1. Знімок сагітального зрізу КЛКТ верхньої щелепи пацієнта з травматичною формою ятрогенного верхньощелепного синуситу: 1 - кістковий дефект дна верхньощелепного синуса, 2-потовщення слизової оболонки.

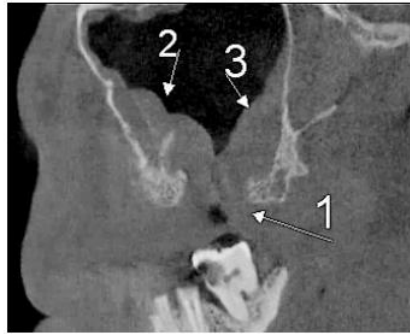


Рис. 2. Знімок сагітального зрізу КЛТК верхньої щелепи пацієнта з травматичної формою ятрогенного верхньочелюстного синуситу: 1 - широкий кістковий дефект дна, 2 - поліпозні зміни слизової оболонки, 3 - набряк слизової оболонки.

Зображення отримані за допомогою КТ, на відміну від УЗД, дозволяють чітко виявити порушення цілісності лунки видаленого зуба (Рис. 1.). Цей паттерн знайом спеціалісту та дозволяє відрізнити широкий кістковий дефект дна верхньощелепного синуса від контурів лунки видаленого зуба. На Рис 2. грибоподібні форми тіней вказують на можливі поліпозні зміни слизової оболонки на передній стінці синуса. Згладжені контури поверхні тіні на задній стінці вказують на набряк слизової оболонки. Аналіз знімку дозволяє спеціалісту зрозуміти характер перенесеної хірургічної травми і обрати відповідне лікування.

В той же час, незважаючи на високу якість відображення уражень кісткових утворень середньої зони особи і анатомічних просторів, оточуючих верхньощелепної синус, КЛКТ малоефективний для диференціації патологічних станів слизової оболонки пазухи. Особливості передачі інформації конусно-променевої комп'ютерної томографії дозволяють робити висновки про характер патологічних змін гайморових пазух тільки за особливостями форми та обрисів тіні зміненої слизової оболонки пазухи при її однакової інтенсивності, що часто призводить до невірної інтерпретації результатів дослідження. Наприклад, знімок КПКТ не дозволяє достовірно навіть компетентному спеціалісту відрізнити набряк слизової від гнійного вмісту пазухи (Рис.3, 4). Результатом хибного діагнозу може стати зайве хірургічне втручання та розвиток ятрогенних ускладнень

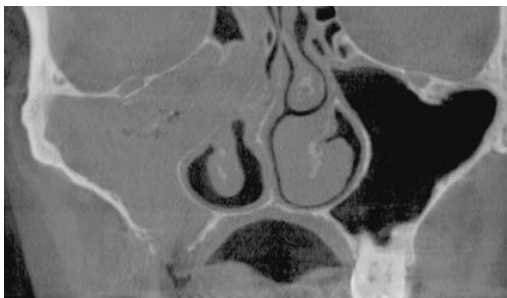


Рис. 3. Фронтальний зріз КЛКТ верхньої щелепи пацієнта.



Рис. 4 Знімок сагітального зрізу КЛКТ верхньої щелепи пацієнта.

На нашу думку, дослідження різниці фізики-хімічних властивостей слизової оболонки та гнійного ексудату аналіз форми поверхні вмісту синусової пазухи в сагітальної проєкції дозволив би підвищити ефективність діагностики. Вибір методу аналізу, формування бази даних знімків є метою подальших досліджень

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Васильев А.Ю. Лучевая диагностика в стоматологии. Национальное руководство / А.Ю. Васильев, С.К. Терновой, М.: ГЭОТАР-Медиа, 2010. – 288с.
2. Resolution of maxillary sinus mucositis after endodontic treatment of maxillary teeth with apical periodontitis: a cone-beam computed tomography pilot study / B. Nurbakhsh, S. Friedman, G.V. Kulkarni [et al.] // J. Endod. – 2011. – №37(11). – P. 1504–11

3. Gulyuk A.G., Varzhapetyan S.D., Tashchyan A.E. Justification of the choice method of treatment of iatrogenic sinusitis depending on the nature of the foreign body and microbial associations. Scienc Rise. 2014; 5: 45-534.
4. Gonzalez R., Woods E. Digital Image Pro.

MECHANICAL AND OPTICAL PROPERTIES OF α - $\text{Hg}_3\text{S}_2\text{Cl}_2$ CRYSTALS: OPPORTUNITIES FOR MEDICAL DEVICE INDUSTRY

O.O. Bokotey¹, T.V. Vu², M.I. Chavarha³, O.V. Bokotey¹

¹*Uzhhorod National University, Faculty of Physics, Uzhhorod, Ukraine*

²*Ton Duc Thang University, Faculty of Electrical & Electronics Engineering,
Ho Chi Minh City, Vietnam*

³*Uzhhorod National University, Faculty of Medicine, Uzhhorod, Ukraine*

Annotation. The great scientific interest in α - $\text{Hg}_3\text{S}_2\text{Cl}_2$ crystals is related to their practical applications in the nonlinear optics, biomedicine and nanophysics. For this reason a complete characterization and understanding of their structural, optical and mechanical properties at the macroscopic level is necessary. We present a complete theoretical investigation of the mechanical and optical properties of α - $\text{Hg}_3\text{S}_2\text{Cl}_2$ crystals in order to design biomedical devices. This work shall deal solely with the theoretical study of physical properties of α - $\text{Hg}_3\text{S}_2\text{Cl}_2$ crystals within the framework of density functional theory (DFT).

Key words: nanomaterials, optical devices, biomedical engineering, nonlinear optics.

Анотація. Кристали α - $\text{Hg}_3\text{S}_2\text{Cl}_2$ представляють високий науковий інтерес, який пов'язаний з їх практичним використанням у нелінійній оптиці, біомедицині та нанофізиці. З цієї причини необхідно мати повну характеристику та розуміння їх структурних, оптичних та механічних властивостей на макроскопічному рівні. Ми представляємо теоретичне дослідження механічних та оптичних властивостей кристалів α - $\text{Hg}_3\text{S}_2\text{Cl}_2$, яке є необхідним при проектуванні біомедичних пристроїв. Ця робота присвячена виключно теоретичному дослідженню фізичних властивостей кристалів α - $\text{Hg}_3\text{S}_2\text{Cl}_2$ в рамках теорії функціоналу густини (DFT).

Ключові слова: наноматеріали, оптичні пристрої, біомедична інженерія, нелінійна оптика.

We present new DFT study results of mechanical and optical properties for α -Hg₃S₂Cl₂ crystal using the APW-LO technique as implemented in the WIEN2k package. Having current scientific interests in the family of corderoites, we decided to investigate physical properties of α -Hg₃S₂Cl₂ crystallizing in the cubic space group T⁵- I₂13 (No. 199). To the best of our knowledge no experimental or theoretical information on the elastic properties of α -Hg₃S₂Cl₂ are available in the literature. The α -Hg₃S₂Cl₂ polymorph belongs to the corderoite family compounds and has a body-centered cubic structure [1-4]. The stiffness tensor of space symmetry group T⁵- I₂13 for body-centered cubic crystal has three independent elastic constants written in Voigt notations as follows C_{11} , C_{12} and C_{44} . Ductility for these compounds is analysed by using Pugh's criteria, Cauchy pressure ($C_{12}-C_{44}$) and Frantsevich rule.

Table 1.

Calculated values of mechanical properties for α -Hg₃S₂Cl₂.

C_{11}	C_{12}	C_{44}	B	G	E	ν
26.997	24.391	11.461	25.259	5.091	14.311	0.406

Table 1 presents the calculated values (in GPa) of elastic constants (C_{11} , C_{12} , C_{44}), the average values within Hill's approximation of the bulk modulus (B), shear modulus (G), Young's modulus (E) and Poisson's ratio (ν) of α -Hg₃S₂Cl₂. It can be seen that the three independent elastic constants well satisfy Born-Huang conditions: $C_{11}-C_{12} > 0$, $C_{11} + 2C_{12} > 0$, $C_{44} > 0$. C_{11} reflects the stiffness of cubic crystal. According to the detailed analysis, a high B/G value (4.96) indicates a tendency for ductility and α -Hg₃S₂Cl₂ is a ductile material in nature. It can be conclude that α -Hg₃S₂Cl₂ polymorph is a mechanically stable compound.

The DFT calculations show that the α -Hg₃S₂Cl₂ is a semiconductor with indirect band gap of 3.19 eV. Based on studies of optical activity in the α -Hg₃S₂Cl₂, it was found that the optical values and dispersion of rotatory ability are connected with the direct inter-band optical transitions [2, 4]. The analysis of band topology and optical spectra shows that the maxima in the optical spectra of the α -Hg₃S₂Cl₂ in the region up to 9 eV are determined by the transitions from the upper part of the valence band formed by S/p and Cl/p states with small contribution of Hg/s states to the lower unoccupied band formed by free Hg/d states. Summarizing the obtained data, we can conclude that the presence of the S and Cl in the α -Hg₃S₂Cl₂ leads to a significant increase in the DOS in the upper part of the valence band. Calculated optical reflectivity equals to 22% at 0 eV and increases to 47% at 21 eV.

Optical properties of corderoite type crystals such as high refractive index, photoconductivity, electrooptical effect, optical activity, optical nonlinearity etc., make them promising nanomaterials for nonlinear application. The title crystal possesses an excellent transparency in the mid-IR spectral range. Due to these features, the mentioned crystals in nanoparticle form have a wide range of optical applications in nanophysics and medicine. Analysis of the contribution of each physical property is important in optimizing the performance of devices through the minimization or enhancement of these properties according to the desired functionality [5-6]. The theoretical calculations are used as a powerful tools to predict the physical properties of these materials. Finally, it should be noted that optical phenomena occurring in studied crystals play an important role providing higher sensitivity to the devices (especially for sensors creation).

REFERENCES

1. Bokotey O.V. Theoretical calculations of refractive properties for Hg₃Te₂Cl₂ crystals // *Nanoscale Res. Lett.* – 2016. – 11:251.
2. Bokotey O.V. Investigation of gyrotropic properties for Hg₃X₂Cl₂ (X = Se, Te) crystals // *J. Alloys Compd.* – 2016. – V. 678. – P. 444–447.

3. Bokotey O.V. Refractive index behavior of mercury chalcogenhalogenides $\text{Hg}_3\text{X}_2\text{Hal}_2$ // Proc. of the Ukrainian-German Symposium on Physics and Chemistry of Nanostructures and on Nanobiotechnology. – Kyiv, 2015. – P. 140.
4. Bokotey O.V., Glukhov K.E., Nebola I.I., Bokotey A.A. First-principles calculations of phonons and Raman spectra in the $\text{Hg}_3\text{Te}_2\text{Cl}_2$ crystals // J. Alloys Compd. – 2016. – V. 669. – P. 161–166.
5. Pirzada M., Altintas Z. Recent progress in optical sensors for biomedical diagnostics // Micromachines. – 2020. – V. 11(4). – 356.
6. Bokotey O.V. Calculated optical properties of gyrotropic $\text{Hg}_3\text{Te}_2\text{Br}_2$ // Optik. – V.156. – 2018. – P. 39–42.

INDIVIDUAL APPROACH IN BRACHYTHERAPY. WHAT DOES IT MEAN?

O.V. Kozak^{1*}, I.V. Horot², A.A. Areshkovich¹

¹ *Region Oncology Hospital, Radiotherapy Dpt, Kiev, Ukraine*

² *Bohomolets National Medical University, Kiev, Ukraine*

**oko.bydenko@gmail.com*

Annotation. There are many schools of brachytherapy in the world. In fact, each department creates its own principles of approach, based on the experience of treatment and its own historically based ideas about what brachytherapy is and how to work with it. The difference in the principles of approach to treatment indicates key points to be solved. If at all it is possible to solve them. But my opinion is that namely inability to finally resolve these questions acts as the driving force behind the improvement of brachytherapy and the search for new solutions. The possibilities of brachytherapy are enormous if used correctly. And first of all, these opportunities as well as the results are based on an individual approach to treatment. The purpose of this report is to try to systematize the very factors that define the concept of "individualization in brachytherapy."

Key words: brachytherapy, individual approach.

Анотація. Існує багато шкіл брахитерапії в світі. Фактично, кожне відділення променевої терапії створює свої власні принципи підходу до брахитерапії, які базуються на досвіді роботи. Різні принципи підходу стосуються ключових моментів опромінення, рішення яких фактично не може бути остаточним. Але ми вважаємо, що саме неможливість поставити крапку у вирішенні цих питань і є дієвою силою, яка сприяє розвитку і постійному вдосконаленню брахитерапії. Можливості брахитерапії важко переоцінити, якщо правильно використовувати її особливості. І в першу чергу результати лікування базуються на індивідуальному підході до розмірів пухлини, її розташуванні, її властивостей. Мета доповіді є систематизувати фактори, які визначають концепцію індивідуального підходу.

Ключові слова: брахитерапія, індивідуальний підхід.

Sometimes the approach methods in brachytherapy differ fundamentally for different radiotherapy departments.

But there are basic points common to all localizations:

- How to insert applicators into a tumor
- Which applicators can be more effective (flexible or needles)
- How to choose the volume to be irradiated
- How to indicate the dose of normalization
- Value of the dose to indicate in the treatment plan
- How to assess the plan quality, by what criteria
- What to do with high isodoses

I want to talk about our principles of approach to brachytherapy developed over 30 years of working with different sources, different isotopes, different rates and different methods of dose delivery.

The main feature of brachytherapy is the high irregularity of the dose, and hence the radiation power. But if you consider dose irregularity not as your enemy, but as a friend and use it to improve results, then you can achieve a lot. Professor Zamboglu whom I personally respect very much said that there is always a tumor heart, which must be destroyed with high doses of at least 18 Gy in one session. This is a small volume, under-irradiation of which

leads to a questionable result. I hope the professor will publish at least a book where he will indicate his principles of the treatment.

There are many unsolved questions [1]. If you put the applicators strictly according to the French scheme 1 cm between them, then the distribution, in principle, will not be individual. The only difference will be in the number of applicators and the convenience of their restoration from CT images. I will point out a few principles based on our practical experience. If the first dose of the first fraction is insufficient, then even higher next doses will be ineffective. Moreover, external beam therapy removes cells sensitive to radiation, remains highly malignant and the tumor can visually grow during brachytherapy at insufficient doses. It is visible at CT-scans during the planning.

The physician must always determine the PTV [2]. The physicist and the doctor should know what percentage of the tumor they cover by the normalizing isodose. Then you need to follow the irradiated volume. At high stages of the disease, the volume covered with 100% isodose can reach 400 cm³. If it is difficult for the doctor to pass the canal due to the pathological tumor location in the uterus, then such a case can be used for our own purposes by increasing the dose to point A. It is best, of course, to cover PTV with 100% isodose. Sometimes for this we introduce additional needles into the cervix. I made a report on that earlier.

Often, on the first image after external beam radiation therapy, the cervix has no shape, as it is deformed by the tumor. A good prognostic factor and guideline for a correctly selected dose and distribution is that after the fourth fraction, the neck begins to get the shape. So how we optimize the distribution? Manual optimization makes more sense.

Regarding the treatment of non-melanoma skin cancer. For the treatment of such skin lesions, the choice of applicators and their placement are deeply individual. If the lesions are superficial, we use flexible applicators, the conductive tubes are as close to each other as possible. This allows you to create a high dose in the tumor and a rapid decay of the dose at a depth in order to maximize

the sparing of healthy tissue. If the lesion is deep enough, then we use disposable masks to which applicators are sewn.

In case of significant lesions, especially if it is "plus tissue", then we put needles or insert flexible applicators. The needles make it possible to deliver high single doses (we use from 8 to 18 Gy), with flexible applicators, the irradiation is prolonged, doses of the order of 5 Gy are used. The total dose varies and is selected individually. With the introduction of needles, the total dose does not exceed 32 Gy (8 Gy / 4 fractions), with flexible applicators, the dose is about 50 Gy. However, again the question arises, what dose do we deliver if the dose normalization is chosen individually? This should not be forgotten.

In fact, the geometry of the placement of the applicators determines the value of the dose gradient and the ratio of the volumes covered by different isodoses.

We treat relapses (especially in lip cancer) with 10 Gy / 3 fractions.

Usually we change the number of needles and their location from fraction to fraction. Firstly, a change in the shape of the tumor in the course of treatment requires such a correction, and secondly, it makes it possible to cover the tumor by the normalization isodose.

Based on our experience, an individual approach in brachytherapy applies to all the points mentioned at the beginning of the report.

This is an individual arrangement of applicators, a choice of applicators, a choice of a normalizing dose. The placement of the applicators should be directed to maximizing the tumor dose (I mean the visible tumor). Moreover, it is desirable to cover visible tumor by 200% isodose. The standardized dose should cover PTV (CTV). There is no need to try to get rid of high isodoses, which can be achieved by positioning the applicators. They must be used for the purpose of the treatment result.

REFERENCES

1. David H. Thomas. Handbook of Image-Guided Brachytherapy. University of California, Los AngelesL USA.

ЕЛЕКТРОННІ ТА СПЕКТРАЛЬНІ ВЛАСТИВОСТІ ЕНЕРГЕТИЧНОЇ КОМПОНЕНТИ ІОННОГО ТРАНСПОРТУ АТФ В БІОМЕМБРАНАХ

**А.В. Логвин^{1*}, О.П. Дмитренко¹, С.О. Костерін²,
Т.О. Векліч², О.Л. Павленко¹, М.П. Куліш¹, С.О. Гоєнко¹,
А.П. Науменко¹**

¹ Київський національний університет імені Тараса Шевченка, фізичний
факультет, Київ, Україна,

² Інститут біохімії імені О. В. Палладіна, Київ, Україна,

*logvin-alina97@ukr.net

Анотація. Аденозинтрифосфат (АТФ) є джерелом енергії для використання та зберігання на клітинному рівні. АТФ складається з молекули аденозину, зв'язаної з трьома фосфатними групами. Аденозин - нуклеозид, що складається з азотистої основи аденіну та п'ятивуглецевої цукрової рибози [1-3]. Для дослідження поведінки аденозинтрифосфату в умовах, що відтворюють реальне клітинне середовище було використано водний розчин з буферним агентом 4-(2-гідроксиетил)-1-піперазинетансульфонова кислота (HEPES), що підтримує рівень рН у клітині. Для задання іонної сили у розчині додавали KCl. Для дослідження особливостей будови молекули АТФ та компонент середовища інкубації використано програмний пакет Gaussian09 з набором квантово-механічних методів: метод функціоналу густини (DFT), метод Хартрі-Фока, і напівемпіричні методи.

Ключові слова: адезинотрифосфат, фосфатні групи, трис-буфер, спектральні властивості АТФ, квантово-хімічне моделювання.

Annotation. Adenosine triphosphate (ATP) is a source of energy for use and storage at the cellular level. ATP consists of an adenosine molecule bound to three phosphate groups. Adenosine is a nucleoside consisting of the nitrogenous base of adenine and five-carbon sugar ribose. To study the behavior of adenosine

triphosphate under conditions that reproduce the real cell environment, an aqueous solution with a buffering agent 4-(2-hydroxyethyl)-1 piperazineethanesulfonic acid (HEPES) was used, which maintains the pH level in the cell. KCl was added to the solution to specify the ionic strength. To study the structure of the ATP molecule and the components of the incubation medium, the Gaussian09 software package with a set of quantum mechanical methods was used: the density functional method (DFT), the Hartree-Fock method, and semi-empirical methods.

Key words: adenzinotriphosphate, phosphate groups, Tris buffer, spectral properties of ATP, quantum chemical modeling.

Молекула АТФ, оптимізована методом DFT, наведена на Рис.1. Відомо, що АТФ складається з послідовно з'єднаних аденіну, рибози та трьох залишків фосфатної кислоти, що в результаті розподілу заряду формують не лінійний ланцюг, а вигнуте напівкільце [4]. Дипольний момент молекули, який складає 8,9 Д (DFT) направлений від фосфатного хвоста до рибози.

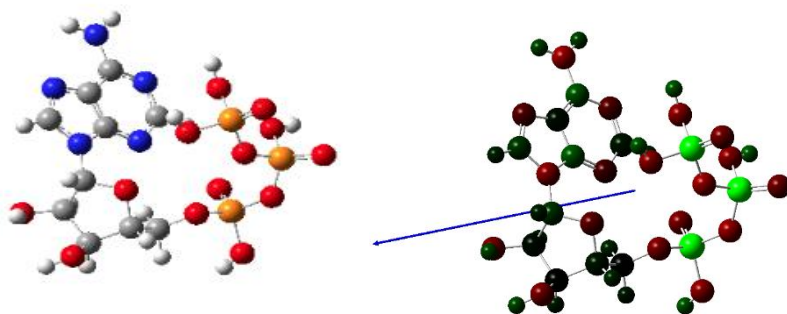


Рис.1. Оптимізована геометрія молекули аденинотрифосфату (зліва) та розподіл зарядів, напрямок дипольного моменту молекули, (справа) (DFT).

Величини зарядів на атомах вуглецю при переході від аденіну до рибози дещо змінюються, а саме спостерігається їх менше альтернування, що підтверджується усіма методами [5].

Згідно розрахунків методом функціоналу густини, вища заповнена молекулярна орбіталь локалізована на аденіновому фрагменті, аналогічно до НОМО-1 орбіталі. Саме з неї (НОМО-1) на орбіталь LUMO, локалізований на фосфатному хвості, відбувається електронний перехід, що дає основний внесок у спектр поглинання, розрахована довжина хвилі становить $\lambda=273$ нм.

Спектр поглинання молекули АТФ, згідно розрахунків, знаходиться у нижчому енергетичному діапазоні у порівнянні з молекулою НЕРЕС ($\lambda_{\max}=233$ нм). Ця енергетична розбіжність дозволяє використати молекулу НЕРЕС у якості трис-буферного агента для задання рівня рН розчинів для спектрального дослідження механізмів взаємодії молекул АТФ з молекулами каліксаренів у середовищі інкубації.

Спектри поглинання трис-буферу НЕРЕС та молекули АТФ з різною концентрацією (10^{-3} (2), 10^{-4} (3), 10^{-5} (4) в розчині наведено на Рис. 2. Так за відсутності молекул АТФ, водний розчин з НЕРЕС має пік поглинання при 217 нм чорна крива (1). Зсув відносно отриманих квантово-хімічних даних становить 16 нм.

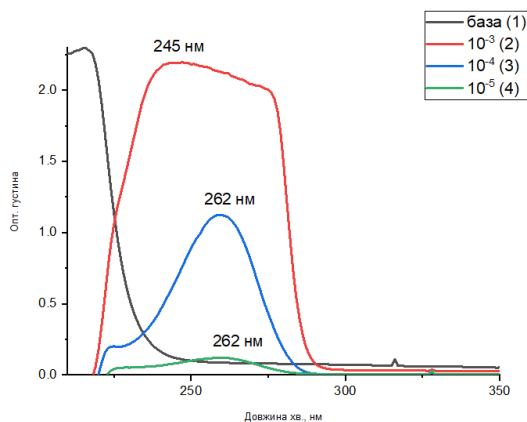


Рис. 2. Спектри оптичної густини водних розчинів: 150 Мм КСl, 200Мм Нерес – трис – буфер, Н2О, АТФ змінної концентрації 10^{-3} (2), 10^{-4} (3), 10^{-5} (4), ($\text{Ph}=7,4$; $T=293\text{K}$).

При вмісті АТФ 10^{-5} інтенсивність піку поглинання є низькою, при 10^{-3} має місце його уширення при збільшенні інтенсивності, проміжна концентрація 10^{-4} характеризується достатньо інтенсивним симетричним піком поглинання. Як підтверджують квантово-хімічні розрахунки, накладання піків поглинання молекул НЕРЕС та АТФ не відбувається, що підтверджує можливість проведення подальших спектральних досліджень взаємодії молекул АТФ, у тому числі з каліксаренами.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Dunn J, Grider MH. Physiology, Adenosine Triphosphate. In: StatPearls. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; February 2021.
2. Meurer F, Do HT, Sadowski G, Held C. Standard Gibbs energy of metabolic reactions: II. Glucose-6-phosphatase reaction and ATP hydrolysis. Biophys Chem. – 2017. - Vol.223: pp. 30-38.
3. Brovko LYu, Romanova NA, Ugarova NN. Bioluminescent assay of bacterial intracellular AMP, ADP, and ATP with the use of a coimmobilized three-enzyme reagent (adenylate kinase, pyruvate kinase, and firefly luciferase). Anal Biochem. – 1994. - Vol. 220(2): pp. 410-414.
4. Kevin Beck . Characteristics of ATP. – 2019.
5. Pakiari, A. & Farrokhnia, Maryam & Moradshahi, Ali. Quantum Chemical Analysis of ATP, GTP and Related Compounds in Gas Phase. Chem. Soc. – 2010. - Vol. 7: pp. 51-58.

ПРОГРАМНО-АПАРАТНИЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ КОНТРОЛЮ ЗМІН ПЕРИФЕРІЙНОГО КРОВОТОКУ ТА ДИНАМІКИ ТРАНСФОРМАЦІЇ МОЛЕКУЛ ОКСИГЕМОГЛОБІНУ ПРИ ВИКОРИСТАННІ СТОМАТОЛОГІЧНОГО ЛАЗЕРУ

О.С. Остапенко^{1*}, К.А. Янішевський², С.О. Мамілов³, І.І. Бех¹

¹ Київський національний університет імені Тараса Шевченка, м. Київ

² Київський медичний університет, Київ, Україна

³ Інститут прикладних проблем фізики і біофізики НАН України, м. Київ

*alexandraost2001@gmail.com

Анотація. Поставлено задачу на основі сучасної компонентної бази проектувати та виготовити прототип програмно-апаратного

комплексу для контролю змін периферійного кровотоку та динаміки трансформації молекул оксигемоглобіну при вивченні терапевтичного ефекту при застосуванні стоматологічних лазерів.

Ключові слова: оксигемоглобін, периферійний кровоток, стоматологічний лазер.

Annotation. The aim of the work is design and manufacture based on a modern component base a prototype of the software and hardware complex for control changes in the peripheral blood flow and the dynamics of transformation of the oxyhemoglobin molecules in the study of the therapeutic effect of dental lasers.

Key words: oxyhemoglobin, peripheral blood flow, dental laser.

Лазери в медицині використовуються для лабораторної діагностики, профілактики і лікування різних захворювань. Для лікування застосовують терапевтичні лазери (низько енергетичні) і хірургічні лазери (високоенергетичні) [1, 2]. Зокрема, терапевтичні лазери використовують в комплексному лікуванні хронічних захворюваннях, з метою мобілізації організму, активізації його імунної системи за рахунок серії біологічних ефектів [3, 4].

В останні роки лазери знайшли своє застосування і в стоматології [5]. Хірургічні лазери в стоматології застосовується для розсічення для дренажу абсцесів, висічення фібром, оголення імплантату, абляції площинних захворювань слизової оболонки порожнини рота, корекції високо прикріпленої вуздечки губи, язика і щоки, резекції верхівки кореня зуба, тощо. Переваги застосування лазерного випромінювання в стоматології очевидні:

- стерильність: при використанні лазера не відбувається безпосереднього контакту хірургічного інструменту і м'яких тканин, отже, виключено інфікування ясен пацієнта;

- антибактеріальність: випромінювання стоматологічного лазера має антибактеріальні властивості, завдяки яким пригнічує патологічну мікрофлору в області оперування. Таким чином, використання лазера дозволяє уникнути ускладнень і запальних процесів після хірургічного втручання або імплантації;

- естетика: при використанні лазера для розрізання м'яких тканин залишається набагато менша область некрозу (в порівнянні з використанням скальпеля), отже, і процес відновлення буде проходити набагато швидше. Крім того, завдяки застосуванню лазера вдається уникнути зміщення країв ясен при хірургічному втручанні, що дуже важливо при імплантації, особливо на стадії установки постійної коронки;

- комфорт: стоматологічний лазер одночасно з розсіченням м'яких тканин сприяє моментальному згортанню крові, таким чином, лікар має кращий огляд і йому легше контролювати ситуацію, навіть під час операції на ділянках ясен, в яких багато кровоносних судин

- можливість доставити джерело до самої точки прикладання (в середині суглоба).

Попри широке використання хірургічних лазерів, їх терапевтична дія залишається поза увагою. При застосуванні лазерних технологій, навіть для одного і того ж пацієнта, але в різний час доби, можуть бути різні параметри [6]. Лікарі, які застосовують терапевтичні лазери багато років, володіють великим досвідом, підбирають індивідуальні параметри для кожного пацієнта.

Слід зауважити, що оскільки довжина хвилі більшості стоматологічних лазерів знаходиться червоній та ближній інфрачервоній ділянках спектру, а ясна є дуже кровонасиченою біологічною тканиною, то випромінювання попадає в область ефективної фотодисоціації оксигемоглобіну [7]. Ми припустили, що терапевтичний ефект стоматологічних лазерів, скоріш за все, пов'язаний з фотодисоціацією оксигемоглобіну та виділенням вільного кисню. Це пояснює нестабільність терапевтичних результатів, оскільки величина фотодисоціації оксигемоглобіну залежить від величини сатурації артеріальної крові [8].

Для проведення досліджень змін периферійного кровотоку та динаміки трансформації молекул оксигемоглобіну при вивченні терапевтичного ефекту при застосуванні стоматологічних лазерів планується провести

ряд безпосередніх досліджень. Для цього слід мати компактний та високоточний аналізатор, який дозволить реєструвати двохвильовий фотоплетизмографічний сигнал, виділяти поодинокі фотоплетизмограми та визначати відносну концентрацію оксигемоглобіну в крові. Проектування та виготовлення прототипу програмно-апаратного комплексу для контролю змін периферійного кровотоку та динаміки трансформації молекул оксигемоглобіну при вивченні терапевтичного ефекту при застосуванні стоматологічних лазерів і є метою даної роботи.

Структурна схема такого аналізатора наведена на Рис. 1.

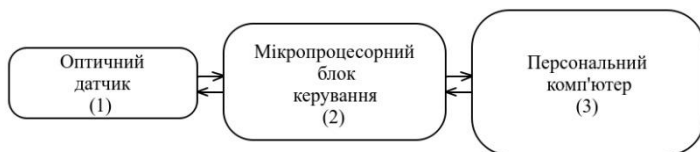


Рис. 1. Структурна схема аналізатора змін периферійного кровотоку та динаміки трансформації молекул оксигемоглобіну.

Вона складається із оптичного датчика 1 з вбудованими світлодіодами та фотоприймачем, мікропроцесорного блоку керування 2, що включатиме схему формування імпульсів живлення світлодіодів, комутатор, вхідний підсилювач сигналу фотоприймача, АЦП та інтерфейс для зв'язку з персональним комп'ютером 3, на якому буде встановлено відповідне програмне забезпечення. Схема інформаційних потоків у такому аналізаторі наведена на Рис.2.

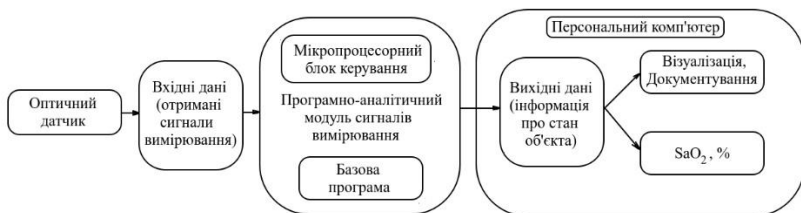


Рис. 2. Схематичне зображення інформаційних потоків у аналізаторі змін периферійного кровотоку та динаміки трансформації молекул оксигемоглобіну.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. M. Jovicic, L. Konstantinovic, M. Lazovic, and V. Jovicic, «Clinical and functional evaluation of patients with acute low back pain and radiculopathy treated with different energy doses of low level laser therapy» *Vojnosanitetski Pregled*, vol. 69, no. 8, pp. 656–662, 2012.
2. R. AntoniĆ, «The effects of low level laser therapy on the management of chronic idiopathic orofacial pain: trigeminal neuralgia, temporomandibular disorders and burning mouth syndrome», *Medicina Fluminensis*, vol. 53, no. 1, pp. 61–67, 2017.
3. Y.-F. Huang, J.-C. Lin, H.-W. Yang, Y.-H. Lee, and C.-H. Yu, «Clinical effectiveness of laser acupuncture in the treatment of temporomandibular joint disorder», *Journal of the Formosan Medical Association*, vol. 113, no. 8, pp. 535–539, 2014.
4. A. M. Shirani, N. Gutknecht, M. Taghizadeh, and M. Mir, «Low-level laser therapy and myofacial pain dysfunction syndrome: a randomized controlled clinical trial», *Lasers in Medical Science*, vol. 24, no. 5, pp. 715–720, 2009.
5. R. A. Convisar, *Principles and Practice of Laser Dentistry*, Elsevier Health Sciences, New York, NY, USA, 2nd edition, 2015.

FUNCTIONALIZATION OF THE SURFACE LAYER OF CARBON FIBER FOR THE CREATION OF ADSORBENTS OF HEAVY METALS

**L.M. Grishchenko^{1*}, A.V. Vakaliuk¹, A.V. Mischanchuk²,
S.G. Khaminets³, V.E. Diyuk¹, V.V. Lisnyak¹**

¹*Taras Shevchenko National University of Kyiv, Kyiv, Ukraine*

²*Chuiko Institute of Surface Chemistry NAS of Ukraine, Kyiv, Ukraine*

³*Institute of Physical-Organic Chemistry NAS of Belarus, Minsk, Belarus*

**liudmula.grishchenko@gmail.com*

Annotation. The adsorption of copper (II) ions on an activated carbon fiber modified with nitrogen-containing functional groups has been studied.

Key words: carbon adsorbents, surface functionalization, adsorption, heavy metals.

Анотація. Досліджено адсорбцію іонів міді (II) на активованому вуглецевому волокні, модифікованому азотовмісними функціональними групами.

Ключові слова: вуглецеві адсорбенти, функціоналізація поверхні, адсорбція, важкі метали.

Heavy metal ions such as copper, cadmium, lead, chromium, zinc, etc., which are widely used in industry, are among the most dangerous pollutants and pose a potential threat to human health and ecosystems, leading to serious problems in the conservation of flora and fauna environment [1]. They enter the environment through the wastewater of various industrial enterprises, such as mining, electronics, the leather industry, the electroplating and petrochemical industries, and the textile industry. In particular, copper is commonly used in electrical and galvanic coatings, it is also used in other industries and agriculture, it can be found in the wastewater of these industries. Copper is a trace element, so it is needed in very small quantities for the growth of all biological beings, such as humans, plants, animals and even microorganisms. But its concentration and excessive exposure above the safe lead to various harmful health problems related to the liver, bones, central nervous system, immune system disorders and even sometimes also lead to anemia. Furthermore, chronic ingestion of heavy metals has been linked to dermatological, cardiorenal and gastrointestinal problems [2].

Treatment of industrial wastewater from heavy metal ions is a vital aspect for all living organisms [3]. Carrying out wastewater treatment is complicated by the lack of effective and at the same time available to enterprises sorbents, so the development of sorbents for wastewater treatment is an urgent task. Carbon materials have recently attracted much attention in water and wastewater treatment processes due to their economic efficiency, prevalence and excellent adsorption properties [4].

The aim of this work is to obtain active bromine-containing precursors based on carbon fiber under mild synthesis conditions capable of further substitution of bromine for nitrogen-containing groups, to study the thermal desorption properties of the obtained materials, and also to study the adsorption properties of carbon fiber modified with amino groups in relation to Cu (II) ions.

The industrial carbon fiber (CF) Busofit, obtained by carbonization and activation of technical viscose yarn, produced by "SvetlogorskKhimvolokno" (Svetlogorsk, Belarus), was used as a starting material. Specific surface area and total pore volume for it are: $S_{\text{BET}} = 1380 \text{ m}^2/\text{g}$, $V_s = 0.63 \text{ cm}^3/\text{g}$.

Modification of the carbon fiber was performed as follows. First pre-bromination with liquid bromine at room temperature for 1 h was performed, then the fiber samples were washed from physically adsorbed bromine and the replacement of grafted bromine with nitrogen-containing functional groups was conducted. Modification of carbon fiber was carried out with ethylenediamine (En), diethylamine (Et_2N), monoethanolamine (MEA) and sulfolanylethylenediamine (SuEn); the samples obtained are designated as: CF/ Br_2 /En, CF/ Br_2 / Et_2N , CF/ Br_2 /MEA and CF/ Br_2 /SuEn.

The following methods were used to study the original and modified carbon fiber samples: Fourier transformed infrared (FTIR) spectra in the attenuation total reflection (ATR) mode, low-temperature nitrogen adsorption, thermoprogrammed desorption mass spectrometry (TPDMS) and thermogrammetry analysis (TGA), elemental analysis, scanning electron microscopy (SEM), transmission electron microscopy (TEM). The adsorption of copper (II) ions from aqueous solutions by carbon fibers was examined spectrophotometrically using a Varian Cary 50 Scan UV-Vis spectrophotometer.

The method of chemical analysis showed that the concentration of grafted bromine in brominated samples of carbon fiber is up to 1 mmol/g. The TPDMS method shows that bromine samples have a fairly high thermal stability, the desorption of grafted bromine from the fiber surface occurs in the form of hydrogen bromide in the temperature range 200-650°C. Using elemental analysis, it was found that treatment of brominated samples of carbon fiber with alcohol solutions of amines, bromine is replaced by nitrogen-containing functional groups, the concentration of which is 0.6-0.9 mmol/g.

It is shown that the aminated samples are characterized by a significant decrease in the specific surface area and sorption volume of the pores. The TPDMS spectra of aminated fiber samples contain fragmented ions of the so-called "amine series" (with m/z 30, 44, 58, 72), which are formed as a result of C-C bond α -cleavages with subsequent rearrangement processes. Desorption from the surface of amine fragments occurs in the temperature range 180-350°C and is characterized by the presence of two effects - a maximum at 230-250°C and a flat area at $T > 250^\circ\text{C}$.

A study of the adsorption properties of the obtained materials with respect to copper ions showed that the studied samples according to the degree of extraction of copper (II) ions can be placed in the following row: CF/Br₂/MEA > CF/Br₂/En > CF/Br₂/Et₂N > CF > CF/Br₂/SuEn. For the CF/Br₂/MEA sample, the degree of copper extraction has the highest value in the entire studied concentration range ($5 \cdot 10^{-5}$ - $1 \cdot 10^{-4}$ mol/L), which can be explained by the high availability of the adsorption center and the formation of more stable surface complexes as a result of coordination of copper cations with the participation of nitrogen and oxygen, which are part of monoethanolamine. For CF/Br₂/SuEn, the degree of copper extraction takes on minimum values, which may be associated with steric hindrances and lower availability of amino groups in the case of amines containing large organic residues. Thus, the adsorption efficiency of aminated samples is mainly determined by the presence of accessible amino groups that form stable surface complexes with copper cations.

Thus, active bromine-containing precursors were obtained, in which bromine can be replaced by nitrogen-containing functional groups. The functionalization of carbon fibers in this way increases the adsorption capacity of the obtained materials in relation to copper (II). The highest degree of metal recovery is observed for the Busofit sample modified with monoethanolamine, despite the lower specific surface area compared to the CF/Br₂/En and CF/Br₂/Et₂N samples. It was found that the main factor determining the adsorption capacity of modified fiber samples is the presence

of amino groups, which form stable surface complexes with copper cations.

REFERENCES

1. Soliman N.K., Moustafa A.F. Industrial solid waste for heavy metals adsorption features and challenges; a review // Journal of Materials Research and Technology. – 2020. – Vol. 9, Is. 5. – P. 10235–10253.
2. Sherlala A.I.A., Raman A.A.A., Bello M.M., Asghar A. A review of the applications of organo-functionalized magnetic graphene oxide nanocomposites for heavy metal adsorption // Chemosphere. – 2018. – 193:1004–1017.
3. Vakilia M., Deng S., Cagnetta G., Wang W., Meng P., Liu D., Yu G. Regeneration of chitosan-based adsorbents used in heavy metal adsorption: A review // Separation and Purification Technology. – 2019. Vol. 224. – P. 373–387.
4. Siyal A.A., Shamsuddin M.R., Khan M.I., Rabat N.E., Zulfiqar M., Man Z., Siame J., Azizli K.A. A review on geopolymers as emerging materials for the adsorption of heavy metals and dyes // Journal of.

МОНТЕ-КАРЛО МОДЕЛЮВАННЯ КОЛІМАЦІЇ ПУЧКІВ ДЛЯ ПРОСТОРОВО ФРАКЦІОНОВАНОЇ РАДІАЦІЙНОЇ ТЕРАПІЇ

**Д.М. Рамазанов*, І. О. Анохін, В.М. Пугач,
О.С. Ковальчук**

*Інститут ядерних досліджень НАН України, м. Київ, Україна
sarteon@gmail.com*

Анотація. Ефективність традиційної променевої терапії знижується через обмеження доставки дози та переопромінення. Просторова фракціонована променева терапія з модуляцією інтенсивності може значно підвищити ефективність опромінення за рахунок зменшення пошкоджень здорових тканин навколо пухлин. У цьому дослідженні був промодельований новий тип матричного коліматора з різних матеріалів для формування мініпучків для формування ефективності просторового фракціонування доз для різних типів іонізуючого випромінювання. Код моделювання Geant4 Монте - Карло був розроблений для оптимізації особливостей (матеріалу, товщини тощо) колімуючих систем для створення оптимальних

багатопротонних структур для максимальної ефективності просторово фракціонованої променевої терапії. Було показано, що високий рівень фракціонування дози доставки можна досягти не тільки для протонів, але і для рентгенівських променів.

Ключові слова: Променева терапія, мініпучкова променева терапія, коліматори для радіаційної терапії

Annotation. Efficiency of traditional radiation therapy is decreased by dose delivery limitations and over irradiation. Spatially fractionated and intensity-modulated radiation therapy can significantly increase radiation efficiency by reducing the damage of the healthy tissues around tumors. In the present work, a new type of matrix collimator made from different materials for the shaping mini beams has been developed and tested to improve the efficiency of the spatial dose fractionation for different types of ionizing radiation. The Geant4 Monte Carlo simulation code has been developed to optimize the features (material, thickness, etc.) of collimating systems to produce optimal multi beam structures for maximum efficiency of spatially fractionated radiation therapy. It has been shown that the high levels of delivery dose fractionization can be achieved not only for protons, but also for x-rays.

Key words: Radiation therapy, minibeam radiation therapy, collimators for radiation therapy.

Ефективність традиційної променевої терапії має певні обмеження які пов'язані з надмірним переопроміненням здорових тканин. Просторово-фракціонована променева терапія з модуляцією інтенсивності може значно зменшити пошкодження здорових тканин навколо пухлин. Дана робота присвячена дослідженню можливості посилення терапевтичного ефекту в променевій терапії шляхом просторового фракціонування електронних, протонних рентгенівських променів. Фракціонування може значно підвищити ефективність опромінювання за рахунок зменшення дозового навантаження на здорові тканини.

Основним параметром ефективності просторово фракціонованої радіаційної терапії є співвідношення дози фракціонованого пучка у максимумі та мінімумі (піку та западині). Співвідношення між піковою дозою та дозою у западині називається співвідношенням PVDR і відіграє ключову роль у визначенні ефективності фракціонування. Якісним фракціонування вважається при параметрі PVDR = 8 і вище. Крім того, важливо, щоб доза западини була мінімальною для забезпечення збереження

нормальної архітектури тканини та виживання достатньої кількості клітин, необхідних для відновлення здорових тканин. Було висунуто гіпотезу, що мікроскопічні ураження на шляхах мікро/міні-пучків відновлюються мінімально опроміненими клітинами, що прилягають до опромінених тканин [1].

Цей ефект репарації спостерігався в експериментах з фотонами високої енергії (МВ). Дослідження просторового фракціонування є дуже важливим для рентгенівської та електронно-променевої терапії, які більш поширені в більшості країн і дешевші, ніж адронна терапія.

Для даного дослідження використовувався програмний пакет Geant4 версії 10.6. Для правильного порівняння моделювання та експерименту були відтворені всі експериментальні умови (відстані, матеріали, середовище). Для розрахунку був використаний фізичний лист QGSP_BERT_HP з кроком 0,1 мм.

Результати моделювання показують можливість фракціонування високо енергетичного (6 МеВ) рентгенівського випромінювання. Було досліджено декілька типів та геометрії коліматорів, щоб оцінити можливий вигравш від фракціонування у порівнянні зі стандартним опроміненням. Моделювання для свинцевого коліматора показує аналогічний результат експерименту, але графік моделювання також більш точний, це наслідок матеріальних недоліків. Мідний коліматор товщиною 10 см забезпечує PVDR вище 8 при рентгенівському опроміненні 6 МеВ. Це прийнятний результат для такого типу опромінення.

Код Монте-Карло моделювання Geant4 був розроблений для оптимізації параметрів (матеріал, товщина тощо) колімуючих матричних систем для створення оптимальних багатопромених структур для максимальної ефективності просторово-фракціонованої променевої терапії. Високі рівні фракціонованої дози можуть бути досягнуті для рентгенівських променів, електронів та протонних пучків.

Результати досліджень підтверджують ефективність фракціонування та дозволяє розглядати даний метод як одну з кращих альтернатив класичної радіаційної терапії. Наразі необхідні біологічні дослідження для оцінки ефектів фракціонування як на нормальні, так і на пухлинні тканини, для яких практичне застосування просторово фракціонованої терапії є виправданим.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Y. Prezado and G.R. Fois, "Proton-minibeam radiation therapy: A proof of concept", Medical Physics, Vol. 40, No. 3
2. V. Pugatch et al., "Metal micro-detector TimePix imaging synchrotron radiation beams at the ESRF Bio-Medical Beamline ID17", Nucl. Instr. Meth., Vol. A682, 2012, p. 8-11

СТИМУЛЯЦІЯ ПРИРОСТУ БІОМАСИ НАЕМАТОСОССУС PUVIALIS ЗА ДОПОМОГОЮ НИЗЬКОТЕМПЕРАТУРНОЇ ПЛАЗМИ АТМОСФЕРНОГО ТИСКУ

У. Паляниця¹, Ю. Веремій^{1*}, Н. Цвид², В. Бойко²,
О. Недибалюк¹

¹Київський національний університет імені Тараса Шевченка, факультет радіофізики, електроніки та комп'ютерних систем, Київ, Україна

²Київський національний університет імені Тараса Шевченка, навчально-науковий центр «Інститут біології та медицини», Київ, Україна

*veremii@i.ua

Анотація. Робота присвячена дослідженню впливу розряду низькотемпературної плазми атмосферного тиску на одноклітинні водорості *Haematococcus pluvialis*. Отримано результати, що вказують на можливість стимуляції приросту біомаси *H. pluvialis* шляхом пришвидшення метаболізму та стимуляції інтенсивного поділу клітин внаслідок плазмової обробки.

Ключові слова: низькотемпературна плазма атмосферного тиску, негативний коронний розряд, діелектричний бар'єрний розряд, стимуляція, *Haematococcus pluvialis*.

Annotation. The work is devoted to the study of the effect of low - temperature plasma discharge of atmospheric pressure on unicellular algae *Haematococcus pluvialis*. The results indicate the possibility of stimulating the growth of *H. pluvialis* biomass by accelerating metabolism and stimulating intensive cell division due to plasma treatment.

Key words: low-temperature atmospheric pressure plasma, negative corona discharge, dielectric barrier discharge, stimulation, *Haematococcus pluvialis*.

Астаксантин - це кетокаротеноїд з різноманітними функціями, тому він широко застосовується у різних галузях: аквакультура, харчова, косметична, медична та фармацевтична промисловість.

У природі *H. pluvialis* вважаються мікроводоростями з найбільшим природним вмістом астаксантину. Через зростаючу потребу на природний астаксантин та його високу ціну, нові методи збільшення врожаю біомаси та вмісту каротиноїду у *Haematococcus pluvialis* користуються великим попитом для досліджень [1].

Масштабне промислове виробництво *H. pluvialis* досі залишається складним завданням через внутрішні недоліки природного *H. Pluvialis*: повільний темп зростання, низька концентрація біомаси, легкість забруднення бактеріями та найпростішими, сильний вплив несприятливих умов. Тому науковці впродовж років прагнуть збільшити щільність клітин та біомасу *H. pluvialis* та виробництво астаксантину за допомогою різних підходів, включаючи хімічний, фізичний та біологічний мутагенез.

Метою даної роботи є дослідження впливу низькотемпературної плазми атмосферного тиску (далі – НТПАТ) на стимуляцію накопичення біомаси та астаксантину в *Haematococcus pluvialis*. Для вирішення цього питання в роботі ми спробували застосувати НТПАТ для впливу на *H. pluvialis* і намагалися змусити НТПАТ викликати стимулюючий ефект або процес, подібний до гормезису, корисний для виробництва біомаси та астаксантину. Для цього спочатку дослідили належні умови для оптимального впливу НТПАТ на штам *H. pluvialis*. В результаті справді спостерігали стимулюючий вплив на ріст та біомасу *H. pluvialis* на ранній стадії. Як і слід було очікувати, виявили, що в клітинах водоростей може бути пришвидшений ріст і розвиток за допомогою впливу низькотемпературної плазми.

Для культивування *Haematococcus pluvialis* в лабораторних умовах може бути використаний будь-який штам водорості. Матеріалом для даної роботи була культура

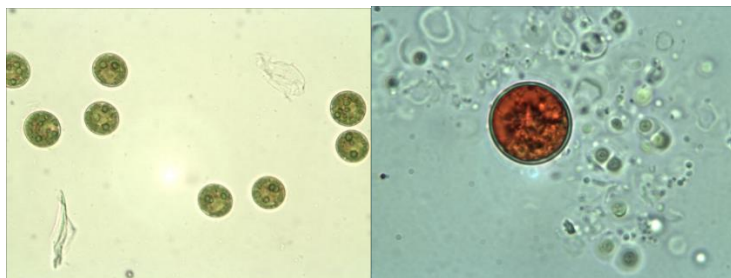
Haematococcus pluvialis, отримана з колекції культур водоростей Київського національного університету імені Тараса Шевченка - АСКУ (Culture Collection of Algae at Kyiv University) АСКУ 301-04 [2]. Культивування проводили у рідкому середовищі Болда з потрійним (3N) вмістом азоту (BBM, Bold's Basal Medium) [3]. Культивування штамів проводили на люміностанті з люмінесцентними лампами ЛБ-40 з 12-ти годинним чергуванням світлової та темної фаз при температурі +18-22°C.

У дослідженні було використано два типи джерел НТПАТ – коронний розряд негативної полярності та діелектричний бар'єрний розряд. В обох випадках плазмоутворюючим газом та газовим середовищем слугувало повітря. Плазмовий коронний розряд діяв на відстані 3-5 мм з різними інтервалами часу (30, 60 та 90 секунд). На блоці живлення було виставлено напругу 6,2 кВ, а струм 30 мкА. Також задля можливості порівняння з літературними даними, був проведений вплив діелектричним бар'єрним розрядом з часом 60 с. Контролем була колонія, на яку не діяв розряд. Вплив дії плазми визначали за відхиленням швидкості росту, цілісності та структури колоній дослідної групи відносно контролю. Показники швидкості росту водоростей заміряли в день обробки та кожні декілька діб протягом місяця після обробки. Для підрахунку клітин в колоніях використовувався оптичний мікроскоп з 40-кратним збільшенням.

В ході дослідження було виявлено, що коронний розряд впливає на ріст та розвиток *Haematococcus pluvialis* без теплового пошкодження (рис. 1). Вплив плазмового розряду може прискорювати ріст і розвиток організмів, так і сповільнювати та вбивати, це залежить від багатьох факторів, таких як: час обробки, потужність розряду, інтенсивності ультрафіолету, газ, на якому проводиться експеримент та ін.

Відмічено, що плазмова обробка має виражений пост-ефект в часі. Спочатку, оброблені зразки відставали у розвитку, лише через деякий час почали випереджати. Це свідчить на користь появи мутацій штаму *Haematococcus pluvialis*.

Спостерігається залежність розвитку колоній від часу обробки. Обробка з часом 30 с, 60 с та 90 с стимулює клітини до поділу, а діелектричний бар'єрний розряд із часом 60 с пригнічує їх ріст. Загалом короточасний плазмовий вплив пришвидшує метаболізм та стимулює інтенсивний поділ клітин.



а

б

Рис 1. *Haematococcus pluvialis* на стадії активного росту колонії (а) та стадії накопичення астаξανтину (б).

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Li, J., Zhu, D., Niu, J., Shen, S., Wang, G., 2011. An economic assessment of astaxanthin production by large scale cultivation of *Haematococcus pluvialis*. *Biotechnol. Adv.* 29, 568–574.
2. Костиков И.Ю., Демченко Э.Н., Новохацкая М.А. Коллекция культур водорослей Киевского национального университета им. Тараса Шевченко. Каталог штаммов (2008 г.) // Черномор. ботан. журн. - 2009. – 5(1). – С. 37–79.
3. Bishoff H., Bold H *Phycological Studies*. IV. Some algae from enchanted rocks and related algae species. *Univ. Texas Publ.*, № 6318. pp.1-95.

THE BASE FOR STATISTICAL RECONSTRUCTION OF PARALEL PROJECTION DATA OBTAINED UNDER SCATTERING INFLUATION

O.S. Storozhuk, S.P. Radchenko

Taras Shevchenko National University of Kyiv, Ukraine

Annotation: The statistical approach for solving the inverse tomography problem is proposed. The estimation of the Scatter-to-primary-ratio in the

form of statistical sums of random components from all centers of scattering and absorption of radiation is used to describe the contribution of scattered radiation in signal formation.

Keywords: X-ray image; segmentation; scattered X-ray radiation; tomographic reconstruction

Ключові слова: рентгенівське зображення; сегментація; розсіяне рентгенівське випромінювання; реконструкція томографії

The choice of reconstruction algorithm has a significant impact on the quality of the generated final diagnostic image in medical introscopy. One of the necessary conditions for reliable image reconstruction is to obtain a primary signal of sufficient quality in an introscopic study. Thus, X-ray studies seek to reduce the impact on the image formation of the processes of radiation scattering in the studying object, which are the main source of the noise [1]. However, the use of classical methods (anti-scattering mesh devices) increasing the signal-to-noise ratio causes an increase in the dose load on the patient and leads to technological complications of the X-ray equipment hardware [2].

The paper proposes to use statistical approaches to solve the inverse tomography problem to improve the quality of the final X-ray diagnostic image. That is, we used the estimation of the Scatter-to-primary-ratio (SPR) to describe the contribution of scattered radiation in signal formation, which allowed us to describe the influence of radiation absorption and scattering processes on image formation in the form of statistical sums of random components from all centers of scattering and absorption of radiation along all directions of the studying object projection under conditions of parallel projection, single scattering and isotropy of the radiation source. The additional linear approximation of the model allows to statistically relate the desired "perfect without scattering effect" image to the real X-ray image, which was obtained without the use of anti-scattering mesh devices.

As a result of this approach, the obtained X-ray diagnostic image can be restored using statistical reconstruction algorithms, the initial approximation for which is the initial signal obtained without the use of anti-scattering grid devices. Unlike the methods of reducing the influence of scattering processes on image

formation, based on machine learning methods and mathematical computational spatial estimations of the noise component, the proposed approach does not involve obtaining additional data for the X-ray image reconstruction [3].

REFERENCES

1. Webb S. The Physics of Medical Imaging / S. Webb // CRC Press, 1988.
2. A. Danyk. The problem of scattered radiation in X-ray imaging. Bulletin of Taras Shevchenko National University of Kyiv. Ser.: Physics and Mathematics 1 (2018) 72.
3. Danyk A. Using clustering analysis for determination of scattering kernels in X-ray imaging / A. Danyk, S. Radchenko, A. Netreba, O. Sudakov // Proc. 10th IEEE International Conference on Intelligent Data Acquisition and Advanced Computing Systems: Technology and Applications, IDAACS. – 2019. – Vol. 1. – P. 211-215. <https://doi.org/10.1109/IDAACS.2019.8924353>

RESOLUTION OF THE ULTRASONIC DOPPLER SYSTEM USING COHERENT PLANE-WAVE COMPOUNDING TECHNIQUE

I.V. Sheina,* E.A. Barannik

V.N. Karazin Kharkiv National University, Kharkiv, Ukraine

** i.sheina@karazin.ua*

Annotation. In the present paper estimation of the best attainable spatial resolution of the ultrasonic Doppler system that utilizes ultrasonic Doppler probing with plane-wave transmits at different steering angles was made on the basis of the previously developed theory of Doppler response formation. The results obtained were compared with the existing experimental data using coherent plane-wave compounding technique.

Key words: ultrasound imaging, Doppler spectra, synthetic aperture technique, coherent plane wave compounding, continuum model of scattering, sensitivity function, dynamic focusing, response forming.

Анотація. В роботі на підставі розвиненої раніше теорії формування доплерівського відгуку проведені оцінки досяжної просторової роздільної здатності при ультразвуковому доплерівському зондуванні плоскими хвилями з різних ракурсів. Одержані результати порівняно з існуючими експериментальними даними при використанні технології когерентного компаундінгу плоских хвиль.

Ключові слова: ультразвукова візуалізація, доплерівський спектр, технологія синтезованої апертури, когерентний компаундінг плоских хвиль, континуальна модель розсіяння, функція чутливості, динамічне фокусування, формування відгуку.

Currently, ultrasound imaging techniques that utilize plane [1] or diverging waves [2] with subsequent coherent compounding of the recorded ultrasonic responses are rapidly developing along with the conventional ultrasound methods. Coherent compounding of response signals in the synthetic aperture method allows to achieve the best focusing at any point of the region of interest and obtain a sufficient amount of data for accurate resolution of flows velocity. The described advantages of the method compared to conventional ultrasound are significant and allow to produce full field-of-view tissue displacement and Doppler images at high frame rates and high resolution for different medical applications, such as Doppler imaging [3], elastography [1], and so on. Despite of the large number of theoretical and experimental studies devoted to coherent compounding for Doppler applications, the attainable spatial resolution of the ultrasonic Doppler system when using the Doppler method for determining the motion velocity has not been theoretically investigated so far.

In the present paper to study lateral resolution of the ultrasonic Doppler system we use the previously developed general theory of Doppler response formation [4], which was generalized to the case of using the technique of dynamic focusing of the emitted ultrasonic beams by the synthetic aperture method [5]. In the case when the Doppler response signals are averaged over the period T of the change in the steering angle of probing the width of the Doppler spectrum is defined only by the spectral function of fluctuation correlator [5]:

$$S(\omega_k) = \frac{k^4}{(2\pi)^3} T^2 \int d\vec{q} C(\vec{q}, \omega_k) \left| G(\vec{q} + 2\vec{k}, 0) \right|^2, \quad (1)$$

where $\vec{k}$ and k are the wave vector and the wave number of the ultrasonic transducer field in the plane wave approximation, respectively, $\vec{q}$ is the wave vector of scattering, $\omega_k = 2\pi k / T$ is

the variable of the Fourier series expansion, and $C(\vec{q}, \omega_k)$ is the Fourier transform of the ensemble-averaged correlation function $C(\vec{r}_1 - \vec{r}_0, t_1 - t_0)$ of the space-time characteristics of fluctuations in mass density and compressibility, and $G(\vec{q} + 2\vec{k}, 0)$ is the Fourier transform of the sensitivity function $G'_p(\vec{r}, 0)$, which expresses the pulsed ultrasound field properties on the spatial harmonics.

In the case when probing of the biological medium is carried out using plane-wave transmits at different angles the sensitivity function depends on time since the wave vector $\vec{k}(t)$ changes with the change of the direction of probing, and can be written as follows:

$$G'_p(\vec{r}, t) = G_0 e^{2i\{\vec{k}(t) - \vec{k}\}\vec{r}} b\left(T_1 - \frac{2x' \cos \Phi(t)}{c_0}\right), \quad (2)$$

where G_0 is a dimensional constant, $\vec{k}(t)$ is the wave vector of the steering angle that corresponds to the moment of time t , $b(t)$ is a probing pulse envelope, T_1 is the time delay that determines the sounding depth, $G'_i(\vec{r}, t)$ and $G'_r(\vec{r}, t)$ are beam sensitivities of incident and scattered waves, respectively, $x'(\vec{r})$ is the distance along the axis of the probing wave beams from the radiating surface of the transducer up to the origin of coordinate system x, y, z in the region of interest, c_0 is the equilibrium velocity of ultrasonic waves in the medium, $\Phi(t)$ is the angle between the direction of the wave vector $\vec{k}(t)$ and x' -axis.

As a rule, the angle $\Phi(t)$ at all steering angles can be considered a small, so one can use the series expansion of the sine and cosine functions in (2) when only the linear in Φ terms are retained. When considering the angular velocity of the wave vector $\vec{k}(t)$ in accordance with the law $\Phi(t) = \Omega t$, the expression for

frequency component of the sensitivity function is reduced to the integral that can be taken analytically:

$$G'_p(\vec{r}, \omega_j) \cong \frac{G_0}{T} \int_{-T/2}^{T/2} e^{4ik\frac{\Omega}{2}y' + i\omega_j t} b\left(T_1 - \frac{2x'}{c_0}\right) dt = G_0 \frac{\sin\left(2k\Omega y' + \omega_j\right)\frac{T}{2}}{\left(2k\Omega y' + \omega_j\right)\frac{T}{2}} b\left(T_1 - \frac{2x'}{c_0}\right).$$

This value has a maximum at the frequency component, which depends on the value of transverse coordinate y' : $\omega_j = -2k\Omega y'$. At the same time in accordance with the previously obtained expression (1) for summing the discrete values of the response signals for different steering angles over entire period of changing the angles T the sensitivity function takes the form:

$$G'_p(\vec{r}, \omega_j = 0) \cong G_0 \frac{\sin k\Omega T y'}{k\Omega T y'} b\left(T_1 - \frac{2x'}{c_0}\right). \quad (3)$$

It should be noted that in accordance of this expression the resolution in the transverse direction is independent on sounding depth and determined by the so-called sinc-function $\sin c(x) = \sin x / x$ that is well-known from the theory of focusing waves. Using the expression (3) one can easily estimate the attainable lateral resolution of the ultrasonic Doppler system.

In particular, the first zero of the sensitivity functions appears at such a value of the transverse coordinate that satisfies the equality $k\Omega T y'_0 = \pi$. From here we obtain the width of sensitivity function

$$d = 2y'_0 = 2 \frac{\lambda}{2\Omega T} = \frac{\lambda}{2\Delta\alpha},$$

where $2\Delta\alpha$ is the range of steering angles (full opening angle of the cone formed by the extreme positions of the wave vector of plane waves).

In turn in [3] the lateral full width at half maximum (FWHM, $-6dB$ beam width) was used as the quantitative indicator of the main lobe width to evaluate resolution both in axial and lateral directions. The numerical evaluation of the lateral FWHM of the sensitivity function gives the value of $d_{6dB} \approx 0.3\lambda / \Delta\alpha$. Assuming

the maximum steering angle $\Delta\alpha = \pi/12$ results in $d \approx \lambda/2$ and $d_{6dB} \approx 1.2\lambda$ respectively, which corresponds to the usual values of the lateral resolution of the ultrasonic Doppler system using coherent plane-wave compounding technique [3].

The estimation made gives an understanding that in contrast to the conventional Doppler methods the attainable lateral resolution in ultrasonic Doppler method using coherent plane-wave compounding technique is not worse than those in B-mode imaging.

REFERENCES

1. Montaldo G., Tanter M., Bercoff J., Benech N. and Fink M. Coherent plane-wave compounding for very high frame rate ultrasonography and transient elastography // IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control. – 2009. – Vol. 56, N3, P. 489-506.
2. Jensen J. A., Nikolov S. I., Gammelmark K. L., and Pedersen M. H., Synthetic aperture ultrasound imaging // Ultrasonics. – 2006. – Vol. 44 Suppl 1. – P. 5–15.
3. Golfetto C., Ekroll I.K., Torp H., Løvstakken L. and Avdal J., Retrospective Transmit Beamforming and Coherent Plane-Wave Compounding for Microvascular Doppler Imaging: A Comparison Study // IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control. – 2021. – Vol. 68, N4, – P. 1105-1116.
4. Skresanova I.V., Barannik E.A. Correlation functions and power spectra of Doppler response signals in ultrasonic medical applications // Ultrasonics. – 2012. – Vol. 52, N5. – P.676-684.
5. Sheina I.V., Kislov O.B. and Barannik E.A. Power spectra of Doppler response signals from biological objects using synthetic aperture ultrasound // East Eur. J. Phys. – 2020. – N 4 – P. 5-12.

АДАПТАЦІЯ МЕТОДІВ СТАТИСТИЧНОЇ РЕКОНСТРУКЦІЇ ДЛЯ ВІДНОВЛЕННЯ ОПТИЧНИХ ХАРАКТЕРИСТИК БІОЛОГІЧНИХ ОБ'ЄКТІВ

Р.С. Осипенко*, С.П. Радченко

Київський національний університет імені Тараса Шевченка, м. Київ

*[*Roma-Osip@ukr.net](mailto:Roma-Osip@ukr.net)*

Анотація. У роботі запропоновано опис змін електромагнітного лазерного випромінювання при взаємодії з біологічними об'єктами у вигляді статистичної суми окремих складових характеристик. Це

дозволило застосувати для відновлення значень параметрів об'єкта дослідження за вимірними поляризаційними характеристиками випромінювання статистичні методи реконструкції ґрунтовані на оцінках апостеріорного максимуму (МАР).

Ключові: лазерна поляриметрия, біологічні об'єкти, статистичні методи реконструкції, підхід максимуму апостеріорної ймовірності.

Annotation. The paper authors propose to describe changes in electromagnetic laser radiation after interacting with biological objects in the form of a statistical sum of individual components. This model allowed using statistical methods based on a posteriori maximum estimates (MAP) to reconstruct the values of the object parameters based on the measured polarization characteristics of the radiation.

Key words: laser polarimetry, biological objects, statistical methods of reconstruction, maximum a posteriori probability.

При взаємодії електромагнітного лазерного випромінювання з біологічними об'єктами (тканини, рідини) відбувається зміна усіх його параметрів. Вимірявши характеристики відбитого від біологічного об'єкта дослідження випромінювання можна отримати інформацію про його оптичні властивості. В більшості випадків використовують статистичний аналіз поляризаційно-неоднорідних об'єктних полів для встановлення значень критеріїв для діагностики стану біологічних тканин [1-2]. Проте наявність оптичної анізотропії об'єктів дослідження робить статистичний аналіз та опис оптичних властивостей біотканин досить складною задачею. При поєднанні зазначених особливостей задачі зі структурною неоднорідністю притаманною біологічним тканинам, зміни проявляються в поляризаційно-оптичних характеристиках досліджуваного біологічного об'єкта, що дає можливість реконструкції цінної інформації про його структурні особливості та фізіологічний стан.

Отримання інформації про структурні особливості та фізіологічний стан на основі оцінок зміни поляризаційно-оптичних характеристик досліджуваного біологічного об'єкта вимагає розв'язання оберненої задачі. Розробка

алгоритмів додаткової обробки основана на моделях прямої задачі зміни поляризаційно-оптичних характеристик при взаємодії електромагнітного лазерного випромінювання з біологічними об'єктами. В роботі запропоновано використати опис змін отриманого сигналу у вигляді статистичної суми окремих складових характеристик. Застосування такого підходу для опису змін характеристик електромагнітного лазерного випромінювання отриманого після взаємодії з біологічними об'єктами в лазерній поляриметрії біологічних тканин дозволяє застосувати статистичні методи розв'язання оберненої задачі, які зокрема основані на оцінках апостеріорного максимуму MAP (maximum a posteriori probability) аналогічні до статистичних томографічних методів реконструкції.

В роботі на основі цього підходу зроблено опис необхідних змін для адаптації статистичних томографічних методів реконструкції для відновлення значень об'єктів розсіювання.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Зимняков Д. А., Синичкин Ю. П., Яковлев Д. Д., Яковлев Д. А. Спектрально-поляризационная диагностика биотканей: учебное пособие. - Саратов: Изд-во Саратов. ун-та, 2018, - 95 с.
2. Бойчук Т. М. Лазерно-поляриметрична діагностика структурної організації легеневої тканини в нормі та патології // „Світ медицини та біології”. – 2012. – № 3. – С. 10–13.

**ВПЛИВ ЕЛЕКТРОМАГНІТНОГО
ВИПРОМІНЮВАННЯ МІЛІМЕТРОВОГО ДІАПАЗОНУ
НА ОПТИЧНІ ВЛАСТИВОСТІ ВОДИ І ВОДНИХ
РОЗЧИНІВ ГЕМОГЛОБІНУ**

В.С. Мартинюк, Ю.В. Цейслер, Н.Є. Нурищенко

*Київський національний університет імені Тараса Шевченка, ННЦ
«Інститут біології та медицини», кафедра біофізики та медичної
інформатики, м. Київ, Україна
mavispublisher@gmail.com*

Анотація. Біологічна активність електромагнітного випромінювання (ЕМВ) радіочастотного діапазону давно відома, що підґрунтям для його використання у медицині. Але первинні механізми впливу залишаються мало з'ясованими. Нами досліджено вплив міліметрового електромагнітного випромінювання 7.1 мм на оптичні властивості дистильованої води та водних розчинів гемоглобіну. Знайдено, що дія мікрохвильового ЕМВ призводить до невеликого статистично достовірного гіперхромізму на смузі другого обертона ОН-валентних коливань молекул води і гіпохромізму у спектрах поглинання гемоглобіну, що на нашу думку свідчить про посилення агрегації білку в умовах дії ЕМВ, яке ймовірно спричинено зміною гідратації білкових молекул. Цей ефект залежить від концентрації білку і не виявляється при його низьких концентраціях.

Ключові слова: вода, розчини гемоглобіну, мікрохвильове електромагнітне випромінювання, другий обертон ОН-валентного коливання.

Annotation. The biological activity of electromagnetic radiation (EMR) in the radiofrequency range has long been known as the basis for its use in medicine. But the primary mechanisms of influence of such factors remain unclear. We investigated the effect of 7.1 mm millimeter electromagnetic radiation on the optical properties of distilled water and aqueous hemoglobin solutions. It was found that the action of microwave EMR leads to a small statistically significant hyperchromism in the band of the second overtone of OH-valence oscillations of water molecules and hypochromism in the absorption spectra of hemoglobin, which in our

opinion indicates the increased protein aggregation under EMR. This effect depends on the protein concentration and is not detected at low concentrations.

Key words: water, hemoglobin solutions, microwave electromagnetic radiation, second overtone of OH-valence oscillation.

Біологічна активність мікрохвильового випромінювання (МЕМВ) відома давно [1], що є підґрунтям для його використання у медицині [2]. Тим не менш, первинні біофізичні механізми дії цього фізичного фактору залишаються не достатньо з'ясованими.

Вважається, що основною речовиною, що взаємодіє з МЕМВ у клітинах або модельних біологічних експериментах, є вода, що знаходиться у різних фазових станах [2-4]. Структурно-динамічний стан води повинен певним чином відбиватись на гідратації біологічних молекул та їх молекулярній динаміці, що у свою чергу має впливати на структурно-функціональні властивості біологічних макромолекул. Однак, не дивлячись певний масив теоретичних уявлень і експериментальних даних щодо біологічної дії МЕМВ на живі організми, молекулярні механізми впливу цього фізичного фактору залишаються у багатьох випадках не з'ясованими і дискусійними. Тому на цей час вивчення впливу МЕМВ на структурно-функціональні властивості білків залишається актуальною задачею.

Метою дослідження було з'ясування особливостей впливу мікрохвильового випромінювання на оптичні властивості гемоглобіну, які характеризують певний структурно-функціональний стан цього білку. Гемоглобін є ключовим білком крові, що забезпечує транспорт кисню до тканин, його структурно-функціональні особливості добре відомі, тому цей білок є зручною моделлю для досліджень біологічних ефектів дії різноманітних фізичних факторів, зокрема з'ясування молекулярних механізмів впливу МЕМВ.

Об'єктом дослідження були оптичні властивості дистильованої води і водних розчинів гемоглобіну людини.

Матеріалом дослідження слугували дистильована вода і водні розчини гемоглобіну людини в концентрації 7 і 15 мкМ.

Розчини гемоглобіну отримували шляхом осмотичного шоку еритроцитів при додаванні дистильованої води до еритроцитарної маси, отриманої шляхом центрифугування при 1500 об/хв протягом 5 хвилин. Враховуючи той факт, що вміст гемоглобіну в еритроцитах складає 95-96% від загальної кількості білків, вважали, що оптичні властивості отриманих розчинів визначаються переважно гемоглобіном, особливо у видимому діапазоні.

Парціальний тиск кисню у дистильованій воді, яку використовували для приготування розчинів гемоглобіну, був на рівні 130-150 мм.рт.ст., що приблизно у 3 рази вище, порівняно з парціальним тиском в артеріальній крові і 5 разів вище ніж у венозній. Тому гемоглобін у водних розчинах знаходився у повністю окисненовій формі. Реєстрацію спектрів поглинання дистильованої води і розчинів гемоглобіну здійснювали на спектрофотометрі BiospecMini у діапазоні 190-1100 нм. Вимірювання зразків здійснювали проти повітря. Такий методичний підхід дозволив зареєструвати оптичні властивості не тільки гемоглобіну в ультрафіолетовому і видимому діапазоні електромагнітних хвиль, але і дистильованої води у ближньому інфрачервоному діапазоні 800-1100 нм. Мікрохвильове опромінення дистильованої води і розчинів гемоглобіну на довжині хвилі 7.1 мм з максимальною 100% вихідною потужністю, яка згідно з паспортними даними приладу є не менше 10 мВт, проводили безпосередньо у спектрофотометричних кварцових кюветах за допомогою генератора Г4-141. Робочу поверхню кварцової кювети розташовували перпендикулярно осі хвилеводу на відстані 2 мм. Статистичну обробку даних здійснювали згідно загальноприйнятих алгоритмів варіаційної статистики.

Аналіз отриманих результатів показав, що:

1. Параметри спектру поглинання води у діапазоні другого обертону ОН-валентного коливання молекули води залежать від температури. Зі зростанням температури оптична густина

лінійно зростає, а максимум поглинання зсувається у синю область, що свідчить про руйнацію водневих зв'язків і зростання обертально-трансляційного руху молекул води. Назва цієї спектральної смуги є умовною, тому що вона складається з декількох комбінаційних ліній: $2\nu_1 + \nu_2 = 951.5$ нм; $\nu_1 + 2\nu_2 = 936.3$ нм; $2\nu_1 + 2\nu_3 = 982.1$ нм; $2\nu_2 + 2\nu_3 = 951.5$ нм (числові значення спектральних ліній наведено для води у повітрі). Отримана температурна залежність оптичних властивостей води у даному спектральному діапазоні повністю узгоджуються з даними інших дослідників [5].

2. Одногодина експозиція дистильованої води у мікрохвильовому ЕМВ не викликає достовірних змін у спектрі поглинання води у діапазоні другого обертоу ОН-валентного коливання молекули води, але розчинах гемоглобіну в цьому спектральному діапазоні спостерігається малий, але статистично достовірний гіперхромний ефект, що може свідчити про додатково ЕМВ-індуковану руйнацію водневих зв'язків і зростання обертально-трансляційного руху молекул води у розчинах гемоглобіну.

3. Параметри спектру поглинання водного розчину гемоглобіну залежать від температури. Зі зростанням температури оптична густина на смузі Сорє і смугах оксигенованої форми гемоглобіну зменшується (гіпохромізм), що, ймовірно, пов'язано зі зростанням агрегації білку, яка викликає такий гіпохромний ефект.

4. Вплив мікрохвильового ЕМВ призводить до невеликого статистично достовірного гіпохромізму у спектрах поглинання гемоглобіну, що на нашу думку свідчить про посилення агрегації білку в умовах дії ЕМВ, яке ймовірно спричинено зміною гідратації білкових молекул. Цей ефект залежить від концентрації білку і не виявляється при його низьких концентраціях.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Девятков Н.Д., Голант М.Б., Бецкий О.В. *Миллиметровые волны и их роль в процессах жизнедеятельности.* – М.: Радио и связь, 1991. – 168 с.

2. Бецкий О. В., Кислов В. В., Лебедева Н. Н. Миллиметровые волны и живые системы. – М.: САЙНС-ПРЕСС, 2004. – 272 с.
3. Синицын Н. П., Петросян В. И., Елкин В. А. и др. // Биомед. радиоэлектроника. – 1998. – № 1. – С. 5–23.
4. Петросян В.И., Майбородин А.В., Дубовицкий С.А., Власкин С.В., Благодаров А.В., Мельников А.Н. Резонансные свойства и структура воды. – Миллиметровые волны в биологии и медицине. – 2005. - №1 (37). – С. 18-31.
5. Лаврик Е. В., Горностаева Е.В. Температурная зависимость полосы поглощения второго обертона ОН-колебания воды, свежееобразовавшейся после замораживания // Журнал структурной химии. – 2015. – Т. 56, №4. – С. 807-810.

ТЕХНОЛОГІЯ СПЕКТРАЛЬНОЇ ОБРОБКИ ЕНДОСКОПІЧНИХ ЗОБРАЖЕНЬ ШЛУНКОВО- КИШКОВОГО ТРАКТУ

Ю.І. Кошевський, В.А. Черняк, В.М. Шевченко

*Університетська клініка Київського національного університету
імені Тараса Шевченка, Київ, Україна (044) 2590083*

Анотація. В статті описані такі інноваційні технології ендоскопічної візуалізації органів шлунково-кишкового тракту як ендоскопія із збільшенням у вузькому спектрі візуалізації і спектральна обробка відеосигналу з метою отримання висококонтрастних зображень. Висвітлено схему утворення ендоскопічної візуалізації у вузькому спектрі, вказані переваги цих інноваційних технологій над традиційною ендоскопією у білому світлі візуалізації (white light endoscopy - WLE), а також традиційною хромоендоскопією.

Ключові слова: хвилі світлового випромінювання, ендоскопія із збільшенням у вузькому спектрі візуалізації, технологія спектрального кольорового виділення.

Annotation. Such innovative technologies of endoscopic visualization of the organs of the gastrointestinal tract as endoscopy with magnification in the narrow visualization spectrum and spectral processing of video signal in order to obtain high-contrast images are described in the article. The scheme of formation of endoscopic imaging in the narrow spectrum is presented, the advantages of these innovative technologies over

traditional endoscopy in white light imaging and traditional chromo-endoscopy are shown.

Key words: light emission waves, endoscopy with magnification in the narrow imaging spectrum, spectral color extraction technology.

Розвиток інноваційних технологій сучасної ендоскопії відбувається з метою покращення розпізнавання злякисного процесу у слизовій оболонці порожнистого органу травного каналу, який часто буває важко відрізнити від запалення або травми.

Отримання більш точного ендоскопічного зображення слизової оболонки стравоходу, шлунку, або кишечника вимагає особливих умов. По перше, будь яке ураження слизової оболонки цих органів повинно бути легко діагностовано; по друге, морфологія ураження та його межі повинні бути легко описані. Передракові і ранні ракові пухлини часто малопомітні і можуть бути складними що до їх візуалізації за допомогою стандартної ендоскопії у білому світлі (**white light endoscopy -WLE**) [1, 2].

Використання фарбників (**хромоендоскопія**) допомагає діагностувати ранні форми раку слизової оболонки органів травного каналу, однак постійне їх застосування набагато ускладнює процедуру ендоскопії, до того ж розчин фарби часто заважає огляду дрібних структур, оскільки накопичується у криптах слизової оболонки або у виразках [3, 4].

З метою вдалого рішення вище перерахованих проблем були розроблені нові ендоскопи, що дозволяють проводити ендоскопію з покращенням зображення за допомогою таких інноваційних технологій, як ендоскопія із збільшенням у вузькому спектрі візуалізації (**Narrow-Band Imaging - NBI**), технологія спектрального кольорового виділення (**Flexible spectral Imaging Color Enhancement - FICE**), а сучасні ендоскопи дістали назву zoom-video endoscope.

Технологія ендоскопії у білому світлі (white light endoscopy -WLE).

З моменту винаходу гнучкого волоконно-оптичного ендоскопу у 1957р, було розроблено декілька модифікацій та

вдосконалених методів ендоскопії, щоб підвищити її діагностичну ефективність. Ксенонові джерела освітлення, які використовують при звичайній ендоскопії, випромінюють біле світло, що за своїм спектром наближається до сонячного і містить в собі широкий спектр світлових хвиль різної довжини в діапазоні від 400 до 700 нанометрів (нм). Слизова оболонка органів шлунково-кишкового тракту у світлі ксенонової лампи зазвичай виглядає у розовому кольорі, це пов'язано з тим, що вона поглинає синій та зелений діапазони спектру, а більшу частину рожево-червоного спектру відображає. Таким чином, колір досліджуваної слизової оболонки залежить від того, як розподіляться хвилі відображеного світла з різною довжиною. Головним недоліком традиційної ендоскопії у білому світлі (WLE) є те, що вона не забезпечує достатню точність у діагностиці та диференціації різноманітних новоутворень слизової оболонки шлунково-кишкового тракту у тому числі і злоякісних [5].

Ендоскопія у вузькому спектрі візуалізації (Narrow-Band Imaging - NBI) розроблена фірмою (Olympus Medical Systems, Токіо, Японія) і була першою з доступних технологій вузького спектру [6, 7, 8]. Вона здатна підвищити точність діагностики за допомогою вузькосмугових фільтрів у системі послідовного освітлення червоний-зелений-синій (red-green-blue) [9].

Ця техніка дозволяє отримати різні зображення на різних рівнях товщини слизової оболонки, підвищуючи при цьому контрастність між епітелієм та судинним рисунком. NBI ендоскопія здатна забезпечити таке ж контрастне підсилення, як хромоендоскопія, але без використання фарбників [10]. Отже, NBI функціонує шляхом фільтрування випромінюючого світла.

Червоний компонент стандартних червоного, зеленого і синього фільтрів відкидається, а обрана полоска синього і зеленого спектру пропускається (Рис. 1.). Слизова оболонка досліджуваного органу освітлюється вибірково вузькополосними хвилями синього (415 ± 15 нм) та зеленого

(540 ± 15 нм) кольору [11]. Гемоглобін поглинає світло обох цих хвиль, а слизова оболонка їх відображає. Кровеносні судини, таким чином, виглядають темно-коричневими на світлому фоні, що забезпечує необхідний контраст між судинами і слизовою оболонкою [12].

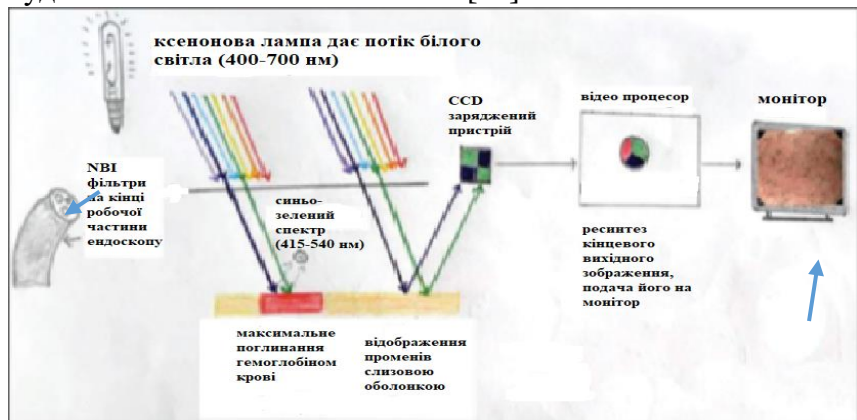


Рис.1. Принцип роботи системи NBI (описання надано нижче).

Під час проведення ендоскопічної процедури в режимі реального часу перехід від білого світла до NBI можливий за допомогою "перемикача". При цьому довжина хвилі певних діапазонів 415 ± 15 нм та 540 ± 15 нм пропускається лише фільтром, який знаходиться на дистальному кінці ендоскопу. Таке вузькополосне світло освітлює слизову оболонку, відображається, потім світло досягає парного зарядженого пристрою (couple charged device - CCD), що виробляє електронні сигнали, основані на кількості й довжині відображених хвиль. Сигнал з ПЗС-матриці обробляється відеопроцесором, який ресинтезує кінцеве вихідне зображення. Всі кольори у вихідному зображенні розподіляються процесором відповідно з візуальним сприйняттям їх людським оком [13].

Технологія спектрального кольорового виділення (Flexible spectral Imaging Color Enhancement -FICE) розроблена компанією (Fujinon Intelligent Chromo Endoscopy; Fujifilm, Токіо, Японія). Ця технологія здатна покращити

зображення судин та поверхні слизової оболонки на етапі після процесорної обробки інформації [14].

На відміну від NBI, де застосовуються фізичні оптичні світлофільтри, FICE вибирає світлові хвилі певної довжини у цифрових даних. Спектр інтенсивності кольору для кожного пікселя зображення білого світла аналізується схемою "спектральної оцінки" у відеопроцесорі.

Потім зображення може бути відновлено, піксель за пікселем, з використанням лише однієї вибраної довжини хвилі. Три таких зображення з одною довжиною хвилі вибираються та подаються на червоний, зелений і синій входи до монітору для відображення складеного кольорового зображення в реальному часі. Поряд з цим, система FICE є гнучкою: процесор FICE генерує надто велику кількість перестановок довжини хвилі з інтервалом 5 нм, а також має 10 наперед встановлених налаштувань цифрового фільтру з можливістю програмування ще більшої кількості (таб.1). Отже, FICE реалізована як багатополосна технологія візуалізації Multi-Band Imaging [15].

Таблиця 1.

Стандартний набір довжини хвилі, які використовує технологія FICE. Приклад вибору одного з стандартних режимів FICE.

Набір довжин світлової хвилі	Червоний спектр	Зелений спектр	Синій спектр
0	500	445	415
1	500	470	420
2	550	500	470
3	540	480	420
4	520	500	405
5	500	480	420
6	580	520	460
7	520	450	400
8	540	415	415
9	550	500	400

Примітка. FICE має десять наборів хвиль різної довжини, які задані програмою і можуть бути змінені з інтервалом у 5нм.

Таким чином, оптимальна довжина хвилі може бути використана для оцінки стану слизової оболонки у стравоході, шлунку й товстої кишки. За допомогою технології FICE ендоскопісти можуть вибрати 60 спектральних зображень по 5 нм на видимих довжинах хвиль від 400 до 695 нм і встановити п'ять градацій інтенсивності спектральних зображень. Оскільки FICE утворюється шляхом вибору трьох з 300 серій інтенсивності спектральних зображень (60×5 кроків), в одному типі звичайного ендоскопічного зображення виходить 27 мільйонів зображень FICE.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

- 1 Schlemper RJ, Riddell RH, Kato Y, et al. The Vienna classification of gastrointestinal epithelial neoplasia. *Gut* 2000; 47: 251-255.
2. Saumoy M, Schneider Y, Shen N, Kahaleh M, Sharaiha R.Z, Shah S.C. Cost effectiveness of gastric cancer screening according to race and ethnicity. *Gastroenterology* 2018; 155: 648-660.
3. Marques-Silva L, Areia M, Elvas L, Dinis-Ribeiro M. Prevalence of gastric precancerous conditions: a systematic review and meta-analysis. *Eur J Gastroenterol Hepatol* 2014; 26: 378-387.
4. Tajiri H, Matsuda K, Fujisaki J. What can we see with the endoscope? Present status and future perspectives. *Dig Endosc.* 2002; 14: 131-137.
5. Ezoe Y, Muto M, Horimatsu T, et al. Magnifying narrow-band imaging versus magnifying white-light imaging for the differential diagnosis of gastric small depressive lesions: a prospective study. *Gastrointest Endosc* 2010; 71(3): 477-484.
6. Subramanian V, Ragunath K. Advanced endoscopic imaging: a review of commercially available technologies. *Clin Gastroenterol Hepatol* 2014; 12: 368-376
7. Uedo N, Ishihara R, Iishi H et al. A new method of diagnosing gastric intestinal metaplasia: narrow-band imaging with magnifying endoscopy. *Endoscopy* 2006; 38: 819-824.
8. Kuznetsov K, Lambert R, Rey JF. Narrow-band imaging: potential and limitations. *Endoscopy.* 2006; 38(1): 76-81.
9. Sano Y. New diagnostic method based on color imaging using narrow-band imaging (NBI) system for gastrointestinal tract. *Gastrointest Endosc* 2001; 53: 125.

10. Pohl J, May A, Rabenstein T et al. Computed virtual chromoendoscopy: a new tool for enhancing tissue surface structures. *Endoscopy* 2007; 39: 80-83.
11. Gono K, Obi T, Yamaguchi M, et al. Appearance of enhanced tissue features in narrow-band endoscopic imaging. *J Biomed Opt* 2004; 9(3): 568-577.
12. Microanatomies as visualized using magnifying endoscopy with narrow band imaging in the stomach: which microanatomical structures can we visualize in the glandular epithelium using narrow band imaging, and how is this achieved? In: Yao K, ed. *Zoom Gastroscopy: Magnifying Endoscopy in the Stomach*. Tokyo, Japan: Springer; 2013; 57-69.
13. Banerjee R, Reddy N, A Primer on Narrow Band Imaging. India: Paras Publishing 2009.
14. Parra-Blanco A, Jimenez A, Rembacken B et al. Validation of Fujinon intelligent chromoendoscopy with high definition endoscopes in colonoscopy. *World J Gastroenterol* 2009; 15: 5266-5273.
15. Won Young Cho, Jae Young Jang, Don Haeng Lee. Recent Advances in Image-enhanced Endoscopy. *Clinical Endoscopy* 2011; 44(2): 65-75.

ФОРМУВАННЯ ПРОПУХЛИННОГО МІКРООТОЧЕННЯ У ВІДДАЛЕНИХ ОРГАНАХ МЕТАСТАЗУВАННЯ ХВОРИХ НА КОЛОРЕКТАЛЬНИЙ РАК

А.П. Бурлака^{1*}, С.В. Вірко³, А.А. Бурлака², І.І. Ганусевич¹

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

²*Національний інститут раку МОЗ України, м. Київ*

³*Інститут фізики напівпровідників імені В.Є. Лашкарьова НАН України,
м. Київ,*

**apburlaka@Gmail.com*

Анотація. Встановлено, що формування пропухлинного редокс-мікрооточення клітин у сайтах віддаленого метастазування забезпечується супероксидними радикалами і NO, які продукуються мітохондріями гепатоцитів, NOX та iNOS нейтрофілів та інших імунних клітин, активацією ММП, які відповідають за протеолітичне ремодулювання позаклітинного матриксу, зростанням рівнів ЛФ і “вільного заліза”, які є факторами активації проліферативних процесів у клітинах.

Ключові слова: електронний парамагнітний резонанс (ЕПР), супероксидні радикали, NO, ММР, пухлинне мікрооточення, колоректальний рак.

Annotation. It has been established that the formation of a passage redox-microenvironment cells in remote metastasis sites provide superoxide radicals and NO, which are produced by mitochondria, NOX and INOS neutrophils and other immune cells row, activation of MMPs that are responsible for proteolytic remodeling of extracellular matrix, growth of levels of LF and "free iron", which are activation factors of proliferative processes in cells.

Key words: ESR, superoxide radicals, NO, MMP, tumor microenvironment, colorectal cancer.

Вступ. Відомо, що хронічні захворювання печінки пов'язані з накопиченням пошкоджень у мітохондріях, через те, що ці органели координують метаболізм вуглеводів, ліпідів і білків, а також відіграють ключову роль у виживанні гепатоцитів, виступаючи медіаторами апоптозу і некрозу. Хронічний вплив нерегульованих рівнів супероксидних радикалів (СР) і NO, які є основними гравцями при формуванні редокс-мікрооточення пухлини та метастатичних сайтів, відіграє провідну роль при розвитку та прогресуванні злоякісних пухлин.

Мета роботи. Дослідити рівні генерування молекул та активність ферментів, які формують редокс-стан тканин у хворих з метастазами (М) в печінку, та визначити клінічне значення отриманих результатів.

Об'єкт і методи дослідження. Досліджено тканину метастазів (ТМ); тканину печінки (ТП), яка контактує з М; ТП, відібрана на відстані 5 см від М; сечу і нейтрофіли крові 183 хворих на колоректальний рак (КРР), яким проведено хірургічне лікування з видалення первинної пухлини і метастазів у печінку. Контролем служила ТП (біопсійний матеріал) пацієнтів з доброякісними новоутвореннями печінки, які не отримували хіміотерапії, без гепатиту та інших захворювань печінки в анамнезі. Також досліджували зразки крові і сечі хворих на КРР (n = 12) категорії M0 (5 хворих II стадії захворювання і 7 хворих III стадії, категорії N1-2). Вік

хворих визначався у межах 32-56 років. Рівні СР, NO реєстрували методом ЕПР з використанням технології Spin Traps. Стан електронтранспортного ланцюга (ЕТЛ) мітохондрій, редокс-циклу ендоплазматичного ретикулуму (СУР 1A2, СУР1B1), рівні лактоферину (ЛФ) і "вільного заліза" (ВЗ) оцінювали методом ЕПР при температурі 77К та методом Вестерн-блот-аналізу. Стан міжклітинного матриксу оцінювали за активністю ММП-2 і -9 методом зимографії в поліакриламідному гелі [1].

Результати та їх обговорення. В мітохондріях тканини М, а також ТП, що прилягає до М і відібраної на відстані 5 см від М, виявлені дефекти в ЕТЛ, які викликають дисфункцію мітохондрій, порушення транспорту електронів і генерування СР. Тканина М і ТП, яка контактує з ним, характеризуються активацією джерел генерування СР і NO, а також ферментів ММП-2 і ММП-9 в порівнянні з показниками ТП на відстані 5 см від М. У тканинах хворих на КРР виявлено зниження активності низькоспінової форми цитохрому Р-450 і його ізоформ СУР 1A2 і СУР1B1, а також зростання СР і NO-генеруючої активності нейтрофілів, рівнів ЛФ і ВЗ. Хімічна модифікація біомолекул супероксидними радикалами і NO може призвести до їх функціональної інактивації, загибелі клітин або адаптивної клітинної відповіді. Попри свої потужні антиоксидантні ресурси, гепатоцити страждають від цитотоксичних ефектів СР і NO, що призводить до їх загибелі. У печінці запальні клітини, холангіоцити і клітини Купфера є основними джерелами СР, NO та TNF- α , які разом з іншими запальними цитокінами спричиняють дисфункцію ЕТЛ мітохондрій та подальше посилення генерування СР. Важливо зазначити, що роль TNF- α в розвитку мітохондріальної дисфункції полягає у впливі на посилення синтезу NO внаслідок індукції iNOS. NO може функціонально інактивувати FeS-білки ЕТЛ мітохондрій та "витік" електронів в ньому, що викликає нерегульоване генерування СР в мітохондріях. Ці дані свідчать про те, що порушення функціонування дихального ланцюга є ключовою подією, що

сприяє формуванню клітинної гіпоксії та пропухлинного фенотипу в печінці як органі віддаленого метастазування. Молекулярні порушення редокс-стану в печінці, як в органі віддаленого метастазування KPP, можуть призвести до синдрому поліорганної недостатності у хворих на мКРР, яка є результатом супероксид- та NO-залежних пошкоджуючих реакцій при відповіді органу на резекцію. Виявлені нами кореляційні зв'язки між об'ємом пошкодження органу (кількість видалених сегментів печінки) і рівнями CP, NO, "B3" та ММП-2, -9, з одного боку, та між типом резекції (1- та 2-етапні резекції), розміром MB та швидкістю генерування CP, комплексами NO-FeS-білки та активністю цитохрому P-450 свідчать про те, що великі резекції печінки з приводу метастатичного ураження, зокрема, у хворих на метастатичний колоректальний рак (мКРР), можуть впливати на стан вторинних сайтів метастазування пухлин та викликати печінкову недостатність. Хірургічний стрес може стимулювати інвазію пухлинних клітин, їх міграцію та метастазування за рахунок активації джерел генерування CP та NO (електронтранспортний ланцюг (ЕТЛ) мітохондрій, цитохром P-450 (CYP 1A2, CYP1B1), НАДФ·Н-оксидаза (NOX) та індукцйбельна NO-синтаза (iNOS)). З іншого боку, ці фактори можуть впливати на перебіг процесу регенерації тканин печінки, які забезпечують її пострезекційне відновлення [1 - 4].

Висновки.

Таким чином, встановлено, що формування пропухлинного редокс-мікрооточення клітин у сайтах віддаленого метастазування забезпечуються CP і NO, які продукуються мітохондріями гепатоцитів, NOX та iNOS нейтрофілів та інших імунних клітин, активацією ММП, які відповідають за протеолітичне ремодулювання позаклітинного матриксу, зростанням рівнів ЛФ і B3, які є факторами активації проліферативних процесів в клітинах. Порушення редокс-стану оперованої печінки може викликати поліорганну недостатність у хворих на KPP, яка є результатом

супероксид- та NO-залежних реакцій при відповіді органу на резекцію. Отримані результати щодо змін редокс-мікрооточення ТП, оперованої з приводу видалення М КРР, можуть бути використані для оцінки функціонального стану органів віддаленого метастазування з метою встановлення ризиків постопераційних рецидивів, а досліджені маркери можуть бути ефективними для моніторингу стану печінки при її пошкодженні під час оперативних втручань та її трансплантації.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Burlaka A.P., Ganusevich I.I., Burlaka A.A., Virko S.V., Kolesnik O.O. Tumor – associated redox state in metastatic colorectal cancer. *Exp. Oncol.* – 2019; 41, 2, 148 – 152.
2. Burlaka A.P., Ganusevich II, Vovk AV, Burlaka AA, Gafurov MR, Lukin SN Redox state of adipose tissue for patients with gastric cancer and its connection with the body mass index and distance from the tumor. – *Obesity Research & Clinical Practice*, 09 Nov 2019; 14(1) : 34 – 3.
3. A.P. Burlaka, A.V. Vovk, A.A. Burlaka, M.R. Gafurov, K.B. Iskhakova, S.N. Lukin Rectal cancer: redox state of venous blood and tissues of blood vessels from electron paramagnetic resonance and its correlation with the five-year survival. - *BioMed Research International* 2018; Volume 2018 : Article ID 4848652.
4. A. Burlaka, A. Vovk, A. Burlaka, M. Gafurov, K. Iskhakova, I. Ganusevich, S. Virko, S. Lukin Redox status of a metastatic microenvironment in the liver of patients with colorectal cancer from EPR. – *Applied Magnetic Resonance*, 50 (1-3), 391 - 402 - March 2019. <https://doi.org/10.1007/s00723-018-1093-z>.

ПРО МОЖЛИВОСТІ ЗАСТОСУВАННЯ НАДЧУТЛИВОГО ДАТЧИКА МЕХАНІЧНИХ КОЛИВАНЬ В МЕДИКО-БІОЛОГІЧНИХ ДОСЛІДЖЕННЯХ І МЕДИЦИНІ

С.В. Лисоченко*, В.В. Ільченко, О.Л. Кульський, В.В. Крихта

*Інститут високих технологій Київського національного університету імені Тараса Шевченка, м. Київ, *lysoch@gmail.com*

Анотація. Представлена розробка п'єзоелектричного надчутливого датчика сейсмічних коливань з робочим діапазоном частот від 0,01

Гц до 1 КГц і лінійною амплітудною характеристикою в широкому динамічному діапазоні. Показана можливість застосування такого датчика в складі програмно-керованої системи обробки сигнатур механічних коливань для проведення медико-біологічних досліджень і в медицині.

Ключові слова: п'єзоелектричний датчик, механічні коливання, цифрова обробка сигналів, ідентифікація механічних коливань різної природи.

Annotation. The development of the piezoelectric supersensitive sensor of seismic oscillations with an operating frequency range from 0.01 Hz to 1 KHz and the linear amplitude characteristic in the wide dynamic range is presented. The possibility of using such sensor as part of a software-controlled system for processing mechanical vibration signatures for medical and biological research and in medicine is shown.

Key words: piezoelectric sensor, mechanical oscillations, digital signal processing, identification of mechanical oscillations of different nature.

В Інституті високих технологій Київського національного університету імені Тараса Шевченка з 2019 року і по теперішній час виконується науково-дослідна розробка по темі «Розробка акустoeлектронних сенсорів та на їх основі програмно-керованої системи сигнатурної обробки вихідних сигналів» [1]. В цій роботі було визначено оптимальний набір основних характеристик п'єзокерамічних матеріалів для об'ємних та тонкоплівкових чутливих елементів і вибрано зразки з необхідними характеристиками. Також оптимізувалась електрична схема датчика і структура її функціональних частин. Схема включала чутливий елемент, спеціальні селективний і адаптивний електронні підсилювачі та аналого-цифровий перетворювач. В результаті були створені високочутливі п'єзоелектричні датчики механічних коливань нового покоління з рекордними характеристиками. Крім високої чутливості їм притаманні широкий робочий діапазон частот (від 0,01 Гц до 1 КГц) і лінійність амплітудної характеристики в широкому динамічному діапазоні. В разі необхідності смуга частот, що реєструються може бути розширена. Розроблено алгоритм аналізу стану об'єкта при проведенні моніторингу на основі визначення частот власних

коливань об'єкту і швидкості їх затухання. Також розроблений алгоритм розпізнавання типу джерел механічних коливань з застосуванням представлення сигналів у вигляді вейвлетів.

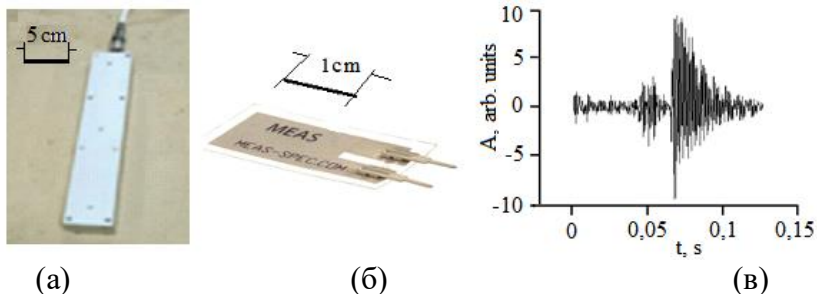


Рис. 1. - зовнішній вигляд датчика – (а), його чутливого елемента – (б) і сейсмічний сигнал в цифровій формі від людини, що пересувається на віддалі 30 метрів від датчика.

Перераховані можливості датчика разом з розробленими програмними алгоритмами, дозволили створити макет програмно-керованої системи для розрізнення сигналів від різних джерел коливань з сумарного сигналу та за наявності перешкод, а також проводити ідентифікацію цих джерел. Для ідентифікації джерел коливань використовувались шаблони - «портрети» від різних джерел в електронній формі.

Було розроблено ряд датчиків на основі чутливих елементів різного типу [1]. На Рис. 1 (а) показано зовнішній вигляд одного з типів розроблених датчиків і його чутливого елемента – Рис. 1 (б). Основним застосуванням програмно-керованої системи сигнатурної обробки планувалась охорона периметрів важливих районів державного значення, локальних об'єктів, а також діагностика стану великих споруд. Проведені випробовування датчика в складі системи обробки сигнатур показали відповідність розробленого датчика основним висунутим вимогам. При випробовуваннях було встановлено, що при наближенні людини до датчика, заглибленого в землю, надійний сигнал (перевищення сигналу над рівнем шумів в три рази) реєструється на відстані не менше ніж 30 метрів Рис. 1 (в). В цих дослідях надійно

розрізнялись такі джерела коливань як людина, що пересувається і рухомі транспортні засоби [1].

В той же час спостереження механічних коливань і зондування за їх допомогою давно і результативно застосовуються в різноманітних областях науки і техніки. Так можна назвати низку важливих медичних застосувань механічних коливань для діагностики захворювань і лікування людини, наприклад [2]. Фундаментальними причинами цього є ідентичність механізмів розповсюдження механічних коливань в різних середовищах та способи їх реєстрації, а також ідентифікації на основі викладених вище принципів (порівняння з електронними шаблонами). В нашому випадку зазначимо і фактичний збіг частотного діапазону розробленого датчика з частотами багатьох процесів, що протікають в організмі людини [2, 3]. Причому значно ширша смуга попускання датчика в області високих частот дозволяє більш точно проводити розпізнавання відхилень від норми за рахунок реєстрації вищих гармонічних складових. З точки зору техніки виконання конструкції датчика, габарити чутливого елемента (Рис. 1 (б)) дозволяють створювати достатньо мініатюрні датчики, а також застосовувати тонкі хвилепроводи (в тому числі і гнучкі). Це дає можливість спостереження коливних процесів у важкодоступних місцях і прогнозувати ефективно застосування датчика в медико-біологічних дослідженнях і медицині.

Прикладом можуть бути дослідження різновидів пульсу: артеріального, венозного і капілярного [2, 3]. Це дозволяє проведення діагностики ряду захворювань людського організму [4]. Зауважимо, що пульсова діагностика має багатовікову історію і застосовувалась ще в древньому Китаї, а також в Середній Азії, коли Авіценна створив свій «Трактат про пульс» [5]. Нами також проводились початкові спостереження коливань тиску в серцево-судинній системі людини. В цих дослідях перевищення сигналу над рівнем шумів становило більш ніж сто разів і надійно вимірювалось. Поглиблені дослідження медичних застосувань датчика

планується проводити у співробітництві з фахівцями в області медицини.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Звіт про науково-технічну експериментальну розробку «Розробка акустoeлектронних сенсорів та на їх основі програмно-керованої системи сигнатурної обробки вихідних сигналів. № ДР 0119U100188, Київ: Київський національний університет імені Тараса Шевченка, 2020.
2. Тимофеев, А.Б. Механические колебания и резонансы в организме человека / Тимофеев А.Б., Тимофеев Г.А., Фаустова Е.Е., Федорова В.Н. – Москва : ФИЗМАТЛИТ, 2008. – 312 с. – ISBN 978-5-9221-0991-8.
3. Круппаткин А. И. Колебания кровотока – новый диагностический язык в исследовании микроциркуляции. Региональное кровообращение и микроциркуляция. 13, – № 1(49) – 2014. – с. 83–99.
4. М. Якушкин, «Диагностика по Радиальным пульсам и Муточкам», Профит Стайл, – М.: 2016, 270 с., ISBN 5-98857-476-9, https://bizness13.ucoz.com/news/diagnostika_po_radialnym_pulsam_i_mu_tochkam_po_zh_sule_de_moranu_m_jakushkin/2016-03-16-89
5. Глянцев С. П., Магомедова С. М. Учение о пульсе Авиценны: взгляд из настоящего // Анналы аритмологии. 2012. Т. 9. № 4. С. 45-50. <http://arrhythmology.pro/2012-4-045-050>.

MULTICOMPONENT NANOSYSTEMS FOR COMBINED CANCER THERAPY

**Yu.I. Kuziv^{1*}, N.V. Kutsevol¹, M.O. Davidenko¹, P.A. Virych²,
V.F. Chekhun²**

¹*Taras Shevchenko National University, Kyiv, Ukraine*

²*R.E. Kavetsky Institute for Experimental Pathology, Oncology and
Radiobiology, Kyiv, Ukraine*

**garaguts.yulia.fox@gmail.com*

Annotation. This investigation was devoted to the synthesis and study of complex nanocomposites, containing gold nanoparticles. A water-soluble biocompatible polyacrylamide- and poly-N-isopropylacrylamide-based polymer were used as a polymer matrix.

Key words: polymer, polyacrylamide, poly-N-isopropylacrylamide, gold nanoparticles.

Анотація. Це дослідження було присвячено синтезу та вивченню складних наноконструкцій, що містили наночастинки золота. В якості полімерної матриці використовували водорозчинний біосумісний полімер на основі поліакриламідів та полі-N-ізопропілакриламідів.

Ключові слова: полімер, поліакриламід, полі-N-ізопропілакриламід, наночастинки золота.

Cancer treatment is in the focus of biomedical research because of its great importance for the health and quality of patients' life. Last decades, the different innovative approaches using nanosized materials were studied. A promising trend in the treatment of malignant tumors is the use of complex nanomaterials, which include several components with special functions, potentially enhancing the therapeutic effect.

Polymer-based drug delivery systems are designed to improve the pharmacological and therapeutic properties of antitumor drugs. They can reduce the widespread distribution of an active therapeutic agent, thus the effect on non-target tissue can be lower.

Our idea was to create multi-component nanosystems based on the branched copolymer Dextran-polyacrylamide and Dextran-poly-N-isopropylacrylamide loaded with AuNPs and photosensitizer Chlorine e6 for testing them in cancer treatment.

However, the use of multicomponent nanosystems requires serious study of the processes that occur during their preparation and storage to avoid some aggregation. Also all nanocomposites were studied in the region of physiological temperatures.

The method of holographic interferometry was used to show local heating (hyperthermia) of solution near Au NPs under laser irradiation [1]. Thus confirmed the effectiveness of nanosystems with gold NPs for Photothermal therapy.

The photophysical properties of the copolymer/photosensitizer and copolymer/AuNPs complexes as functions of the temperature in the region of the conformational

transition of the polymer matrix have been studied and discussed [2].

The nanosystems were tested *in vitro* against the cancer cells. The three-component nanosystem Dextran-polyacrylamide/AuNPs/Chlorine e6 showed a damage influence on cancer cells in Photodynamic therapy.

Acknowledgement. This publication is supported in part by National Research Foundation of Ukraine (project “Plasmon hybrid nanosystems "metal-polymer-fluorophore" with enhanced optical response for photonics and biomedical applications”).

REFERENCES

1. Harahuts Yu., Pavlov V. et al. The study of Au sol, synthesized in uncharged and charged star-like copolymer, under illumination with light irradiation // *Func Mat.* – 2019. – V. 26 (4). – P.723-728.
2. Kutsevol N., Kuziv Y et al. Evaluation of a Dextran-Poly (N-Isopropylacrylamide) Copolymer as a Potential Temperature-Dependent Nanocarrier for Photosensitizers with Different Properties // *Ukrainian Journal of Physics.* – 2020. – V. 65 (7). – P.638-648.

НЕЙРОФІЗІОЛОГІЧНА ТЕХНОЛОГІЯ ВИЗНАЧЕННЯ РАДІАЦІЙНО-АСОЦІЙОВАНИХ ЦЕРЕБРООФТАЛЬМОЛОГІЧНИХ ЕФЕКТІВ

**К.М. Логановський, П.А. Федірко, Т.К. Логановська,
К.В. Куц, І.В. Перчук, К.Ю. Антипчук, Т.Ф. Бабенко,
Г.Ю. Крейніс**

*Державна установа «Національний науковий центр радіаційної медицини
Національної академії медичних наук України», Київ, Україна*

Анотація. Запропоновано нову неінвазивну нейрофізіологічну технологію визначення радіаційно-асоційованих цереброофтальмологічних ефектів із використанням нейрокогнітивних тестів, картування параметрів спонтанної біоелектричної активності головного мозку, зорових викликаних потенціалів на реверсивний шаховий патерн та зорових когнітивних викликаних потенціалів. Досягається оптимізація діагностики, верифікації та експертизи радіаційно-асоційованих цереброофтальмологічних ефектів і удосконалюється медичний

моніторинг при професійному, медичному та аварійному опроміненні.

Ключові слова: іонізуюча радіація, головний мозок, око, нейронауки, когнітивність, нейрофізіологія, електроенцефалографія, викликані потенціали.

Annotation. A new non-invasive neurophysiological technology for determining radiation-associated cerebroophthalmological effects using neurocognitive tests, Brain Mapping the parameters of spontaneous bioelectrical activity of the brain, visual evoked potentials on the reversible chess pattern and visual cognitions is proposed. Optimization of diagnostics, verification and examination of radiation-associated cerebroophthalmologic effects is achieved and medical monitoring of occupational, medical and emergency exposure is improved.

Key words: ionizing radiation, brain, eye, neuroscience, cognition, neurophysiology, electroencephalography, evoked potentials.

Вступ. Інтерес до досліджень наслідків впливу іонізуючого випромінювання (ІВ) на головний мозок та зоровий аналізатор зростає [1]. Результати сучасних епідеміологічних, експериментально-клінічних, патофізіологічних та молекулярно-біологічних досліджень свідчать, що ІВ може впливати на головний мозок та орган зору навіть за дією малих доз і низьких рівнях доз ІВ, включаючи когнітивні, емоційно-поведінкові та зорові розлади. Нами запропоновано розглядати головний мозок та орган зору як потенційні мішені для впливу ІВ. Зміни очей можуть спричиняти або можуть бути пов'язані з дисфункціями мозку, і навпаки. Нами було запропоновано позначити цей цереброофтальмологічний взаємозв'язок як «вісь очі – мозок» [2, 3].

Нейропсихіатричні і офтальмологічні розлади після Чорнобильської катастрофи є етіологічно гетерогенними через комбінований вплив ІВ в поєднанні з соціальними та традиційними факторами ризику, перед усім, віком. Вважається, що ці ефекти є результатом поєднання атеросклеротичних, серцево-судинних, хронічних цереброваскулярних («хвороба малих судин»), нейродегенеративних, демієлінізуючих, нейрозапальних та ін.

процесів. Дисфункція головного мозку та органу зору можлива не тільки при радіаційних надзвичайних ситуаціях, але й внаслідок медичного опромінення пацієнтів та персоналу (зокрема, в інтервенційній радіології), а також у ядерних працівників та у астронавтів при довготривалих космічних польотах, мешканців територій з аномально високим рівнем природної радіоактивності (наприклад, штат Керала, Індія; муніципалітет Гуарапарі, штат Еспіріто-Санту, Бразилія тощо.) [1-4].

Новим викликом людству стала пандемія SARS CoV-2, інфекції, яка крім безпосереднього впливу на здоров'я і життя людей суттєво утруднила логістику надання медичної допомоги. Найбільш ефективним шляхом оптимізації діагностики і моніторингу в сучасних умовах є використання телемедицини [5, 6]. Актуальним є пошук ефективних, інформативних і безпечних технологій діагностики і моніторингу цереброофтальмологічної патології після опромінення в умовах сьогодення.

Метою роботи є розробка нейрофізіологічної технології визначення радіаційно-асоційованих цереброофтальмологічних ефектів у віддалений період після опромінення у дорослому віці та внутрішньоутробно.

Об'єкт і методи. Нейропсихіатрично і офтальмологічно були обстежені такі контингенти:

1) *Опромінені у дорослому віці* – 57 учасників ліквідації аварії (УЛНА) на Чорнобильській АЕС (ЧАЕС) 1986–1987 рр. у віці на момент обстеження 51–82 роки ($M \pm SD$: $63,6 \pm 6,3$ року, тобто, у середньому, особи літнього віку) із документованою дозою зовнішнього опромінення $0,01\text{--}2,90$ ($0,49 \pm 0,67$) Зв. Для аналізу впливу іонізуючої радіації, з урахуванням результатів наших попередніх досліджень щодо можливого порогу радіаційно-асоційованих нейропсихіатричних ефектів у $0,30$ Зв, УЛНА були розподілені на опромінені у дозах $<0,30$ Зв ($n=34$; $0,14 \pm 0,09$ Зв) та $\geq 0,30$ Зв ($n=23$; $0,99 \pm 0,82$ Зв), які за віком статистично значуще не відрізнялися ($62,2 \pm 6,7$ та $65,6 \pm 5,1$ року, відповідно).

2) *Опромінені внутрішньоутробно* – 52 особи, які народилися між 26 квітня 1986 року та 26 лютого 1987 року від вагітних, які були евакуйовані із Чорнобильської зони відчуження або проживали на радіоактивно забруднених територіях; на момент обстеження їх вік складав $32,4 \pm 0,5$ року.

3) *Учасники Антитерористичної операції / Операції об'єднаних сил, АТО/ООС (група порівняння)*, $n=51$; на момент обстеження їх вік складав $35,1 \pm 9,1$ року.

4) *Працівники об'єкту «Укриття» ЧАЕС до робіт з перетворення його на екологічно безпечну систему (група контролю)*, $n=53$; на момент обстеження їх вік складав $33,0 \pm 8,7$ року.

Всього обстежено 213 осіб. Усі обстежені були чоловічої статі.

Проведено комбіноване (очне [off-line] та телемедичне [on-line]) клінічне і нейропсихометричне обстеження. Нейрофізіологічні (реєстрація та картування параметрів квантифікованої електроенцефалограми (кЕЕГ), зорових викликаних потенціалів на реверсивний шаховий патерн (ЗВПШВ) та зорових когнітивних викликаних потенціалів (ЗКВП)) та офтальмологічні обстеження виконувалися off-line.

Результати. У віддалений період опромінення у дорослому віці (УЛНА) цереброофтальмологічна патологія переважно представлена хронічними судинно-дегенеративними захворюваннями, частота та вираженість яких збільшуються пропорційно до дози опромінення, більшої за 0,30 Зв. Характерною особливістю нейропсихіатричної та офтальмологічної патології у віддалений період після опромінення є її висока *коморбідність*, яка зростає зі збільшенням радіаційної дози, що також свідчить про радіаційно-асоційований характер даної цереброофтальмологічної патології.

Після внутрішньоутробного опромінення спостерігаються розлади вегетативної нервової системи; непсихотичні органічні психічні розлад; невротичні, пов'язані

зі стресом та соматоформні розлади, серед офтальмологічної патології превалювали зміни кровообігу в сітчастій оболонці і макулярні дистрофії сітчастої оболонки. Характерною особливістю цієї патології є її висока *коморбідність*. Погіршення цереброофтальмологічного здоров'я відповідно до практично здорового контролю, а також особливі відмінності від пацієнтів групи порівняння, які зазнали бойового стресу та закритої черепно-мозкової травми, може свідчити про радіаційно-асоційований характер даної цереброофтальмологічної патології у експонованих *in utero*.

У віддалений період нейроофтальмометричні дослідження опромінених у дорослому віці верифікували наявність в УЛНА психопатологічних проявів та нейрокогнітивної дисфункції. Зокрема, когнітивні порушення відповідають рівню помірного когнітивного порушення (Mild Cognitive Impairment, MCI) із погіршенням аудиторно-вербального навчання. Зберігається дисгармонія інтелекту за рахунок зменшення вербального коефіцієнта інтелектуальності (vIQ). Ця дисгармонія має тенденцію до збільшення відповідно до дози опромінення, сягаючи при дозах $\geq 0,30$ Зв ($M \pm SD$) $8,25 \pm 3,59$ балу. УЛНА мають підвищені рівні реактивної та особистісної тривожності, а також посттравматичних стресових розладів (ПТСР). Вони погано самооцінюють стан свого здоров'я завдяки соматизації, підвищенню рівня тривоги/неспання, соціальної дисфункції та депресії. Неврологічний дефіцит легкого ступеню, а гострота зору без корекції дещо знижена.

Нейроофтальмометричні дослідження у віддалений період внутрішньоутробного опромінення верифікували наявність легких і помірних психопатологічних проявів та когнітивної дисфункції. Зберігається дисгармонія інтелекту за рахунок зменшення вербального коефіцієнта інтелектуальності (vIQ) – ($M \pm SD$) $9,14 \pm 13,09$ балу. Експоновані *in utero* погано самооцінюють стан свого здоров'я, завдяки соматизації та підвищенню рівня тривоги/неспання, та у меншій мірі – соціальної дисфункції та

депресії. Неврологічний дефіцит був легкого ступеню, але гострота зору без корекції була дещо знижена в порівнянні з контролем.

Спонтанна біоелектрична активність головного мозку. В УЛНА, опромінених у дозах $\geq 0,30$ Зв, дифузно збільшена відносна (%) спектральна потужність дельта (>0 – $4,0$ Гц) діапазону кЕЕГ, та у фронтально-темпорально-парієтальних ділянках лівої півкулі – тета ($>4,0$ – $7,0$ Гц) діапазону кЕЕГ (див. Рис. 1). Відповідно до наших попередніх даних, раніше спостерігалось радіаційно-асоційоване зниження тета-діапазону кЕЕГ, що інтерпретувалося як інгібіція гіпокампу. Можливо, збільшення цього діапазону через 30–35 років після опромінення, коли УЛНА сягли літнього та старечого віку, свідчить про вплив процесів старіння на функціонування головного мозку після опромінення.

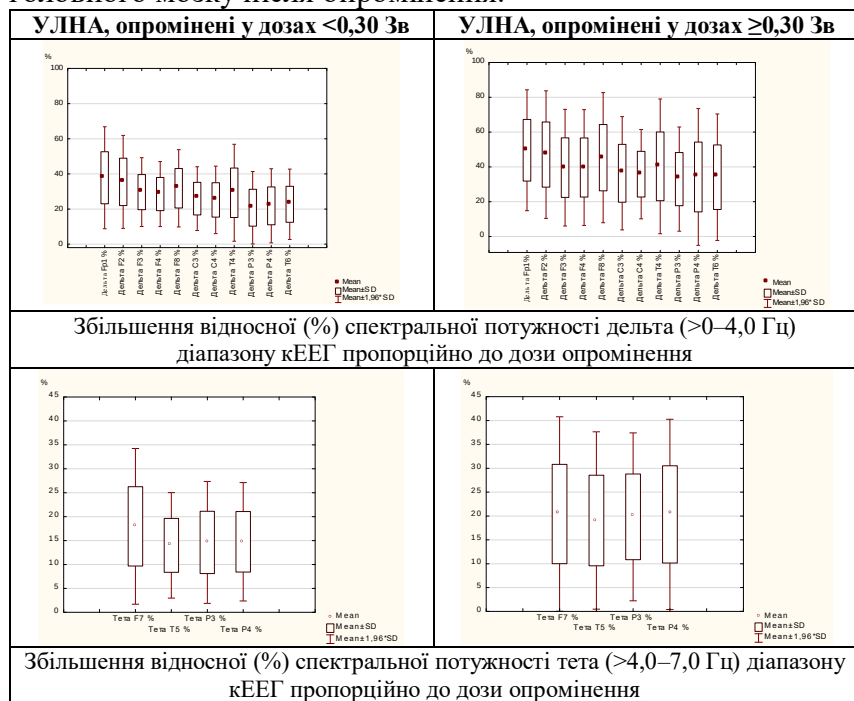


Рис. 1. Статистично вірогідні розбіжності спонтанної біоелектричної активності головного мозку між УЛНА на ЧАЕС, опромінених у дозах $<0,30$ Зв та $\geq 0,30$ Зв.

Як витікає з наведених в рис. 2 даних, і радіація, і вік майже однаково збільшують відносну (%) спектральну потужність тета (>4,0–7,0 Гц) діапазону кЕЕГ у лівому скроневому відведенні Т5, що свідчить про синергічний радіаційно-сенільний церебральний ефект (іритація кортико-лімбічної системи, перед усім, гіпокампу). У експонованих *in utero* у порівнянні з групою контролю (практично здорові працівники об'єкту «Укриття» ЧАЕС до початку робіт з перетворення його на екологічно безпечну систему) дифузно збільшена відносна (%) спектральна потужність дельта (>0–4,0 Гц) діапазону кЕЕГ, та дифузно зменшена – тета (>4,0–7,0 Гц) діапазону кЕЕГ (рис. 3). Це може свідчити про наявність органічних змін у головному мозку внутрішньоутробно опромінених осіб і пригнічення діяльності гіпокампу, що може впливати на когнітивно-поведінкове функціонування.

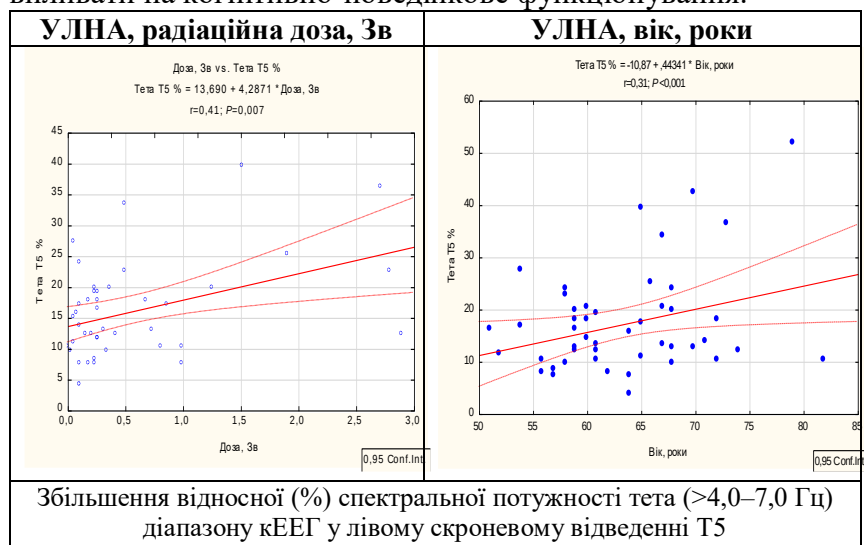


Рис.2. Кореляційно-регресійні зв'язки спонтанної біоелектричної активності головного мозку з радіаційною дозою та віком в УЛНА на ЧАЕС.

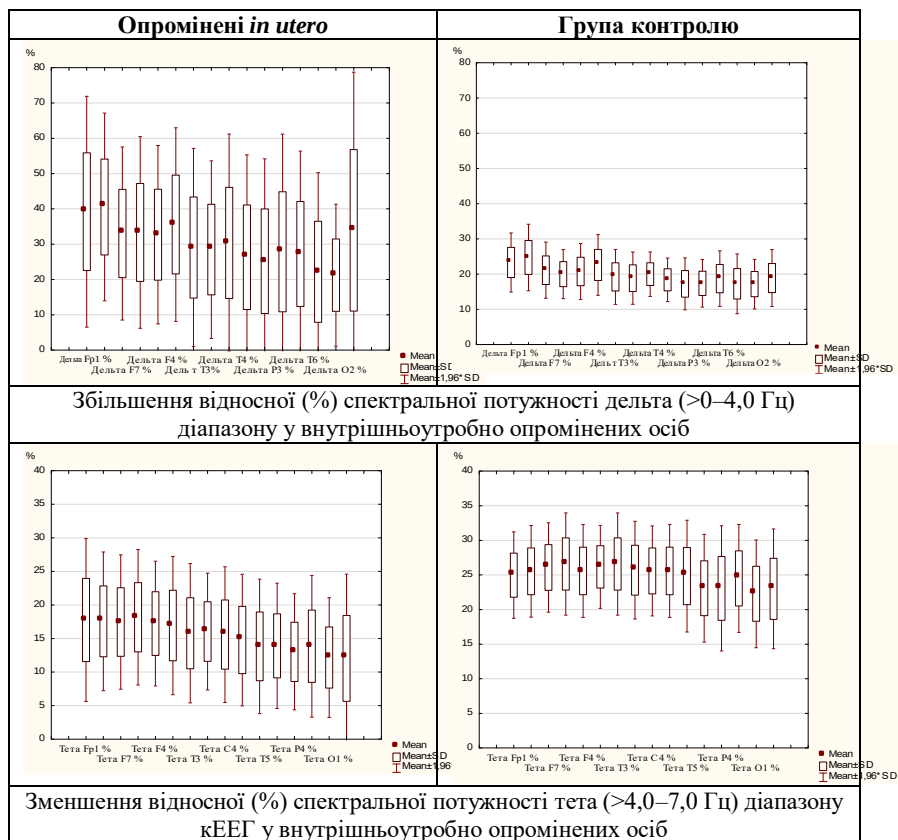


Рис. 3. Статистично вірогідні нейрофізіологічні розбіжності між внутрішньоутробно опроміненними та групою контролю (працівники об'єкту «Укриття» ЧАЕС до робіт з перетворення його на екологічно безпечну систему).

Зорові викликані потенціали на реверсивний шаховий патерн та зорові когнітивні викликані потенціали як об'єктивний метод діагностики патології зорового аналізатора у віддалений період після впливу іонізуючого випромінювання за різних сценаріїв опромінення. Нейрофізіологічне тестування зорового аналізатора за допомогою викликаних потенціалів дозволяє оцінити функціональний стан ока та/або зорового нерву спереду від хіазми (прехіазмальний рівень ураження), а також зорових трактів та кіркових відділів зорового аналізатора

(постхіазмальний рівень ураження). На відміну від електроокулограми (ЕОГ) та різних типів електроретинограм (ЕРГ), які вимірюють активність сітківки або гангліозних клітин сітківки, зорові викликані потенціали на реверсивний шаховий патерн (Visual Evoked Potential, VER; ЗВПШП) – єдиний електрофізіологічний тест, який оцінює кортикальну активність зорового аналізатора. ЗВПШП є зоровою відповіддю на різку зміну контрасту зображення при пред'явленні реверсивного зображення шахової дошки. Зорова відповідь при реєстрації даного потенціалу є стабільною за своєю конфігурацією та об'єктивно оцінює функцію зорового аналізатора як при патології власне органу зору, так і при патології центральної нервової системи (ЦНС), яка вражає провідні шляхи зорового аналізатора у головному мозку (наприклад, при демієлінізуючих захворюваннях). Потенціал, що пов'язаний з подією (Event-Related Potential, ERP) є виміряною реакцією головного мозку, яка є прямим результатом специфічної сенсорної, когнітивної або моторної події. Хвиля P300 (P3) є компонентом ERP, викликаним в процесі прийняття рішення. P300 вважається ендogenousним потенціалом, оскільки його виникнення не пов'язане з фізичними характеристиками стимулу, а є реакцією людини на нього та є об'єктивним показником інформаційних та когнітивних процесів у ЦНС людини [7, 8].

Нами пропонується застосування сучасних об'єктивних неінвазійних нейрофізіологічних технологій реєстрації зорових викликаних потенціалів на реверсивний шаховий патерн (ЗВПШП) та зорових когнітивних викликаних потенціалів (ЗКВП) як методів діагностики патології зорового аналізатора у віддалений період після впливу ІВ за різних сценаріїв опромінення головного мозку людини. Як показано на рис. 4, в УЛНА, опромінених у дозах $\geq 0,30$ Зв, подовжився латентний період (ЛП) підкоркового компоненту P50 ЗВПШП та скоротився ЛП кортикального асоціативного компоненту P200 ЗВПШП.

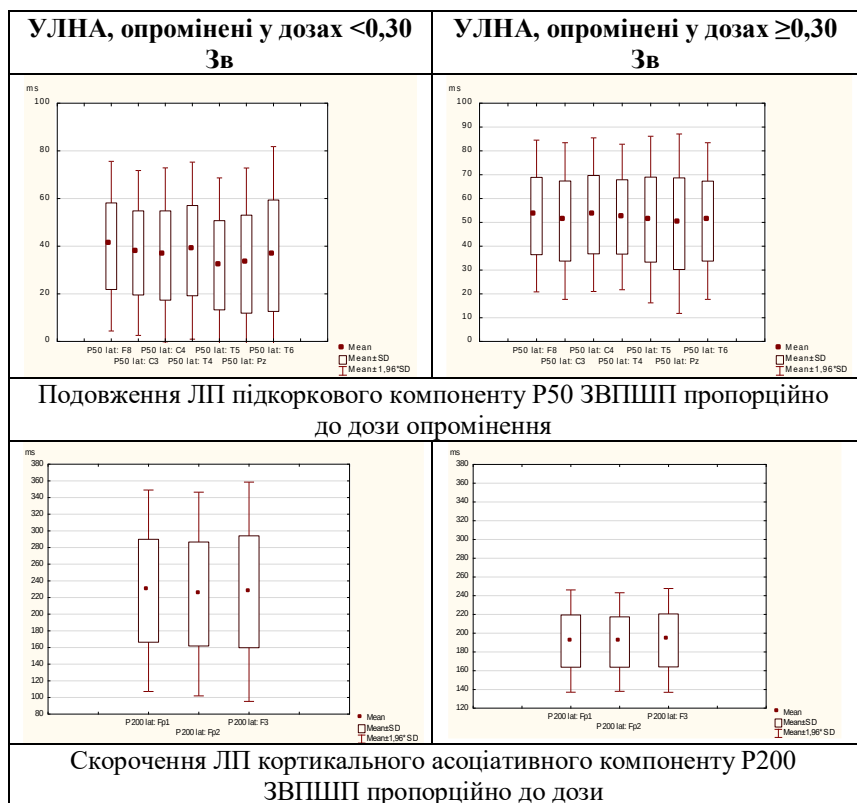


Рис. 4. Статистично вірогідні розбіжності зорових викликаних потенціалів на реверсивний шаховий патерн (ЗВПШП) між УЛНА на ЧАЕС, опроміненних у дозах <0,30 Зв та ≥0,30 Зв.

В УЛНА спостерігається достовірне зниження амплітуди компонентів N75 та P100 ($P < 0,05$) відносно групи порівняння (учасники АТО/ООС) в лівій потиличній ділянці, що узгоджується з даними попередніх досліджень, які засвідчують переважне органічне радіаційно-асоційоване ураження лівої домінантної півкулі в УЛНА на ЧАЕС.

Результати аналізу кореляційно-регресійних зв'язків викликаной зоровими сенсорними та когнітивними стимулами біоелектричної активності головного мозку з радіаційною дозою та віком в УЛНА на ЧАЕС наведені на рис. 5.

Встановлені синергічні радіаційно-вікові збільшення амплітуди коркового компоненту P100 ЗВПШП у потиличній ділянці та подовження ЛП кортикального асоціативного компоненту P200 ЗВПШП у тім'яній ділянці. Водночас, амплітуда компоненту P300 когнітивних ЗВП у потиличній ділянці зменшується у залежності від радіаційної дози, але зростає пропорційно до віку. Це може свідчити про атипію старіння ЦНС після опромінення.

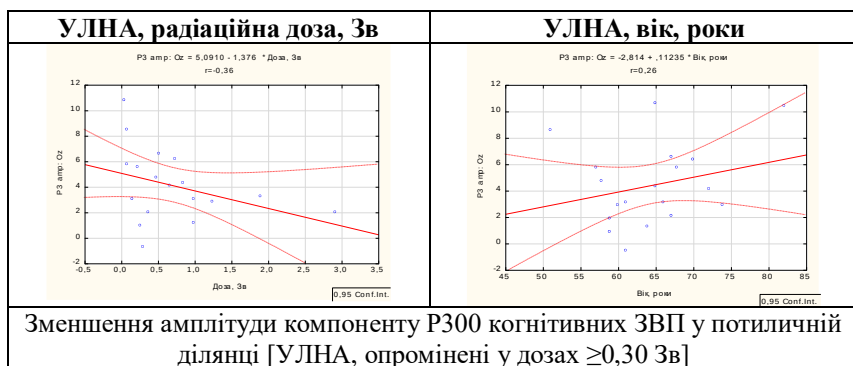
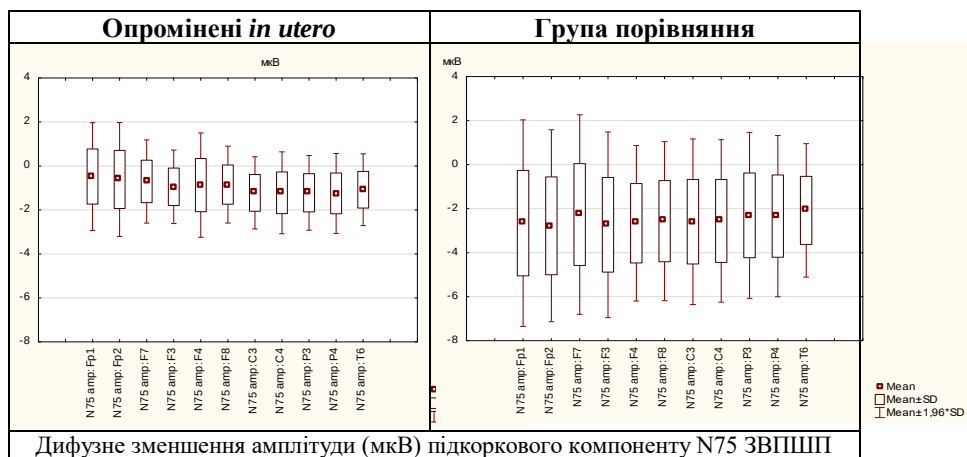


Рис. 5. Кореляційно-регресійні зв'язки викликані на зорові когнітивні стимули біоелектричної активності головного мозку з радіаційною дозою та віком в УЛНА на ЧАЕС.

Статистично вірогідні «сплощення» (зменшення амплітуд, мс) та уповільнення (збільшення ЛР, мс) ЗВПШП у внутрішньоутробно опроміненіх відповідно до групи порівняння (учасники АТО/ООС) наведено на рис. 6 та 7, відповідно. Отримані нейрофізіологічні результати можуть свідчити про субклінічну (латентну) демієлінізацію, що потребує нейроофтальмологічного моніторингу.

У внутрішньоутробно опроміненіх осіб виявлено достовірне дифузне зменшення амплітуд компонентів N75, P100, P200, а також N145 у вертексній ділянці ($F=3,1-11,7$; $P<0,05-0,001$) відносно групи порівняння (учасники АТО/ООС), при чому це зниження виявилось достовірним і відносно групи УЛНА білатерально у лобних, потиличних, а також правій скронево-тім'яній ділянці ($P<0,05-0,001$).

Схожий патерн простежувався і для ЛП основних компонентів ЗВПШП. Зокрема, ЛП ранніх компонентів P50 та N75, які відображують функцію сенсорних відділів та проєкційної кори зорового аналізатора (поле 17 за Бродманом), в осіб, опромінених *in utero*, були практично в усіх відведеннях ЕЕГ достовірно збільшені відносно групи порівняння ($F=3,7-8,6$; $P<0,05-0,01$) та білатерально в лобних ділянках відносно УЛНА ($P<0,05-0,01$). В УЛНА на ЧАЕС спостерігалось достовірне зростання ЛП P50 та N75, латералізоване до лівої тім'яно-потиличної ділянки відносно учасників АТО/ООС ($F=4,7-6,1$; $P<0,05-0,01$). ЛП компоненту P100, який генерується структурами стріатума та поля 18–19 потиличної кори за Бродманом, в осіб, опромінених *in utero*, був збільшений відносно як учасників АТО/ООС, так і УЛНА, з акцентом у правій скронево-тім'яній та лівій тім'яно-потиличній ділянці ($F=3,1-4,9$; $P<0,05-0,01$). ЛП компоненту N145, який відображує функціонування неспецифічних систем стовбуру мозку і таламусу, а також асоціативної кори головного мозку, виявився також збільшеним в осіб, опромінених *in utero*, відносно як учасників АТО/ООС, так і УЛНА, з деяким акцентом у правій центральній, скронево-тім'яній та лівій потиличній ділянці ($F=3,3-6,3$; $P<0,05-0,01$).



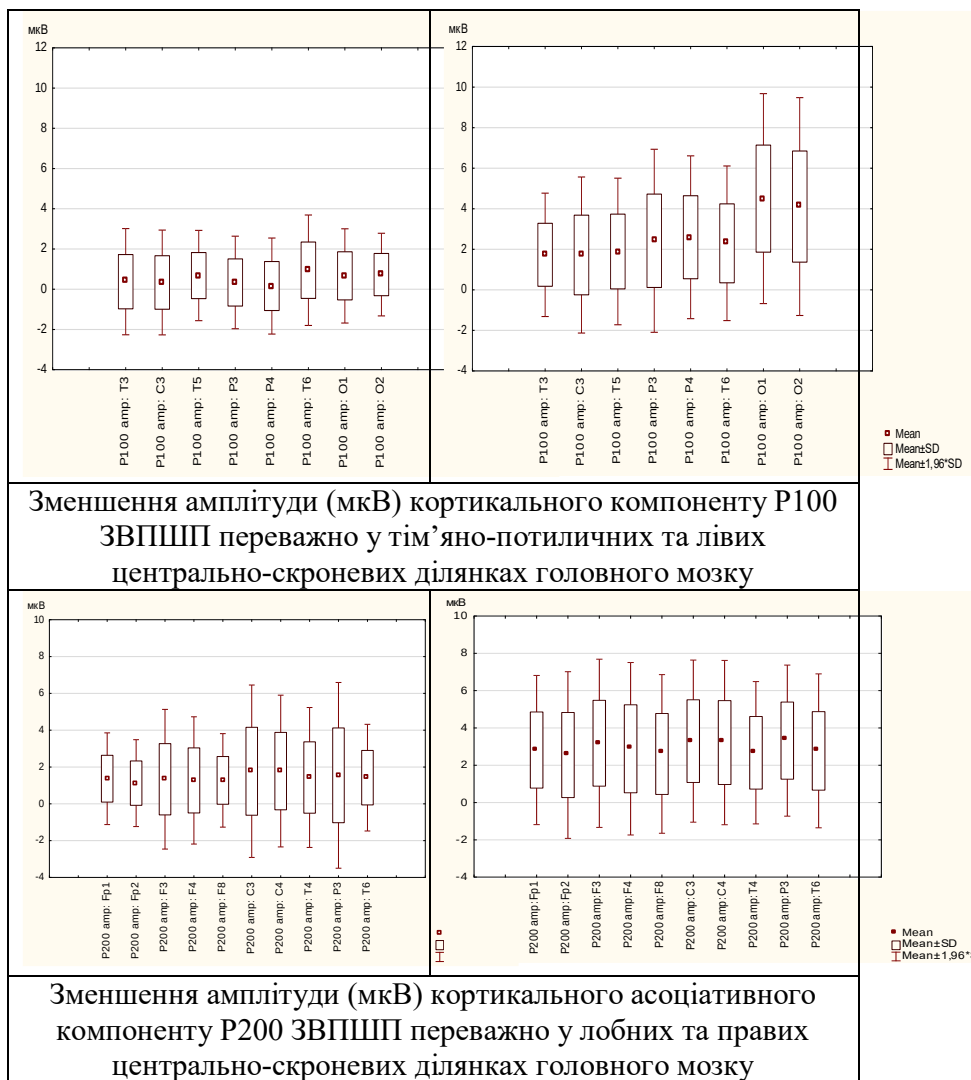
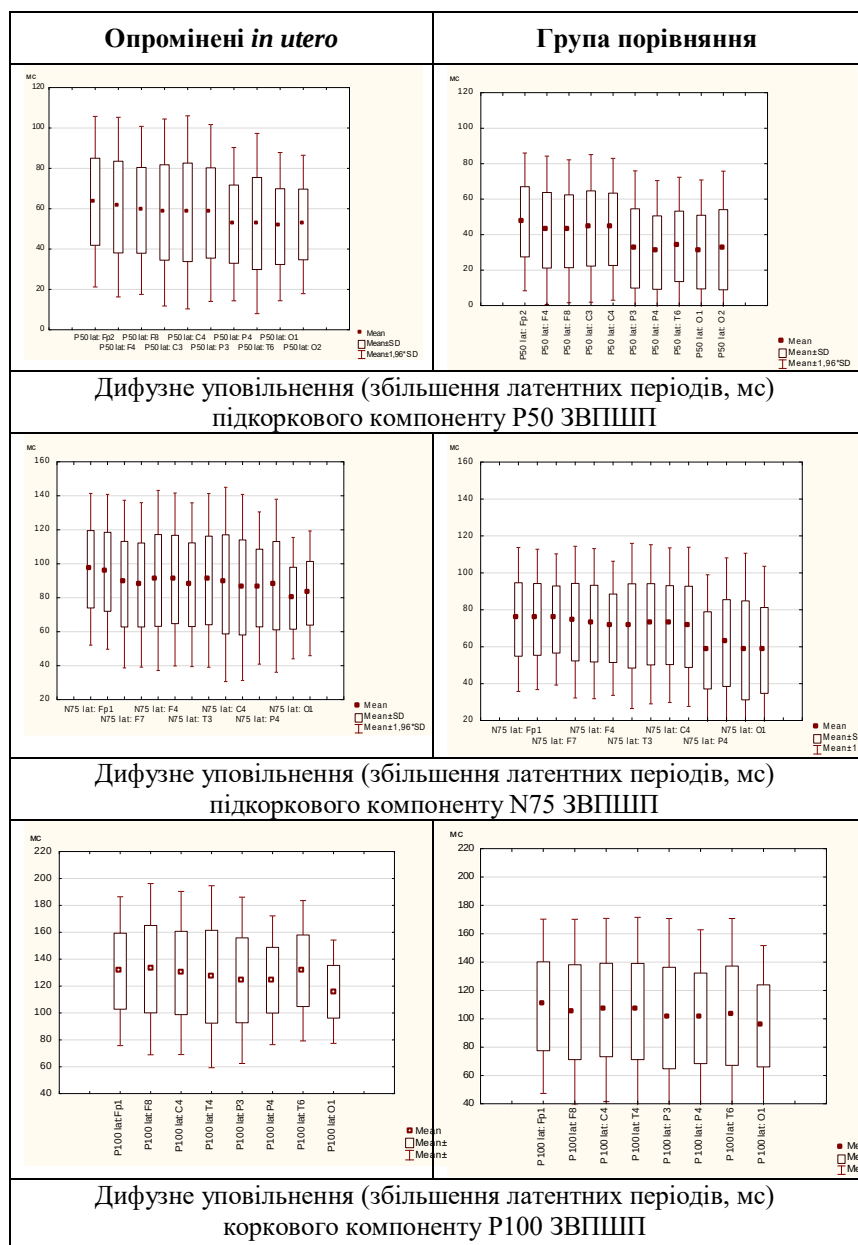


Рис. 6. Статистично вірогідне «сплощення» (зменшення амплітуд, мс) зорових викликаних потенціалів (ЗВПШП) у внутрішньоутробно опромінених відповідно до групи порівняння (учасники АТО/ООС).



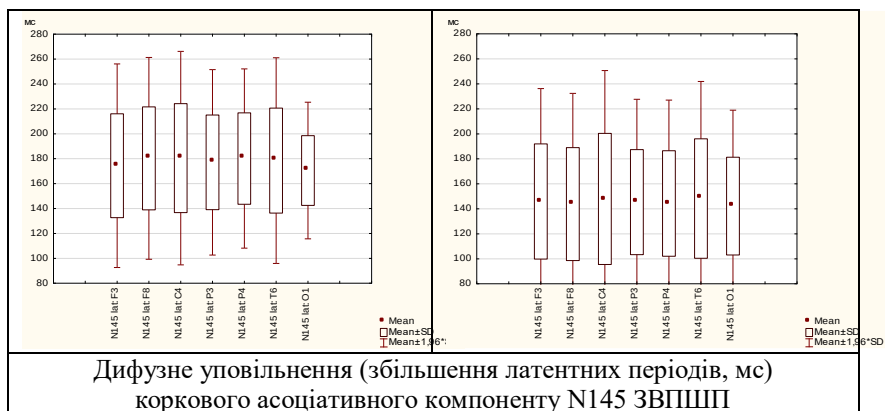


Рис. 7. Статистично вірогідне уповільнення (збільшення латентних періодів, мс) зорових викликаних потенціалів (ЗВПШП) у внутрішньоутробно опромінених відповідно до групи порівняння (учасники АТО/ООС).

За амплітудно-часовими характеристиками ранніх компонентів (P1, N1, P2) зорових когнітивних викликаних потенціалів (ЗКВП), які відображають сенсорну складову зорової відповіді, достовірної різниці між групами УЛНА та учасників АТО/ООС практично не виявлено. Проте привертає увагу тенденція до збільшення значень ЛП ранніх позитивних компонентів P1 та P2 ЗКВП в лівій центральній ділянці (відведення С3) в УЛНА на ЧАЕС відносно групи учасників АТО/ООС ($P < 0,05$), що може вказувати на порушення обробки зорової інформації асоціативною корою лівої домінантної півкулі в УЛНА на ЧАЕС. При аналізі пізніх (власне когнітивних) компонентів ЗКВП в УЛНА виявлено достовірне збільшення ЛП всіх компонентів когнітивного комплексу N2–N3 відносно учасників АТО/ООС, зокрема: дифузне зростання ЛП компоненту N2 з латералізацією в праву скронево-потиличну ділянку ($t=2,0-3,2$; $P < 0,05-0,01$); дифузне зростання ЛП компоненту P3 без чіткої латералізації ($t=2,1-2,7$; $P < 0,05-0,01$) та ЛП N3 білатерально в лобно-центральної та лівій потиличній ділянці ($t=2,1-2,4$; $P < 0,05$).

Виявлений нейрофізіологічний патерн ЗВПШП у опромінених осіб може свідчити про ураження головного мозку з залученням як лівої домінантної, так і правої субдомінантної

гемісфери, яке переважає у групі осіб, опромінених *in utero*. Зважаючи на їх відносно молодий вік (32–34 роки) та відсутність кардіо- та цереброваскулярної патології, а також органічного ураження головного мозку, яке може бути пояснене іншими причинами (травми, пухлини, нейроінфекції та ін.), не можна виключити радіоіндукований генез виявлених змін. Може мати місце субклінічний (латентний) демієлінізуючий процес. Виявлені зміни амплітудно-часових характеристик ЗКВП можуть свідчити про дифузне органічне ураження головного мозку в УЛНА на ЧАЕС, яке характеризується порушенням вищих процесів обробки зорової інформації у вторинних та третинних кіркових зонах зорового аналізатора, зокрема процесів візуальної ідентифікації складних зображень у таких структурах обох гемісфер головного мозку як: середня скронева частка, периринальна кора, нижньо-скронева кора, фузіформна (веретенноподібна) звивина, парагіпокампальна область розпізнавання місць – які відіграють провідну роль в розпізнаванні людських обличч та об'єктів навколишнього середовища. Тому доцільне застосування сучасних діагностичних методик ЗВПШП та ЗКВП для моніторингу та діагностики уражень зорового аналізатора в осіб, що були піддані впливу ІВ за різних сценаріїв опромінення. Опромінені, особливо, внутрішньоутробно потребують медичного, зокрема нейропсихіатричного і нейроофтальмологічного моніторингу впродовж усього подальшого життя.

Нами запропонована нова технологія визначення радіаційних нейроофтальмічних ефектів [9] для оптимізації діагностики, верифікації та експертизи радіаційних нейроофтальмічних ефектів у віддалений період після опромінення за різними радіологічними сценаріями. Суть технології полягає у розрахунку та оцінці нейроофтальмічних логістичних моделей при опроміненні у дорослому віці (RNO-adult) та внутрішньоутробно (RNO_in_uterо). Вірогідність асоціації нейроофтальмічних ефектів з опроміненням у дозах >50 мЗв оцінюється від 0 до 1 за значенням моделі RNO-adult, що містить відносну (%) спектральну тета-потужність (>4–7 Гц) ЕЕГ у Т5; амплітуду (мкВ) Р100 ЗВПШП у О2; амплітуду N145 у О1; ЛП (мс) N75 у Т5. Вірогідність асоціації нейроофтальмічних

ефектів з внутрішньоутробною експозицією у порівнянні з опроміненням у дорослому віці оцінюється від 0 до 1 за значенням моделі RNO_in_uterо, що містить значення амплітуди P100 у P4 та P200 – у F4; ЛП N145 – у F4. Досягається оптимізація діагностики, верифікації та експертизи радіаційних нейроофтальмічних ефектів і удосконалюється медичний моніторинг при професійному, медичному та аварійному опроміненні. Технологія дозволяє об'єктивізувати діагностику, верифікацію та експертизу радіаційних нейроофтальмічних ефектів у віддалений період після опромінення за різними радіологічними сценаріями у дорослому віці та внутрішньоутробно. Ця технологія розширює наші уявлення щодо віддалених наслідків впливу ІВ на функціональний стан центральних механізмів зорової аферентації. Основними перевагами цієї технології порівняно з існуючими технологіями є неінвазивність; безпечність; відсутність радіологічного, психологічного та фізичного навантажень; покращення якості визначення радіаційних нейроофтальмічних ефектів на 73%, скорочення часу проведення досліджень до 70%, підвищення точності верифікації та експертизи радіаційних нейроофтальмічних ефектів до 95%. Технологію відрізняють відносна простота, дешевизна та доступність до практичної системи охорони здоров'я, спеціалізованих лікувально-профілактичних закладів, що надають медичну допомогу постраждалим внаслідок Чорнобильської катастрофи, медичного моніторингу ядерних працівників і радіологів.

Висновки.

Радіаційно-асоційована цереброофтальмологічна патологія характеризується високою нейропсихатричною і офтальмологічною коморбідністю, що зростає пропорційно до дози опромінення, і переважно представлена хронічними судинно-дегенеративними захворюваннями головного мозку і сітчастої оболонки ока, помірним когнітивним дефіцитом, частота і вираженість яких збільшуються із зростанням радіаційної дози (у віддалений період опромінення у дорослому віці) та розладами вегетативної нервової системи; непсихотичними органічними психічними розладами; невротичними, пов'язаними зі стресом та соматоформними

розладами, а також судинними і дистрофічними процесами в сітківці ока (після експозиції *in utero*). Характерною для обох радіологічних сценаріїв залишається інтелектуальна дисгармонія за рахунок зниження вербального коефіцієнта інтелектуальності.

Пропонується застосування сучасних об'єктивних неінвазійних нейрофізіологічних технологій зорових викликаних потенціалів на реверсивний шаховий патерн та зорових когнітивних викликаних потенціалів як методів діагностики радіаційно-асоційованої цереброофтальмологічної патології. Для оптимізації діагностики, верифікації та експертизи радіаційних нейроофтальмічних ефектів у віддалений період після опромінення за різними радіологічними сценаріями запропонована нова технологія визначення радіаційних нейроофтальмічних ефектів. Її використання з урахуванням нейрофізіологічних параметрів та застосуванням телемедицини реально практично поліпшить діагностику і моніторинг пацієнтів з радіаційно-асоційованою цереброофтальмологічною патологією під час пандемії COVID-19 та інших надзвичайних ситуацій.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Логановська Т. К. Іонізуюча радіація, головний мозок та зоровий аналізатор. Актуальна інформація та сучасні виклики. *Антропологія*. 2021. № 3. С. 22–31. <https://anthropology.com.ua/anthropology-3d-2020/#24>
2. Loganovsky K. N., Marazziti D., Fedirko P. A., Kuts K .V., Antypchuk K.Y., Perchuk I.V. et al. Radiation-induced cerebro-ophthalmic effects in humans. *Life*. 2020. Vol. 10, No 4. P. 41. <https://www.mdpi.com/2075-1729/10/4/41>
3. Логановський К. М., Федірко П. А., Куц К. В., Мараззіті Д., Антипчук К. Ю., Перчук І. В. та ін. Головний мозок та орган зору як потенційні мішені для впливу іонізуючого випромінювання. Частина I. Цереброофтальмологічні ефекти опромінення в учасників ліквідації наслідків аварії на ЧАЕС. *Проблеми радіаційної медицини та радіобіології*. 2020. Вип. 25. С. 90–129. doi: 10.33145/2304-8336-2020-25-90-129. http://www.radiationproblems.org.ua/25_2020_ua_s90.html
4. Логановський К. М., Федірко П. А., Куц К. В., Мараззіті Д., Антипчук К. Ю., Перчук І. В. та ін. Головний мозок та орган зору як

потенційні мішені для впливу іонізуючого випромінювання: Частина II – радіаційні цереброофтальмологічні ефекти у дітей, осіб, експонованих внутрішньоутробно, астронавтів та інтервенційних радіологів. *Проблеми радіаційної медицини та радіобіології*. 2021. Вип. 26. С. – . doi:.

5. Куц К. В. Телемедицина та COVID-19: впровадження у неврологічній практиці. *Антропологія*. 2020. Вип. 1. С. 13–15. <https://anthropology.com.ua/anthropology-3d-2020/#1>

6. Логановська Т. К. Телемедицина – нагальна потреба сучасності у стрімкому розвитку. *Антропологія*. 2021. №. 2. С. 5–11. <https://anthropology.com.ua/anthropology-3d-2021/#2>

7. Lam B. L. Electrophysiology of vision: clinical testing and applications. Taylor and Francis Group, Boca Raton, FL, 2005.

8. Гнездицкий В. В., Корепина О. С. Атлас по вызванным потенциалам (практическое руководство, основанное на анализе конкретных клинических наблюдений). Иваново: ПресСто, 2011. 532 с.

9. Технологія визначення радіаційних нейроофтальмічних ефектів. 0621U000060 Технології України, УкрІНТЕІ, 04.08.2021 <https://rkt.ukrintei.ua/>

СИСТЕМА ПІДВИЩЕННЯ ЯКОСТІ ПРОМЕНЕВОЇ ТЕРАПІЇ ТА РЕНТГЕНІВЬКОЇ ДІАГНОСТИКИ НА ОСНОВІ 3D ДРУКОВАНИХ АНТРОПОМОРФНИХ ФАНТОМІВ

О.А. Безшийко*, Л.О. Голінка-Безшийко, К.В. Панова
*Київський національний університет імені Тараса Шевченка, Київ, Україна, *obezsh@gmail.com*

Анотація. Представлено удосконалений підхід, в якому використання кількох компонентів у ефективній комбінації може значно покращити якість та безпеку лікування раку та рентгенівської діагностики - створення дешевої системи забезпечення якості на основі антропоморфних фантомів, які виробляються з використанням спеціального гібридного 3D - принтера (розробленого авторами) з TLD та OSL детекторами (зчитувачі яких розробляються авторами) та методом калібрування дешевих сканерів для застосування як спеціалізованих сканерів радіохромних дозиметричних плівок.

Ключові слова: антропоморфний фантом, TLD, OSL, радіохромні плівки.

Annotation. The improved approach is represented, when the using of a few components in the effective combination can significantly improve the quality and safety of cancer treatment and X-ray diagnostics - the creation of a cheap quality assurance system based on anthropomorphic phantoms, which are produced with use of the special hybrid 3D printer (inexpensive readers of which are developed by the authors) with TLD and OSL detectors (which is developing by the authors) and the method of calibration of cheap scanners for applying as specialized scanners of radiochromic films.

Key words: anthropomorphic phantom, TLD, OSL, radiochromic films.

Онкологічні захворювання одні з найбільш небезпечних хвороб людства. Кожного року від раку помирає порядку 8 млн. людей в усьому світі. В Україні кожен рік захворює більше 150 тис. людей, помирає порядку 100 тис. людей і знаходяться 800 тис. на диспансерному обліку. Гірша ситуація лише з серцево-судинною групою хвороб. Нажаль до цього часу відсутні ефективні способи лікування раку. Виділяють основні способи лікування – хірургічне втручання, хіміотерапія та використання джерел іонізуючого випромінювання. Всі ці методи жорсткі та кардинальні, часто з важкими побічними ефектами. Але на даний час ніяких вагомих альтернативних методів вченими медиками не знайдено. Тому необхідно підвищувати якість лікування та безпеку при використанні цих методів. Джерела іонізуючого випромінювання (ДІВ) використовуються в онкології до 30% випадків. З урахуванням спільного використання з іншими методами ця цифра доходить до 60%. Помітна частина злоякісних пухлин гірше сприймає опромінення, ніж інші здорові тканини. Але ця різниця незначна і дозволяє використовувати ДІВ в рамках підходу терапевтичного вікна коли точність доведення величини дози в зоні злоякісної пухлини має бути не гірше 5%. Цей класичний підхід (так званої променевої терапії) останнім часом все більше і більше, все частіше доповнюється або замінюється підходом радіаційної хірургії коли потужні дози, які можуть ефективно

убити як здорові, так і злоякісні пухлини, геометрично доводяться тільки в зону злоякісних пухлин. В усіх цих випадках вимагається висока точність як по величині дози, так і по просторовим координатам в доведенні дози в тілі пацієнта. Сучасний повний ланцюжок променевої терапії як правило складається: з отримання зображення з комп'ютерного томографа; аналізу цього зображення лікарем та виділення зони опромінення з визначеними величинами доз; формування режимів роботи генераторів іонізуючого опромінення різних типів медичними фізиками; правильна укладка пацієнта під опромінення; коректна його фіксація. Нажаль, на даному етапі розвитку променевої терапії повний контроль цього технологічного ланцюжка замінюється хоч і важливою, але обмеженою процедурою визначення дози від генератора опромінення (прискорювача електронів, апарати Со-60) на деякій глибині водного фантому і дуже рідко, коли використовується повні антропоморфні фантоми з максимальним наближенням до структури людського тіла з можливими відхиленнями, пов'язаними з протезами та іншими інерідними предметами в людському тілі. Вони добре відображають різницю електронних густин таких частин тіла як легені, кістки і т.п. Дози всередині таких фантомів вимірюються як правило високоточними детекторами для клінічної дозиметрії (точність порядку 1%) - термолюмінесцентними детекторами, детекторами оптично-стимульованої люмінесценції [1], радіохромними плівками. Нажаль, навіть в економічно розвинутих країнах рідко коли використовують для контролю всього технологічного ланцюжка антропоморфні фантоми в першу чергу із-за високої ціни контролюючого обладнання. Антропоморфні фантоми коштують від десятків тисяч до ста і більше тисяч доларів. TLD та OSL рідери для клінічної дозиметрії (порядка 1%) коштують від 40 до 80 тисяч доларів. Такі ціни обмежують навіть використання цього підходу для контролю, не кажучи вже про навчальні процедури з допомогою антропоморфних фантомів персоналу в онкологічних клініках, що різко покращило б

кваліфікацію персоналу, якість налаштування та стану обладнання, якість методик опромінення.

Автори розробляють на основі свого попереднього досвіду та навичок бюджетну систему контролю якості рентгенодіагностики та лікування онкологічних захворювань за допомогою ДІВ з використанням дешевих антропоморфних фантомів та ТЛД та ОСЛ рідерів за ціною від трьох до п'яти тисяч доларів (завдяки розвитку нових технологій, з якими вже працюють автори). Дешеві фантоми пропонується виготовляти з використанням спеціалізованого гібридного 3D принтера (у якого є друкуюча і фрезерна складові та можливість використовувати різні матеріали для друкування), грант на розробку якого вже автори отримали від Єврокомісії (grant of Euro Commission funding), 2018-2020, (STCU, №9903) “Створення універсальних тестових платформ для досліджень та розробки детекторів іонізуючого випромінювання для використань в медицині”. Також ціна сканера для радіохромних плівок може бути зменшена в 5 разів. В результаті система такого контролю може мати ціну до менше 15 тисяч доларів (з різними типами фантомів) і дозволить мати такий набір практично в кожного онкологічному центрі для контролю повного ланцюжку навчання персоналу та внутрішніх аудитів з достатньо частим періодом повторення.

Також використання недорогих ТЛД та ОСЛ рідерів дозволить просто створювати університетські системи контролю отриманих доз студентами на лабораторних і практичних заняттях з використанням джерел іонізуючого випромінювання. Ці дози не повинні перевищувати 1 мЗв за рік (не більше, ніж для категорії «В»), що дозволить зняти необхідність отримувати студентам допуск роботи з джерелами іонізуючого випромінювання категорії «А» і кардинально спростить використання цих джерел в учбовому процесі в університетах – це необхідно для навчання усіх фізиків, а особливо спеціалістів в області ядерної фізики, медичної фізики та фізики високих енергій. Точності дозиметрів у цих випадках (для індивідуальної дозиметрії)

достатньо 5-25% - в залежності від поставлених задач. Така відносно невисока точність, що вимагається, дозволяє ще більше спростити рідери детекторів, а отже і зменшити їх ціну. ТЛД (TLD - thermoluminescent dosimeter) – дозиметр, що складається з термолюмінесцентного кристалічного матеріалу всередині радіопрозорого пакета. Коли термолюмінесцентний матеріал опромінюється іонізуючим випромінюванням, він поглинає та захоплює частину енергії випромінювання у своїй кристалічній ґратці (збудження ізомерних рівнів). При нагріванні цей термолюмінесцентний кристал виділяє захоплену енергію у вигляді видимого світла, інтенсивність якого пропорційна інтенсивності іонізуючого випромінювання. Спеціалізований детектор вимірює інтенсивність випромінюваного світла, і це вимірювання використовується для розрахунку приблизної дози іонізуючого випромінювання, яким опромінювався кристал.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. AAPM TG 191: Clinical use of luminescent dosimeters: TLDs and OSLDs. AAPM Scientific Report. Med.Phys., V47, Issue 2, 2019, p.19-51 URL: <https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1002/mp.13839>

МАГНІТО-ЛАЗЕРНА ТЕХНІКА В КОМПЛЕКСНОМУ ЛІКУВАННІ ЗАХВОРЮВАНЬ СУДИН, ТРОФІЧНИХ ВИРАЗОК І РАН

**В.А. Черняк¹, К.К. Карпенко³, П.Ф. Музиченко²,
Д.Є. Дубенко², Ю.В. Нагальок³, В.Ю. Зоргач⁵, Є.В. Цема²,
Р.В. Гибало³, Л.В. Карпенко⁴**

¹Київський Національний університет імені Тараса Шевченка,

²Національний медичний університет ім. О.О. Богомольця,

³ Національний військово-медичний клінічний центр «Головний військовий клінічний госпіталь» МО України, м. Київ,

⁴ «ЦПМСД №2» Солом'янського району м. Києва,

⁵Військово-медичне управління СБУ

Анотація. У статті викладені загальні принципи застосування терапевтичного мультилазерного медичного комплексу «Геліос» в лікуванні хворих та інвалідів на різних етапах медичної реабілітації та більш детально - сучасні методи магнітолазерної, лазерної

терапії, надвене опромінення крові і терапії скануючим лазерним променем. Наведено приклад технологічної карти застосування багатофункціональної лазерної терапії із застосуванням апарату «Геліос». Робота розрахована на науковців, лікарів-фізіотерапевтів та реабілітологів, лікарів загальної практики, сімейної та спортивної медицини, спеціалістів у сфері медичної фізики.

Annotation. The article set out the general principles of application of the therapeutic multilaser medical complex "Helios" in treatment of patients and disabled at different stages of medical rehabilitation and in more detail - modern methods of a magneto-laser, laser therapy, laser surface exposure of blood and scanning laser therapy. The example of a technological map of multifunctional laser therapy application which using the Helios device is given. The work is dedicated to scientists, physiotherapists and rehabilitation specialists, general practitioners, family and sports medicine, specialists in the field of medical physics.

Ключові слова: лікування, лазер, виразки, рани.

Key words: treatment, laser, ulcers, wounds.

Вступ. На сьогоднішній день завдяки грантовій підтримці Національного фонду досліджень України розроблена комплексна технологія лазерного опромінення ранових поверхонь, системного над-і-внутрішньовенного, а також імуностимуляції лазером органів імунного захисту на основі новостворених і вдосконалених апаратів і пристроїв. Необхідно відзначити, що поряд з лазерною терапією, авторами запропоновано застосування модуляції магнітного поля на функціональних терапевтичних частотах в поєднанні з оптичним випромінюванням різного спектру. Додатково нами запропоновано вплив на декілька функціональних систем одночасно - це сприяло підвищенню ефективності проведення лікування.

З урахуванням вимог до стандартизації лікувальних та реабілітаційних процедур автори вважали за необхідне дати практичні рекомендації щодо застосування багатофункціональної лазерної терапії у вигляді технологічних карт. Це стосується в першу чергу захворювань магістральних і периферичних судин, їх наслідків у вигляді виразок, інфекції шкіри, порушень мозгового кровообігу,

нижніх кінцівок, ран, включаючи бойові ушкодження. Особливо важкими щодо лікування є наявність післятромботичної хвороби на фоні великих за площею трофічних виразок і екзематозних ускладнень, діабетична ангіопатія, синдром хребтових артерій та ін.

Апаратура для лазерної терапії: Споживачеві сьогодні представлені різні варіанти апаратів інфрачервоного або видимого (червоного) діапазонів спектру з різною потужністю і конструктивним виконанням. Апарати включають системи для впливу на біологічно активні точки (БАТ) і рефлекторні зони контактно (з використанням різних насадок) або з використанням методу автоматичного сканування, одно і двохвильові системи, лазерні системи для внутрішньопорожнинного впливу, лазерної стимуляції крові і гідролазерний душ (1-4). Ці апарати працюють від мережі змінного струму частотою 50 Гц і напругою 220 В, мають вбудований таймер.

Пристрій для ультратонової індукційної лазеротерапії складається з блока живлення, блока управління і індикації, вихідного підсилювача магнітолазерних аплікаторів, не менше двох магнітолазерних аплікаторів, вихідного підсилювача ультразвукового випромінювача, ультразвукового випромінювача з комплектом ультразвукових хвилеводів (Рис.1).

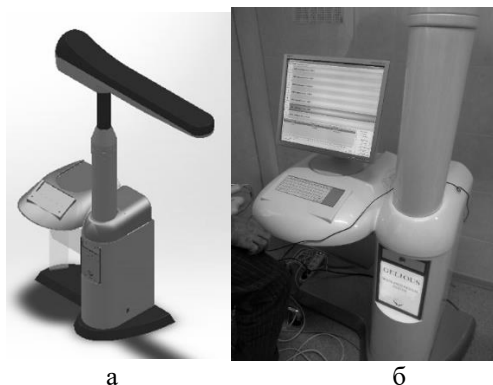


Рис. 1. Схематичне зображення пристрою оновленої версії (а) і загальний вигляд (б) робочого пристрою для магнітолазерної терапії.

Додатково введені генератор ультратонового змінного сигналу, вихідний підсилювач ультратонового змінного сигналу і аплікатор для ультратонової індукційної лазеротерапії (5).

Отже, за рахунок правильного вибору комплексу фізичних факторів можна забезпечувати більш цілеспрямований вплив на регуляторні системи організму, досягаючи оптимальних адаптаційних реакцій. З цією метою нами створено спеціальний апарат для багатofункціональної лазерної терапії «ГЕЛІОС», що пройшов необхідні технічні та клінічні випробування з високим терапевтичним ефектом. Даний пристрій було удосконалено наступним чином. Після розробки нормативно-методичної документації щодо використання комплексу нового покоління, конструкторської документації маркування комплексу було виготовлено канали: сканування лазерним променем, конструктиву, надвеного опромінення крові, магнітолазерної терпії, комплексного лазерного опромінення. Також проведена розробка програмного забезпечення: інтерфейсу введення в систему координат руху променя сканера при проведенні лікувальних процедур, інтерфейсу масштабування зон опромінення променем сканера, багатofункціонального процесора управління сканером, багатofункціонального інтерфейса управління незалежними каналами, моделі управління лазерним променем сканера, електронного блоку управління комплексом, блок-схеми технологічного стенду. Після доопрацювання структури бази даних для розміщення діагнозу пацієнта проведені: виготовлення технологічного стенду для відпрацювання та тестування, тестування масштабуванням лазерного променя, режиму автоматичного переміщення лазерного променя, адаптація програмного забезпечення системи у відповідності до закону України про українську мову і т.д.

Лікувальні ефекти магнітолазерної терапії:
Магнітолазерна терапія (МЛТ) здійснює на організм складну і багатовекторну дію і призводить до виникнення значної

кількості ефектів, основним проявом яких являється протизапальна, анальгезуюча дія і стимуляція репараторних процесів.

Патофізіологічна послідовність: Під впливом низько-інтенсивного лазерного випромінювання (НЛВ) в червоному діапазоні, в тканинах відбувається також активація ферменту супероксиддисмутази, який, як і фермент каталаза має максимум поглинання в червоній області спектра.

Протизапальна дія:

- активація супероксиддисмутази і каталази: - активація мікроциркуляції; - зміна рівня простагландинів; - імуномодуюча дія. Все це веде до нормалізації перекисного окислення ліпідів (ПОЛ).

Зниження перекисного окислення ліпідів:

- вирівнювання осмотичного тиску;- зниження набряклості тканин, знеболювальна дія: - активація метаболізму нейронів; - підвищення рівня ендорфінів; - підвищення порогу больової чутливості.

Стимуляція репаративних процесів:- накопичення АТФ; - стимуляція метаболізму клітин; - посилення проліферації фібробластів; - синтез білка і колагену. Пристрій може застосовуватись у комбінації з акупунктурними методами терапії (6).

Технологія лікування на прикладі гнійної рани: Гнійна рана може виникнути при інфікуванні чистої рани (колотої, різаної, рубаної, рваної і т. д.) або сформуватися в результаті прориву гнійника. Збудниками гнійного процесу в випадкових і хірургічних ранах найчастіше стають так звані гноєтворні мікроби (стафілококи, стрептококи і т. д.).

В даний час як в травматології, так і в хірургії прийнято вважати, що будь-яка випадкова рана є інфікованою, тобто, містить певну кількість бактерій. Однак бактеріальне забруднення не обов'язково тягне за собою нагноєння. Для розвитку і інфекції необхідне поєднання наступних чинників: достатня пошкодженість тканин; наявність в порожнині рани

нежиттєздатних тканин, сторонніх тіл і вилитої крові; достатня концентрація патогенних мікроорганізмів.

МЛТ проводять на очищену рану (гнійне виділення поглинає до 90% лазерного випромінювання).

Схема лікування:

На передній панелі апарата виставляємо наступні параметри процедури:

Потужність, лсл, мвт	індукція мтл	модуляція, гц	час, хв
80-100	12-15	37 перші три дні, 75 наступні	ЛСЛ- 10. МЛТ - 5 на зону, 10 сумарно

Методика лікування

Положення хворого - лежачи.

Методика відпуску процедур: стабільна, на рану площею 10 см² - 2 поля впливу. МЛТ ІК розміщують над поверхнею рани і навколо рани на відстані 3-5 мм. МЛТ Кр впливають безпосередньо на зону за стабільною методикою (контактно). ЛСЛ - зона рани, рубця. МЛТ Кр - зона 10 (долонна поверхня кистей). МЛТ ІК - зона рани, рубця.

Надвенне (неінвазивне) опромінення крові.

МЛТ Кр - підколінні ямки (зліва, справа); ліктьові згини (зліва, справа) - по 10 хв.

Періодичність проведення процедур: щодня. Кількість процедур на курс лікування: до 13. Можливе поєднання з іншими методами лікування:

- місцева і системна терапія.

Зони впливу		
ЛСЛ	МЛТ ІК	МЛТ Кр
Рана, рубець	Рана, рубець	10

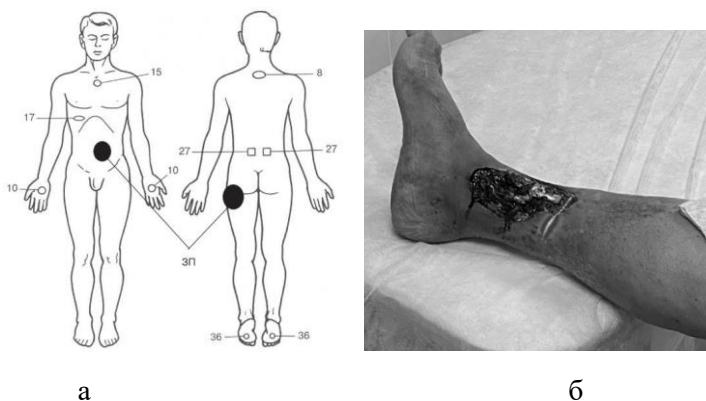


Рис. 2. Схема (а) і клінічний приклад (б) лікування гнійної рани.

Фармакотерапія реологічних порушень крові та гнійно-септичних ускладнень: Консервативне лікування полягає в першу чергу в отриманні пацієнтами адекватної антибіотикотерапії (з попереднім визначенням чутливості), антикоагулянтної терапії, протизапальних та обезболюючих препаратів, антисекреторних засобів. Важливими має бути дезінтоксикаційна терапія, щоденні перев'язки, лікувальна фізкультура тощо. З метою профілактики інфекційних ускладнень найчастіше використовували ЛЕФЛОЦИН (левофлоксацин) - антибактеріальний препарат широкого спектру дії, фторхінолонового ряду з вираженим бактерицидним ефектом. ЛЕФЛОЦИН активний по відношенню до широкого спектру грамнегативних та грампозитивних мікроорганізмів, анаеробів, *Helicobacter pylori* та атиппових форм, таких як *Mycoplasma*, *Chlamidia*, *Legionella*. ЛЕФЛОЦИН призначався пацієнтам внутрішньовенно крапельно по 250-500мг (50-100мл) 1 раз на добу для профілактики післяопераційних ускладнень, курсом 5-7 діб. В особливо важких випадках використовували український препарат Грандазол - комбінований антибактеріальний препарат, до складу якого входить левофлоксацина гемігідрат і орнидазол у флаконах для внутрішньовенного введення по 100 і 200 мл. В групі хворих і поранених з наявністю хронічної ішемії міокарда

застосовували препарат ТІВОРЕЛЬ (4,2 г аргініну гідрохлорид + 2,0 г L-карнітину). У комплекс засобів детоксикації залучали препарати вітчизняного виробництва ксилат, реосорбілакт, сорбілакт. 25 хворим з важкими формами ішемії кінцівки та післятромботичної хвороби (ПТХНК) застосовували схему терапії «Тріо»: базова терапія + Реосорбілакт 400 мл/доба, Латрен 400 мл/доба, Тівортін 100 мл/доба.

Стандартна схема внутрішньовенної інфузійної терапії включає введення комплексних інфузійних препаратів (реосорбілакту) щодня. Об'єм інфузії за наявності важкої супутньої кардіальної патології або хронічної ниркової недостатності можна зменшити до 200 мл. Відносно пентоксифіліну, що вводиться внутрішньовенно, були проведені два мультицентрових, подвійних сліпих, плацебо-контрольованих дослідження, які показали його ефективність відносно лікування трофічних виразок. При застосуванні сучасної ретардної форми пентоксифіліну побічні ефекти розвиваються менш ніж у 2 % випадків і не приводять до відміни препарату. Він може бути рекомендований для широкого застосування у хворих з венозними виразками НК. В Україні з'явився комбінований препарат Латрен, який блискуче поєднав дію пентоксифіліна і полііонного розчину. В даний час переконливо доведено, що ендотелій є першим бар'єром на шляху реалізації впливу на організм несприятливих факторів зовнішнього середовища (Furchgott RF, 1980, Davignon, 2004). Саме втрата нормальної функції ендотелію виступає першим етапом розвитку процесу деструкції венозних клапанів: під впливом добре відомих факторів ризику поступово формується ендотеліальна дисфункція, відбувається потовщення інтими судинної стінки, утворюються дефекти клапанного апарату, що з плином часу закономірно закінчується порушенням їх цілісності і розвитком рефлюксу. Таким чином, нормально функціонуючий ендотелій є тим унікальним «біологічним щитом», який безпосередньо відповідає за всі основні фізіологічні процеси в судинах: регулювання тону судинної

стінки, підтримання суспензійний стабільності крові і балансу локальних запальних, вільнорадикальних, метаболічних і проліферативних реакцій. Одним з підходів до вирішення цієї задачі є застосування так званих донаторов оксиду азоту, до яких в першу чергу слід віднести L-аргінін (Тівортін®) - незамінний і єдиний субстрат для синтезу NO у фізіологічних умовах. Отже, застосування L-аргініну видається цілком обгрунтованим і логічним з точки зору етіопатогенезу захворювання. Розчин для інфузій Тівортіну вводиться внутрішньовенно крапельно зі швидкістю 10 крапель на хвилину в перші 10-15 хв, потім швидкість введення можна збільшити до 30 крапель на хвилину (добова доза препарату - 100 мл розчину) курсом 7-10 днів з переходом на пероральний прийом L-аргініну (Тівортін® аспартат). При пероральному застосуванні Тівортін® аспартат приймають по 2 мірні ложки (1 ложка 1 грам) 3 рази на добу (максимальна добова доза - 8 г) курсом до 3-х місяці.

Місцеве лікування трофічних виразок і ран: Звісно, корекція магістрального кровотоку судин були основою успіху у процесі загоєння виразок, але місцеве лікування також є надважливим. Окрім лазерного випромінювання активно застосовують вакуумні пристрої, ультразвукову кавітацію та різного роду пов'язки. Якщо розглядати поширеність і проникність агентів знезараження то залишається лише два напрями: це рідина, здатна легко заповнювати навіть незначні отвори і порожнини та енергетичні чинники – поля або випромінювання. Всім цим вимогам відповідає препарат ДЕКАСАН® 250 мл в bottle – pack з системою «twist-off». Він виявився активнішим за хлоргексидин- в 16 разів, ефективним на всі Гр(+) та Гр(-) бактерії, віруси (включаючи СНІД, гепатит) та грибки. Не викликає алергії та інших побічних ефектів. Тому антисептиком вибору на виразку був Декасан, а для обробки шкіри по периметру трофічних змін - Горостен. Для оцінки стадії ранового процесу важливим є визначення рН (Рис.3).



Рис.3. Клінічний приклад визначення рН гнійної рани.

Найважливішими показниками ефективності лікування хворих є динаміка швидкості епітелізації трофічних виразок і ран, швидкості їх виповнення, оцінка набряків, больових відчуттів, виникнення рецидивів, оцінки появи нових інфекційних уражень шкіри. Саме ці показники повинні оцінюватись в динаміці після виписки хворого зі стаціонару. Швидкість епітелізації оцінюється в см^2 за добу, а середня швидкість їх виповнення – у см^3 за добу. Хорошою динамікою вважається швидкість епітелізації $0,425 \text{ см}^2/\text{добу}$, а швидкість виповнення виразки – $0,87\text{-}0,99 \text{ см}^3/\text{добу}$. Опитувальник CIVIQ-20 є специфічним до моніторингу динаміки клінічних, фізичних, психологічних та соціальних аспектів якості життя хворих.

Робота виконана в межах конкурсу «Наука для безпеки людини та суспільства» (реєстраційний номер проєкту 2020.01/0308), була затверджена та профінансована Національним фондом досліджень України в 2020-21 рр.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Самосюк І.З., Шимков Г.Е., Чухраєв М.В. Терапія лазерним скануючим променем // Методичні рекомендації по застосуванню лазерних скануючих пристроїв. К.: ЗАТ «МЕДІНТЕХ», 2000. – 58 с.
2. Самосюк І.З., Самосюк Н.І., Чухраєв М.В., Чухраєва Е.Н. Больові синдроми» (клініка, діагностика, лікарські і фізичні методи терапії) – К. : «НМЦ Медінтех», 2007.
3. Самосюк І.З., Чухраєв М.В. Керівництво по застосуванню апарата для магнітно-квантової резонансної терапії МІТ-МРТ.

- /Видання третє додаткове – К. : НМЦ «МЕДІНТЕХ», 2004. – 264 с.
4. Самосюк І.З., Чухраєв М.В., Зубкова С.Т., Самосюк Н.І., Шимков Г.Е. Фізичні методи лікування і медичної реабілітації хворих і інвалідів. – К. : «Здоров'я», 2004. – с. 624.
5. Чухраєв М.В., Малюта В.І., Шморгун А.О., Забулонов Ю.Л., Невструєв В.П., Черняк В.А., Карпенко К.К. Пристрій для ультратонавної індукційної лазеротерапії. Патент на корисну модель №147062. від 07.04.2021, Бюл. № 14.
6. Невструєв В.П., Черняк В.А., Штанько В.Л., Каминский С.Н. Применение лазерной аурикулярной пунктуры в комплексной терапии больных с патологией дуоденопанкреатобилиарной зоны. XII Міжнародна науково-практична інтернет-конференція «Сучасні виклики і актуальні проблеми науки, освіти та виробництва: міжгалузеві диспути» м. Київ 29 січня 2021 року. С. 144–146.

ЗАСТОСУВАННЯ ПОРТАЛЬНОЇ МАТРИЦІ A-SI 1200 НА ЛІНІЙНОМУ ПРИСКОРЮВАЧІ HALCYON 3.0 ДЛЯ ВЕРИФІКАЦІЇ ПЛАНІВ ЛІКУВАННЯ З МОДУЛЬОВАНОЮ ІНТЕНСИВНІСТЮ В ПРОМЕНЕВІЙ ТЕРАПІЇ

**Г.Ю. Чорнай, І.М. Репецька, І.О. Коваль,
М.В. Соколовська, В.І. Лисак, О.В. Гордєєва,
І.В. Мірошніченко**

Лікарня ізраїльської онкології LISOD, igorrrkoval@gmail.com

Анотація. В процесі верифікації планів лікування з застосуванням 2D матриці MatriXX (IBA dosimetry), цифрової мегавольтної панелі Varian a-Si 1200 (Varian Medical Systems), вбудованої у лінійний прискорювач, та камери типу Farmer FC-65G разом з клінічним електронним дозиметром Dose1 (IBA dosimetry) на лінійному прискорювачі Halcyon 3.0, було проаналізовано практичність застосування кожного з дозиметричних приладів та якість дозиметричних вимірювань у клінічній практиці.

Ключові слова: контроль якості, портальна дозиметрія, променева терапія, IMRT, EPID, Halcyon 3.0.

Annotation. In this work practical implementation and dose measurements for the procedure of patient pre-treatment plan verification is presented. Application of dosimeter 2D MatriXX (IBA dosimetry),

digital Portal Vision electronic imager Varian a-Si 1200 (Varian Medical Systems), installed in linear accelerator Halcyon 3.0, and clinical dosimeter Dose1 (IBA dosimetry) with Farmer FC-65G ionization chamber is described for clinical practice.

Keywords: quality control, portal dosimetry, radiotherapy, IMRT, EPID, Halcyon 3.0.

В останні роки клінічна практика застосування IMRT (Intensity-Modulated Radiation Therapy) методики стрімко зростає завдяки кращому охопленню об'єму опромінення при нормальному збереженні здорових тканин. Складність IMRT полягає у перевірці точності виконання плану до початку лікування. Плівкова дозиметрія для перевірки розподілу дози в IMRT плані довгий час була золотим стандартом завдяки високій роздільній здатності. [1-2] Але на дозову реакцію плівки впливають умови обробки, тому плівки поступово змінилися двовимірними (2D) детекторними масивами через їх простоту використання та миттєві результати вимірювань. В багатьох роботах повідомлялося про дозиметричні характеристики та клінічну реалізацію двовимірних



Рис. 1. Цифрова мегавольтна панель для візуалізації (EPID) Varian a-Si 1200.

детекторних масивів, що складаються з великої кількості іонізаційних камер або діодів, для верифікації планів IMRT перед початком лікування. [3-5] Більш ефективним

інструментом для QA (Quality Assurance) є EPID (Electronic Portal Imaging Device) (Рис. 1), оскільки він встановлений безпосередньо на лінійний прискорювач, забезпечуючи зворотний зв'язок користувача в режимі реального часу. Не зважаючи на те, що основною метою EPID є перевірка позиціонування пацієнта, з впровадженням додаткового обладнання для візуалізації положення пацієнта, EPID був

більш широко використаний для машинного контролю якості та специфічного контролю якості плану перед лікуванням. [6] Дозиметрія з використанням EPID або портальна дозиметрія останнім часом привертає значну увагу через її відносно високу роздільну здатність 0,22 мм. Це плоско-паралельні детектори з аморфного кремнію (a-Si). [7-8] Кілька авторів детально вивчали дозиметричні властивості EPD a-Si 500 та a-Si 1000 та їх застосування в IMRT. [9-14] Не так давно компанія Varian (Varian Medical Systems, Пало-Альто, Каліфорнія) випустила портальну матрицю a-Si 1200 з більшою площею, високою роздільною здатністю 0,22 мм та покращеним зворотним розсіюванням. Varian адаптував портальну матрицю a-Si 1200 для використання пучків FFF без насичення. [15-16] Нещодавно ми ввели в експлуатацію систему планування лікування (TPS) для портальної дозиметрії в системі планування лікування a-Si 1200 EPID та портального прогнозування дози (PDP).

Ця робота спрямована на оцінку точності отриманих дозиметричних даних та практичності використання в клінічній практиці нового EPID a-Si 1200, що поставляється з лінійним прискорювачем електронів Halcyon 3.0 з іншими засобами верифікації радіотерапевтичних планів лікування.

У даній роботі розглядається лінійний прискорювач компанії Varian Halcyon 3.0, який поставляється з цифровою мегавольтною панеллю для візуалізації (EPID) Varian a-Si 1200 [17-18], що встановлена прямо навпроти джерела випромінювання з енергією 6MV (Рис. 2) та формою пучка FFF (Flattening Filter-Free). Також апарат має додатково кіловольтну

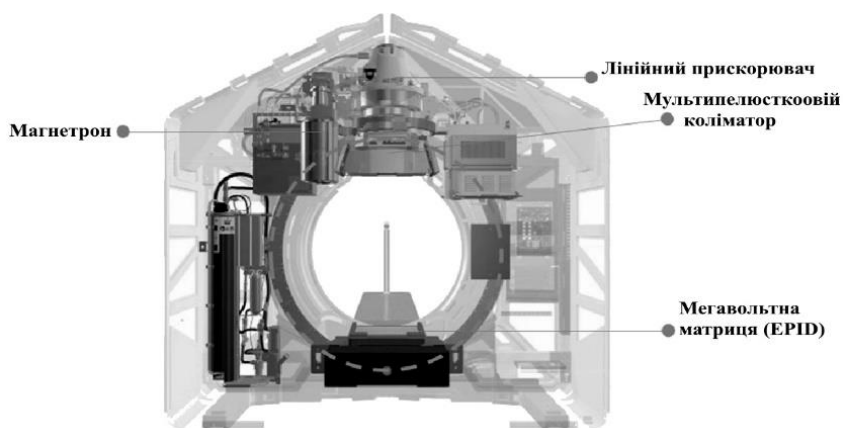


Рис. 2. Розташування вузлів в лінійному прискорювачі електронів Halcyon 3.0, виробник Varian.

систему візуалізації з технологією СВСТ (Cone Beam Computed Tomography). EPID панель знаходиться на відстані 154 см від джерела випромінювання до зображення, має фізичний розмір 43 см × 43 см з ізоцентричною проекцією 28 см × 28 см, матрицею зображення 1280 × 1280 пікселів та розміром проектованого пікселя 0,22 мм в ізоцентричній площині. Зображення отримуються з глибиною 16 біт і частотою 25 кадрів/с. Щоб запобігти насиченню під час отримання зображення, масштабування пікселів застосовується автоматично, якщо інтенсивність близька до межі 16-розрядної роздільної здатності [19]. Цей коефіцієнт масштабування записується у заголовок DICOM. При роботі в режимі портальної дозиметрії панель інтегрує зчитуваний сигнал, отриманий з усього поля обробки. Цей режим найчастіше використовують для контролю якості променевої терапії (IMRT), специфічної для пацієнта, для порівняння карти прогнозованої дози з отриманим зображенням портальної дозиметрії за допомогою гамма-аналізу [20].

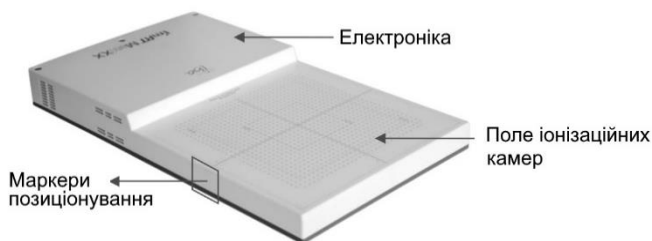


Рис. 3. Загальний вигляд дозиметричної матриці MatriXX, IBA dosimetry.

Мобільну систему контролю якості MatriXX (IBA dosimetry, GmbH, Німеччина) протягом тривалого часу застосовують для верифікації IMRT та VMAT (Volumetric-Modulated Arc Therapy) планів. Це 2D матриця з 1020 вентильованих піксельних іонізаційних камерами (Рис. 3), розташованими у сітці 32×32 (за винятком чотирьох кутових позицій, де немає камер), які охоплюють активне поле $24,4 \text{ см} \times 24,4 \text{ см}$ на відстані 100 см (SDD). Відстань між окремими камерами становить 7,62 мм від центру до центру. Об'єм кожної камери становить $0,08 \text{ см}^3$ з висотою 5 мм і діаметром 4,5 мм. Кожна камера має свій власний канал вимірювання. При опроміненні камер повітря в камерах іонізується. Сила струму, пропорційна потужності дози, вимірюється та оцифровується за допомогою чутливих до струму аналого-цифрових перетворювачів. Програмне забезпечення порівнює виміряний розподіл 2D дози з розрахунком TPS.

Дозиметричну матрицю було поміщено у твердотільний miniPhantom (IBA dosimetry, GmbH, Німеччина) фантом. Розмір фантому становить $38,4 \text{ см} \times 30 \text{ см}$, а висота – 14 см, вага (без комплекту вставок) 12.2 кг. Для аналізу отриманих даних було використано програмне забезпечення myQA Patients V1.1.1 (IBA dosimetry, GmbH, Німеччина).

З метою контролю точності доставки дози в певну точку опромінюваного об'єму, виконувалася абсолютна дозиметрія. В якості детектора було використано іонізуючу камеру типу

Farmer FC-65G (IBA dosimetry, GmbH, Німеччина). Це графітовий детектор з робочим об'ємом $0,65 \text{ см}^3$, довжиною 23,1 мм та радіусом 3,1 мм. За допомогою комплекту вставок камеру було встановлено у твердотільний miniPhantom. Для реєстрації дози в об'ємі камери типу Farmer використовувався клінічний електронний дозиметр Dose1 (IBA dosimetry, GmbH, Німеччина).

Всі плани було створено в системі планування лікування Eclipse версії 16.01.04 (Varian Medical Systems, Пало-Альто, Каліфорнія). Після перерахунку лікувальних планів для відповідного типу дозиметрії вони були додані в розклад лікування на лінійний прискорювач Halcyon 3.0 для подальшої верифікації.

Після того як дозиметрична матриця MatriXX була поміщена в miniPhantom (Рис. 4), вся ця конструкція

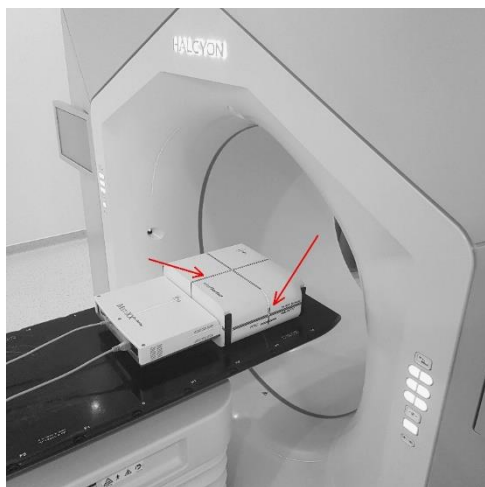


Рисунок 4. Позиціонування твердотільного фантому miniPhantom на терапевтичному столі з подальшим переїздом в ізоцентр прискорювача.

позиціонувалася на лікувальному столі таким чином, що б мітки на фантомі співпали з вбудованими лазерами лінійного прискорювача. Далі, змістивши стіл в ізоцентр апарату, було виконано процедуру візуалізацію (2 перпендикулярних знімки або СВСТ) і при необхідності зміщено стіл на дельта похибку. Таким чином ми переконались у точності позиціонування фантому відносно ізоцентру прискорювача.

Опромінення фантому виконувалось з тих самих кутів як і в плані лікування. Отримані результати було оброблено та збережено в базу даних.

У випадку абсолютної дозиметрії плану лікувальний план перераховувався на фантом з іонізаційною камерою декілька разів таким чином, що б іонізаційна камера знаходилась кожного разу в різних точках об'єму опромінення, при цьому уникаючи місць з великим градієнтом дози. Після створення так званих QA планів, вони були додані в розклад на лінійний прискорювач Halcyon 3.0 для подальшої перевірки якості. Процедура позиціонування фантому з поміщеною в нього камерою Farmera така ж сама як і у випадку з MatriXX, перевірка плану починалась після верифікації положення фантому відносно ізоцентру прискорювача. Опромінення фантому виконувалось з тих самих кутів як і в плані лікування. Доза в точці вимірювалась 2-3 рази, потім була усереднена. Таким чином було отримано похибку доставки дози в 2-3 , попередньо визначених, точках плану.

Для виконання портальної дозиметрії достатньо було перерахувати лікувальний план для портальної дозиметрії. Завантажити цей план як "Plan QA" на лінійному прискорювачі та "пролікувати" його на портальну матрицю після чого карта отриманого дозового розподілу з'явиться в системі Aria (Varian Medical Systems, Пало-Альто, Каліфорнія) і буде доступна для аналізу.

Всього було проаналізовано 140 радіотерапевтичних планів лікування з використанням методик DFB (Dynamic Beam Flattening), IMRT та VMAT для різних локалізацій. Для кожного плану було виконано 3 типи дозиметричних вимірів. У цьому дослідженні для аналізу відносної дозиметрії планів були використані критерії гамма-індексу 3 % різниці в дозах та 3 мм DTA (Distance To Agreement). У випадку використання портальної матриці (EPID) похибка отриманих даних відносно запланованих була дещо меншою ніж у випадку використання MatriXX при цьому в обох випадках гама-індекс не перевищував 1,5 %, а абсолютне значення дози, згідно абсолютної дозиметрії, 1,2 %, що відповідає отриманим результатам з використанням 2D детекторів. Розбіжність в

отриманих даних обумовлена неточністю фіксації дозиметричної системи MatriXX та miniPhantom. Не зважаючи на дотримання всіх вимог виробника обладнання та міжнародних рекомендацій щодо проведення процедур контролю якості планів лікування є похибки точності налаштування лазеру лінійного прискорювача, товщина міток на фантомі, точність фіксації MatriXX у miniPhantom. Також свій внесок у спотворення отриманого сигналу може вносити форма фантому в який встановлюється дозиметрична матриця та тип детекторів та розміщення в дозиметричній панелі. У випадку використання EPID на лінійному прискорювачі Halcyon 3.0 у якості портальної дозиметрії ми маємо статичну систему, яка завжди знаходиться у фіксованому положенні. Портальна матриця, так само як і джерело іонізуючого випромінювання, жорстко зафіксована на шасі апарату навпроти джерела. При перевірці точності розподілу та доставки дози плану лікування у режимі контролю якості (QA) на лінійному прискорювачі людський фактор зводиться до мінімуму і тим самим зменшується кількість можливих похибок.

Можна зробити висновок, що у сучасних реаліях клінічної практики EPID є оптимальним рішенням для виконання контролю якості радіотерапевтичних планів лікування. Одними з основних її переваг є наступні:

- висока роздільна здатність дозиметричної панелі;
- швидкість перерахунку лікувального плану в план контролю якості;
- швидкість виконання процедури отримання реальних карт дозового розподілу;
- швидкість оцінки відповідності очікуваного дозового розподілу з отриманим на прискорювачі;
- зменшення систематичних та випадкових похибок;
- всі дані зберігаються в єдиній клінічній системі.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Bucciolini M, Buonamici FB, Casati M (2004) Verification of IMRT fields by film dosimetry. Med Phys 31: 161–168.

2. Childress NL, White RA, Bloch C, Salehpour M, Dong L, et al. (2005) Retrospective analysis of 2D patient-specific IMRT verifications. *Med Phys* 32: 838–850.
3. Spezi E, Angelini AL, Romani F, Ferri A (2005) Characterization of a 2D ion chamber array for the verification of radiotherapy treatments. *Phys Med Biol* 50: 3361–3373.
4. Poppe B, Blechschmidt A, Djouguela A (2006) Two-dimensional ionization chamber arrays for IMRT plan verification. *Med Phys* 33: 1005–1015.
5. Herzen J, Todorovic M, Cremers F (2007) Dosimetric evaluation of a 2D pixel ionization chamber for implementation in clinical routine. *Phys Med Biol* 52: 1197–1208.
6. Sandra VC (2006) Fast, daily linac verification for segmented IMRT using electronic portal imaging. *Radiother Oncol* 80: 86–92.
7. Surendra S, Rao DP, Cyriac SL, kunnachan J, Majumdar SKD (2014) Study of feasibility of portal dosimetry in comparison with ImatriXX 2-D array system for IMRT and Rapid arc patient specific QA. *IOSR-JEN* 4: 11-15.
8. Abdelaziz D, Khalifa W, Sherbini NE (2015) Efficacy of use of A-Si EPID as imaging device in IMRT QA. *IOSR-JAP* 7: 27-43.
9. Mccurdy BMC, Greer PB (2009) Dosimetric properties of amorphous silicon EPID used in continuous acquisition mode for application to dynamic and arc IMRT. *Med Phys* 36.
10. Woźniak B, Ganowicz M, Bekman A, Maniakowski Z (2005) A comparison of the dosimetric properties of the Electronic Portal Imaging Devices (EPIDs) LC250 and aS500. *Rep Pract Oncol Radiother* 10: 249–254.
11. McDermott LN, Wendling M, Van Asselen B (2006) Clinical experience with EPID dosimetry for prostate IMRT pre-treatment dose verification. *Med Phys* 33: 3921–3930.
12. Greer PB (2007) Off-axis dose–response characteristics of an amorphous silicon electronic portal imaging device. *Med Phys* 34: 3815–3824.
13. Pasma KL, Maarten LP, Kroonwijk MD (1999) Dosimetric verification of intensity modulated beams produced with dynamic multileaf collimator using an electronic portal imaging device. *Med Phys* 26: 2373–2378.

- 14.Grządziel A, Smolińska B, Rutkowski R, Ślosarek K (2007) EPID dosimetry – configuration and pre-treatment IMRT verification. *Rep Pract Oncol Radiother* 12: 307–312.
- 15.(December 2019) ARIA Radiation Therapy Management 16.0 Portal Dosimetry Reference Guide P1034780-003-C, Varian Medical System.
- 16.Miri N, Keller P, Zwan BJ, Greer P (2016) EPID-based dosimetry to verify IMRT planar dose distribution for the aS1200 EPID and FFF beams. *J Appl Clin Med Phys* 17: 292-304.
- 17.Shi M, Myronakis M, Hu Y, Morf D, Rottmann J, Berbeco R. A Monte Carlo study of the impact of phosphor optical properties on EPID imaging performance. *Phys Med Biol.* 2018;63(16):165013.
- 18.Miri N, Keller P, Zwan BJ, Greer P. EPID-based dosimetry to verify IMRT planar dose distribution for the aS1200 EPID and FFF beams. *J Appl Clin Med Phys.* 2016;17(6):292-304
- 19.Private communications with Varian Medical Systems, January 8, 2018.
- 20.Low DA, Harms WB, Mutic S, Purdy JA. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Med Phys.* 1998; 25(5):656.

OPTICAL COHERENT TOMOGRAPHY – A POWERFUL TOOL FOR OPHTHALMOLOGY

Todorka L. Dimitrova*, Mitko Tonev

University of Plovdiv “Paisii Hilendarski”, Plovdiv, Bulgaria,

**tldimitrova@abv.bg*

Annotation. Optical Coherent Tomography (OCT) is a relatively new noninvasive contactless interferometric technique for real-time Medical Imaging in-vivo. It enables qualitative and quantitative diagnostics of transparent surface and subsurface structures by creating statistically reliable 2D, 3D and *4D models of the scanned objects with a microscopic resolution. The technique is developing very fast and has more and more applications in various fields. Nowadays OCT has become a powerful tool for ophthalmology. It replaces most of the routine diagnostics methods, and some of the examinations may be done solely by OCT. The main reason for that is the extremely high resolution and the smooth transition from qualitative to quantitative diagnostics.

Key words: OCT, Medical Imaging, Ophthalmology, Interferometric Measurements, Golden Standard.

Brief historical notes.

Medical Imaging is an essential part of contemporary Medical Diagnostics. Using waves for imaging eliminates the risk of applying ionizing radiation like in X-ray imaging, Computer Tomography, Positron Emission Tomography etc. That's because nowadays different kinds of waves are used for creating images in medicine. Such, for example, are radio waves (radar, MRI), sound (sonar), ultrasound (US echography, Doppler echography) etc. Optical Coherent Tomography (OCT) uses electromagnetic waves in the near infrared range. It has an extremely high resolution due to the very small wavelength. Nowadays OCT is applied in many medical fields, but for Ophthalmology it has become a powerful key diagnostic tool. Moreover, OCT is approved as a "Golden Standard" for imaging of the retina.

In 1975 Green, Frueh, and Shapiro have developed an optical method for measuring the thickness of transparent tissues in vivo [1]. The first measurements that were performed addressed the corneal thickness of frog and human. The method is also known as Optical Histology or Optical Biopsy [2]. The first retina image was obtained in 1989 by Fujimoto, Huang and Schuman and in 1991 they presented the first OCT prototype. It used an IR light source with wavelength of 800 nm and reached an axial resolution of 15 μm at a velocity of 100 A scan/s [3, 4]. The technique was developing very rapidly. In 1996 the first-generation device OCT 1000 (OCT-1) was available on the market, and the second-generation OCT 2000 (OCT-2) appeared in 2000. Both could perform only about 100 A scan/s. The third-generation OCT-3 was developed in 2002 and performed one B scan every 1,6 s (about 400 A scans/s). The technology was continuously improving. In 2003 it reached a speed of 50 000 A scans/s and in 2019 it increased to 250 000 A scans/s. This was due to the development of new diagnostic OCT techniques and improving their velocity, resolution, scanning dept, software, light sources, and photodetectors.

Comparison between optical coherent tomography and ultrasound echography.

The Optical Coherent Tomography works similarly to the Ultrasound Echography (US), but it has several specific features. In both cases there is a wave sent to and reflected by the object of interest. The reflected signal brings information about the distance to the object, its structure etc. US uses waves with frequency around 10 MHz, while OCT opts for electromagnetic waves in the IR range with frequency in order of 10^{12} MHz. This huge gap leads to the significant difference between the resolutions of the two techniques – $\sim 150 \mu\text{m}$ for US versus $\sim 2\text{-}10 \mu\text{m}$ for OCT. As a mechanical wave, US is adsorbed more from matter, while IR light propagates with insignificant absorption. US uses transducers in close contact with the surface of the studied object. OCT uses low coherent laser light and has the big advantage of being contactless. That is an important advantage for its application in ophthalmology.

Interferometric principle of the optical coherent tomography.

The human eye is built by soft transparent tissues with different indexes of refraction. Short wavelength waves penetrate less, while the long wavelength penetrate deeper in the eye structures. Light is partially reflected from every bordering surface and this way different wavelengths bring information about structures placed at different depths. For this reason, OCT uses low coherent light sources – usually SLD ($\lambda = 815 - 860 \text{ nm}$) and SCSL ($\lambda = 1050\text{-}1310 \text{ nm}$).

The speed of propagation represents another important difference not allowing to simply use the “echo” method for OCT. The velocity of sound is about 340 m/s and the time between sending wave to the object and receiving the reflected signal can be reasonably measured via electronic timers. Then the signal amplitude can be represented as a function of time on a screen. The speed of light is $3 \cdot 10^8 \text{ m/s}$ and the time is quite short acquired by a detector. This requires different registration methods.

OCT is based on a Michelson Interferometer (Fig. 1). Light beam sent to a beam splitter at 45° divides into two beams – a

reflected and a transmitted one. The reflected beam is directed towards a reference mirror, perpendicular to the beam itself. After the reflection from the mirror it goes back through the beam splitter to the detector. The transmitted beam is directed to the eye, which replaces one of the mirrors of the classical interferometer. The reflected beam falls on the beam splitter and reflects toward the detector. Both beams falling on the detector are coherent and they form an interference pattern.

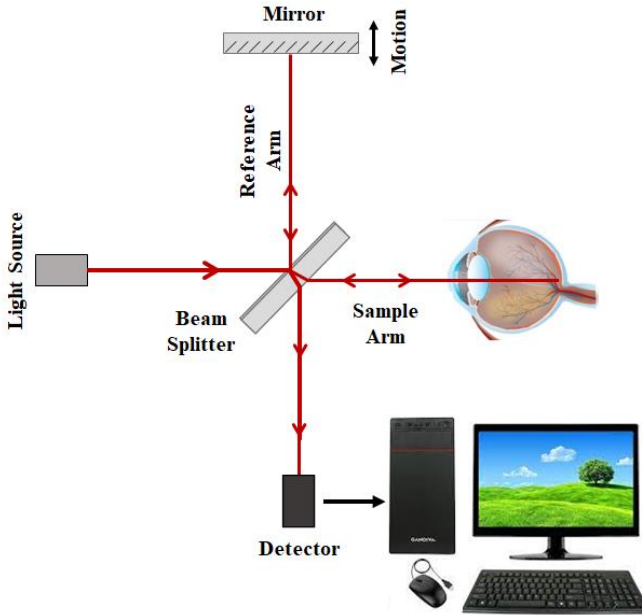


Fig. 1. The interferometric principle of OCT.

The optical path difference between the referent mirror and the eye, can be calculated with the expression:

$$\Delta = \left(s_0 n_0 - \frac{\lambda}{2} \right) - \sum_{k=0}^N s_k n_k, \quad (1)$$

where the first addend is the optical path of the referent beam, and the second addend is the optical path of the object beam. Here s_i and n_i are the relative geometrical distances and the indexes of refraction of the transmitted matter. The sum of the object beam optical paths reflects the fact that the eye is built up by several layers of different thickness and index of refraction.

The intensity distribution I on the detector surface can be calculated by the equation:

$$I = I_1 + I_2 + 2\sqrt{I_1 I_2} \cos \delta \quad (2)$$

where I_1 and I_2 are the intensities of the referent and of the object beam before the detector. Here δ is the phase difference between the two interfering waves. The maximal value of $\cos \delta = 1$ defines the maximum of the intensity, while the minimal value $\cos \delta = -1$ defines the minimum of the intensity. There is a well-known relationship between the phase difference and the optical path length difference where the wavelength λ is involved:

$$\delta = \frac{2\pi}{\lambda} \Delta. \quad (3)$$

The equations (1-3) come from the classical theory of wave interference, but it's important for them to be described in order to clarify how OCT works. As already mentioned, in OCT one cannot measure time because of the extremely high velocity of light and also due to measuring the small, microscopic thickness of the retinal layers. But the information about the thickness and the structure of different retinal substructure can be retrieved by measuring the variations of the intensity and/or the phase difference (1). We should highlight the relationship between the phase difference δ and the optical path length difference Δ where the wavelength is involved (see eq. 3). The path's length difference may change by using the detector to observe the light reflected by different retinal substructures and/or by moving the referent mirror. Now, we should remember that light of longer wavelengths penetrates deeper inside of the tissues, and therefore it is reflected from structures where the optical path length is greater/higher. The referent wave reflects toward the detector as a single echo, while the object signal reflects as multiple echoes coming from different tomographic surfaces of the eye. The coherence between the two signals is measured via the interferometric method. That's because the technique is called Optical Coherent Tomography.

Oct scanning modes and techniques.

Like in the US echography, OCT uses different scanning modes [5, 6]. The Amplitude Scanning Mode (A scan mode) is the simplest one. Measurements are taken in dept point by point. It is used in the so-called Time Domain technology where the referent mirror performs repetitive motions at different depts and analyzes different layers of the retina [7]. The scanning rate is limited to 17 000 A-scans/s because of the mechanical motion limitations of the mirror. Afterwards, these one-dimensional data are transformed via computer modeling into a two-dimensional image representing tomographic layers at certain dept. This is the Brightness mode (B-scan mode). From this point on one can proceed towards modeling 3D and 4D images.

The quality of the OCT imaging has improved significantly by the development of another technology – Spectral Domain. It is based on the investigation of the interference spectrum between the two reflected beams of broad-spectrum waves. Spectral Domain uses the Fourie transformations for analyzing data. It's also called Fourier Domain OCT. Despite studying the reflected signal at any dept as a single measurement, this technique analyzes signals coming from different depts at the same time. In this case the reference mirror does not move. The scanning rate increases up to 50 000 – 110 000 – 250 000 A scans/s depending on the device, and the resolution reaches up to 2 μm . Spectral Domain uses a spectrophotometer for detection.

Swept Source is the newest OCT technique. It doesn't use SLD, but the light source in this case is Short Cavity Swept Laser, emitting discrete pulses with variable frequency. The referent mirror does not move anymore, as it does in Spectral Domain technology. Instead, the detector in this case is used a photodiode.

OCT-A is an angiography technique for retina vascular imaging based on mathematical algorithms. It uses two main algorithms – ACT-A Full Spectrum and OCT-A Split Spectrum [8]. Based on the subtraction of the signals taken from the same points at different time, it allows visualizing the motion of erythrocytes inside the blood vessels of the retina.

Conclusion.

In the past decades OCT become a powerful tool in Ophthalmology due to its contactless, high resolution and harmlessness. The technique is multifunctional and may replace most of the classical methods, being faster and of higher quality. The main feature of OCT is the transition from qualitative to quantitative Medical Imaging.

The fast development of the technique is due to the development of more sensitive and faster detectors, as well the high performance of the software for Medical Imaging in general. 4D OCT is expected to be developed in the near future.

Illustrative guides are provided for three major diseases of the ocular fundus: glaucoma, age-related diabetic retinopathy, and macular degeneration [9]. However, the medical specialists should carefully treat the OCT data.

REFERENCES

1. Green, D. G., Frueh, B. R., & Shapiro, J. M. (1975). Corneal thickness measured by interferometry. *JOSA*, 65(2), 119-123.
2. Fujimoto, J. G., Brezinski, M. E., Tearney, G. J., Boppart, S. A., Bouma, B., Hee, M. R., ... & Swanson, E. A. (1995). Optical biopsy and imaging using optical coherence tomography. *Nature medicine*, 1(9), 970-972.
3. Gabriele, M. L., Wollstein, G., Ishikawa, H., Kagemann, L., Xu, J., Folio, L. S., & Schuman, J. S. (2011). Optical coherence tomography: history, current status, and laboratory work. *Investigative ophthalmology & visual science*, 52(5), 2425-2436.
4. van Velthoven, M. E., Faber, D. J., Verbraak, F. D., van Leeuwen, T. G., & de Smet, M. D. (2007). Recent developments in optical coherence tomography for imaging the retina. *Progress in retinal and eye research*, 26(1), 57-77.
5. Țălu, S. D. (2013). Optical coherence tomography in the diagnosis and monitoring of retinal diseases. *International Scholarly Research Notices*, 2013.
6. Fujimoto, J., & Swanson, E. (2016). The development, commercialization, and impact of optical coherence tomography. *Investigative ophthalmology & visual science*, 57(9), OCT1-OCT13.
7. Corvi, F., Cozzi, M., Invernizzi, A., Pace, L., Sadda, S. R., & Staurenghi, G. (2021). Optical coherence tomography angiography for

detection of macular neovascularization associated with atrophy in age-related macular degeneration. Graefes Archive for Clinical and Experimental Ophthalmology, 259(2), 291-299.

8. Querques, G., Corvi, F., Querques, L., Souied, E. H., & Bandello, F. (2016). Optical coherence tomography angiography of choroidal neovascularization secondary to pathologic myopia. OCT Angiography in Retinal and Macular Diseases, 56, 101-106.

9. Ly, A., Phu, J., Katalinic, P., & Kalloniatis, M. (2019). An evidence-based approach to the routine use of optical coherence tomography. Clinical and Experimental Optometry, 102(3), 242-259.

ЛАЗЕРНО-ІНДУКОВАНА КОАГУЛЯЦІЯ: ФІЗИЧНІ ТА МЕДИКО-БІОЛОГІЧНІ ОСНОВИ МЕТОДУ

I.M. Лукавенко*, Л.В. Однорець

Сумський державний університет, м. Суми,

*[*i.lukavenko@med.sumdu.edu.ua](mailto:i.lukavenko@med.sumdu.edu.ua)*

Анотація. Представлені результати дослідження ефективності методу лазерно-індукованої коагуляції для лікування кіст різних розмірів. Показано, що під впливом лазерного випромінювання спостерігаються ефекти: протизапальної дії, прискорення регенерації пошкоджених тканин і поліпшення кровопостачання органів. Застосування діодних лазерів є перспективним для медицини, оскільки вони відповідають ключовим вимогам: простота користування, надійність, широкий вибір параметрів і можливість їх точного контролю, відсутність спеціальних вимог до приміщення, мобільність і мінімальні експлуатаційні витрати.

Ключові слова: діодний лазер, оптичний модуль, лазерно-індукована коагуляція, кіста.

Annotation. The results of the study of the method of laser-induced coagulation effectiveness for the treatment of different sizes cysts are presented. It is shown that under the influence of laser radiation there are effects: anti-inflammatory action, acceleration of damaged tissues regeneration and improved blood supply to organs. The use of diode lasers is promising for medicine because they meet key requirements: ease of use, reliability, wide range of parameters control, lack of special requirements for the premises, mobility and minimal operating costs.

Key words: diode laser, optical module, laser-induced coagulation, cyst.

Діодний лазер – сучасний напівпровідниковий лазер, створений на основі матриць з лазерних діодів з коефіцієнтом корисної дії до 30%, принцип функціонування якого заснований на трьох основних фізичних процесах, зумовлених переходами носіїв: поглинанням, спонтанною емісією і стимульованим випромінюванням [1]. Конструктивно він складається з двох напівпровідникових пластин з різними типами провідності, які стикаються одна з одною. Пропускання електричного струму в прямому напрямку стимулює переміщення електронів з пластини n в область p, де електрони зіштовхуються з атомами і вивільняють фотони. Цей процес йде лавиноподібно до тих пір, поки не сформується лазерний промінь. Лазерні діоди мають дві конструктивних відмінності: розташування випромінюючого елемента в керуючій рукоятці, а не в самому пристрої, що забезпечує мінімальні втрати енергії і не потребує використання системи дзеркал або світловодів для доставки випромінювання, та високі робочі струми накачування, що дозволяє при перевищенні порогового значення струму $\Delta I = 30\text{--}250$ мА, отримати режим індукованого випромінювання з високою когерентністю (ширина спектра лазерного діода $\Delta\lambda_1 = 1\text{--}2$ нм порівняно із світлодіодом $\Delta\lambda_2 = 30\text{--}50$ нм) [1]. Діодні лазери знайшли широке застосування в медицині як діагностичні прилади, терапевтичні і хірургічні інструменти, у т.ч. лазерні скальпелі.

Дія лазерного скальпеля заснована на тому, що енергія монохроматичного когерентного світлового пучка різко підвищує температуру на обмеженій ділянці живої тканини і призводить до її миттєвого згоряння і випаровування. Тепловий вплив на навколишні тканини при цьому поширюється на дуже невелику відстань, оскільки діаметр сфокусованого пучка становить 0,01 мм. Під впливом лазерного випромінювання також відбувається вибухове руйнування тканини та миттєвий перехід тканинної рідини в газоподібний стан. При температурі понад 43°C відбувається денатурація білкових молекул і термічна коагуляція тканини;

при $T > 100^{\circ}\text{C}$ починається випаровування води; при $T > 300^{\circ}\text{C}$ – горіння з виділенням продуктів згоряння і осадженням їх на поверхні кратера. Руйнування тканини шляхом формування кратера, отвору або розрізу називається абляцією. При низькій потужності випромінювання і короткочасної експозиції нагрівання тканини відносно невелике і відбувається лише її коагуляція. Лазерне випромінювання з довжиною хвилі $\lambda = 980\text{-}1064$ нм може проникати у тканину на глибину до 7 мм [2].

При лікуванні фіброзно-кістозної мастопатії був використаний метод лазерно-індукованої коагуляції (прилад - коагулятор лазерний універсальний «Ліка-хірург»). Принцип дії апарату заснований на генерації лазерного випромінювання напівпровідниковими лазерами оптичного модуля і доставки лазерного випромінювання по світловоду до місця проведення операції. Вибір режимів роботи і параметрів приладу здійснюється кнопками блоку клавіатури, які відображаються на індикаторі блоку індикації і подаються на блок управління. Програмне забезпечення (мова типу Ассемблер) вводиться в мікропроцесор лазерно-оптичного модуля через програматор з використанням програмного середовища «AVR Studio».

Інвазивні втручання на МЗ проводили під контролем ультразвукової візуалізації в режимі реального часу з використанням лінійного датчика з частотою 7,5 - 12 МГц. Для знеболення проводили місцеву інфільтраційну анестезію з ретроамарною блокадою. Через пластиковий катетер 14 G в порожнину кісти вводили кварцевий електрод діаметром 600 мкм. Випромінювання апарату передавалось до місця проведення хірургічних маніпуляцій за допомогою гнучких кварцевих волоконно-оптичних світловодів малого діаметра. Довжина гнучкої ділянки – $D = 2$ м, діаметр оптичного волокна – $d = 400 - 440$ мкм.

Вплив лазерного випромінювання на протилежні стінки залишкової порожнини кісти при русі світловода в порожнини і виконання евакуації вмісту порожнини перед введенням світловоду до повного спорожнення порожнини (Рис.1а), а

також спадання стінок кісти (Рис.1б), дозволило підвищити ефективність даного способу лікування кіст молочної залози (МЗ). За рахунок впливу лазерного випромінювання досягається формування лазерного шва стінок кісти (Рис.1в).



Рис.1 - Етапи склерозування кіст МЗ методом лазерно-індукованої коагуляції: а – візуалізація кісти МЗ ультразвуковим методом; б – введення світловоду в порожнину кісти; в – формування шва як результат дії лазерного випромінювання

Отримано, що зменшенні діаметру променя від 0,6 до 0,1 мм глибина проникнення зростає від 0,2 до 3,0 мм. За період короткого імпульсу нагрівання тканини відбувається швидше, ніж при безперервному випромінюванні, і при цьому поширення тепла до прилеглих тканин буде мінімальним, що виключає їх термічне пошкодження і забезпечує значне зниження можливості виникнення ускладнень і скорочення термінів лікування.

Таким чином, до переваг методу лазерно-індукованої коагуляції з використанням діодних лазерів в амбулаторній хірургії можна віднести [2]: безконтактність і безкровність методу; загоєння ран без утворення рубців; мінімум або відсутність больових ефектів як під час операції, так і в післяопераційний період; швидкі терміни загоєння; висока стерильність; виражений ефект коагуляції та мінімальне руйнування прилеглих тканин.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Лукавенко І.М., Однодворець Л.В. Діодні лазери: принципи функціонування, застосування в медицині та електроніці / Програма та матеріали Міжнародної науково-технічної конференції «Фізика, електроніка, електротехніка. ФЕЕ-2020». – Суми: Сумський державний університет. – С.98-99.

2. Lukavenko I.M. Diode laser as an electronic system of surgical influence on soft biological tissues / J. Nano- Electron. Phys. – V.12, №1.– 2020.– P.01014-1 – 01014-4. [https://doi.org/10.21272/jnep.12\(1\).01014](https://doi.org/10.21272/jnep.12(1).01014)

АПАРАТИ ДЛЯ ТОМОСИНТЕЗУ ОРГАНІВ ГРУДНОЇ КЛІТИНИ З ВИКОРИСТАННЯМ КАТОДІВ НА НАНОТРУБКАХ

С.І. Мірошніченко^{1,*}, Е.Г. Азнакаєв²,
О.С. Мірошніченко², А.Н. Невгасимий¹

¹ НВО «Телеоптика», с.Подгірці, Україна

² Національний авіаційний університет, м. Київ, Україна

*s.miroshnichenko@teleoptic-pra.com.ua

Анотація. Розглянута можливість використання рентгенівських випромінювачів із катодами на вуглецевих нанотрубках у комплексі із багато сенсорними приймачами із високою кадровою частотою для реалізації апаратів із короткотерміновим цифровим томосинтезом.

Ключові слова: цифровий рентгенівський томосинтез, катодаи з вуглецевими нанотрубками, цифровий рентгенівський приймач.

Annotation. There were considered the possibility of X-ray source with carbon nanotube cathodes usage in complexes with sensor array detectors with high frame rate for realizations of apparatus with short-term digital tomosynthesis.

Key words: digital X-ray tomosynthesis, cathodes with carbon nanotubes, digital X-ray detector.

Пандемія COVID-19 показала недостатню діагностичну ефективність рентгенографії при обстеженні хворих із підозрою на короно вірусну інфекцію на первинних етапах хвороби. Це обумовило масові обстеження органів грудної клітини (ОГК) пацієнтів на комп'ютерних томографах (КТ). Такі обстеження є вельми вартісними. Томографи погано пристосовані до дезінфекції після кожного пацієнта, що обумовлює їх низьку пропускну здатність. Пацієнти отримують в десятки разів більше дозове навантаження на КТ порівняно із рентгенографією. Все це обумовлює необхідність

розробки і масового використання дешевих високопродуктивних малодозових апаратів для обстеження ОГК із діагностичною ефективністю, близькою до обстежень на КТ. Так апарати можуть бути побудовані на основі технології цифрового томосинтезу (ЦТ) із коротким часом обстеження – короткотерміновий цифровий томосинтез (КЦТ). В якості елементної бази апаратів КЦТ можна використовувати керовані рентгенівські випромінювачі із катодами на нанотрубках, які в останні роки досягли рівня серійних виробів[1]. В статті розглянута можливість використання рентгенівських випромінювачів із катодами на вуглецевих нанотрубках (carbon nanotube - CNT) у комплексі із багато сенсорними (sensor array - SA) приймачами [2] із високою кадровою частотою для реалізації апаратів із КЦТ.

Матеріали і методи. При реалізації апаратів КЦТ необхідно впродовж 0,3...1 с сформувати 50...10 чітких рентгенівських зображень (проекцій) ОГТ в діапазоні кутів переміщення рентгенівського випромінювача 20°...50°.

Особливостями конструкції рентгенівських випромінювачів із катодами на вуглецевих нанотрубках є:

- Висока електропровідність вздовж осі вуглецевих нанотрубок, що досягає 10^8 См/м, що в 100-ні разів перевищує електропровідність міді [3, 4];
- Мала робота виходу з торців нанотрубок [3], що дозволяє будувати високоефективні холодні катода із зовнішньою прискорюючою напругою 50..2500 В;
- Мала інертність холодної – $t_{\text{т}} = 10...100$ мкс, що дозволяє створювати ефективні одиничні та групові рентгенівські випромінювачі;
- Малі маса та габарити випромінювачів із катодами на CNT.

З урахуванням зазначених переваг можна розглянути три можливі схеми.

Реалізація апаратів с КЦТ на одиничному CNT випромінювачі. В схемі випромінювач із катодами на CNT фізично продовж 0,3..1с переміщується одночасно із

випромінюванням. На приклад, можливе переміщення випромінювача на 54 см паралельно площині приймача при відстані джерело-приймач 100 см. В результаті формується 50..100 рентгенівських зображень ОГК при куті сканування 30° . Траєкторія випромінювача $X(t) = V_x \cdot t$ за координатою X , визначається часом сканування $t = 0,3..1\text{с}$ і швидкістю переміщення $V_x = 50...160\text{ см/с}$. При цьому темп захоплення кадрів зображень складає 100...300 кадрів за секунду. Це може бути забезпечено багато сенсорними рентгенівськими приймачами на CMOS матрицях [2].

При сканування на один кадр припадає переміщення випромінювача на 5...10 мм, що призводить до розмиття рентгенівського зображення. Для зменшення розмиття необхідне імпульсне CNT зі сквапністю 5...10.

Малий час обстеження дозволяє сформувати чітке зображення рухливих органів – легень і серця пацієнта, однак накладає жорсткі вимоги до механіки, що забезпечує прецизійне і швидке переміщення випромінювача.

Реалізація апаратів з КЦТ на лінійних нерухливих CNT випромінювачах. Така схема широко обговорюється в науковій літературі [3,6]. Зокрема, в роботі [3] описаний апарат для томосинтезу ОГК, що використовує 75 CNT випромінювачів. Безперечною перевагою схеми є висока точність і повторюваність позиціонування джерел випромінювання і його координата визначається як $X_k = \Delta t \cdot k$, де k – номер випромінювача, а Δt – час випромінювання і відсутність розмиття зображення. Недоліком схеми є висока вартість системи випромінювачів.

Слід зазначити, що досягнення потенційних параметрів реконструкції в схемі із лінійкою випромінювачів можливе тільки при нерухомих внутрішніх органах пацієнта. Таким чином режим КЦТ важливий для цієї схеми. Темп захоплення кадрів зображень повинен складати 100...300 кадрів на секунду. Це може бути забезпечено багато сенсорними рентгенівськими приймачами на CMOS матрицях.

Комбінована схема для реалізації апаратів з КЦТ на CNT випромінювачах. Ця схема є компромісом між складністю та ціною електроніки та складністю та ціною електромеханіки. В розглянутому вище прикладі число випромінювачів може бути зменшено до $K = 8$, а довжина переміщення групи CNT випромінювачів скорочується до 7 см.

Конструкція реалізується у вигляді компактного і відносно недорогого апарату для КЦТ на CNT випромінювачах. Координата випромінювання визначається виразом $X_k(t) = \Delta X * k + V_x * \Delta t$, де k – номер випромінювача, ΔX – крок випромінювачів, а Δt – час випромінювання кожної позиції. Розмиття зображень і струм CNT випромінювачів зменшується в K разів.

Зворотно-поступальна траєкторія переміщення точки випромінювання підсилює вимоги до малої рухливості внутрішніх органів пацієнтів. Режим КЦТ особливо важливий для цієї схеми, як і використання багато сенсорних рентгенівських приймачів на CMOS матрицях.

Висновки. Використання CNT випромінювачів в апаратах з короткотерміновим цифрових томосинтезом може мати високу ефективність підчас діагностики патології внутрішніх органів, однак одночасно вимагає використання високошвидкісних рентгенівських багато сенсорних приймачів на CMOS матрицях

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Brian Gonzales, An overview of Micro-X's patented CNT emitter technology, breaking through historical limitations of CNT x-ray technology, September 2020, www.MicroX.com.
2. Променева діагностика: За ред. Г.Ю.Коваль. – К.: Медицина України, 2018.-Т1. – 302 с.
3. Nanostructured Carbon Electron Emitters and its Applications", edited by Yahachi Saito, June 2020, <https://www.researchgate.net/institution/University-of-North-Carolina-at-Chapel-Hill>.
4. Yang Wang, George J. Weng, Shaker A. Meguid, and Abdel Magid Hamouda. "A continuum model with a percolation threshold and

tunneling-assisted interfacial conductivity for carbon nanotube-based nanocomposites", Journal of Applied Physics 115, 193706 (2014) <https://doi.org/10.1063/1.4878195>

5. Guohua Cao. Biomedical X-ray imaging enabled by carbon nanotube X-ray sources. Chinese Journal of Chemical Physics 31, 529 (2018); <https://doi.org/10.1063/1674-0068/31/CJCP1806132>

ВИКОРИСТАННЯ ГІДРОГЕЛІВ З ТОЛУЇДИНОВИМ СИНІМ ДЛЯ ФОТОІНАКТИВАЦІЇ *STAPHYLOCOCCUS AUREUS* IN VITRO

О.М. Надтока^{1*}, П.А. Вірич^{1,2}, Н.В. Куцевол¹

¹ Київський національний університет імені Тараса Шевченка, хімічний факультет, м. Київ, Україна

² ДУ «Інститут отоларингології ім. проф. О.С. Коломійченка НАМН України», м. Київ, Україна
*sphaenodon@ukr.net

Анотація. Представлено сорбційні характеристики гідрогелів на основі полімеру поліакриламід у та кополімеру декстран-поліакриламід, насичених толуїдиновим синім, та результати інактивації диких штамів *Staphylococcus aureus* у суспензії за їх допомогою у поєднанні з монохроматичним світлом при довжині хвилі 600 нм. Максимальні ефекти становлять 50% від початкової кількості КУО при дозі опромінення 5 Дж/мл та інкубації гідрогелів у суспензії протягом 80 хв.

Ключові слова: фотоінактивація бактерій, фотосенсибілізатори, толуїдиновий синій.

Annotation. The sorption characteristics of hydrogels based on polyacrylamide polymer and dextran-polyacrylamide copolymer saturated with toluidine blue and the results of inactivation of wild strains of *Staphylococcus aureus* in suspension in combination with monochromatic light of 600 nm are presented. The maximum effects are 50% of the initial amount of CFU at a radiation dose of 5 J/ml and incubation of hydrogels in suspension for 80 minutes.

Key words: bacteria photoinactivation, photosensitizers, toluidine blue

З часу відкриття та широкого використання антибіотиків вдалося подолати значну кількість бактеріальних хвороб та покращити життя людей. Разом з тим, з'явилися нові

мультирезистентні штами мікроорганізмів, що потребує пошуку альтернативних способів боротьби з ними. Гостро постає проблема інфікування ран та перехід їх у хронічну фазу. В такому випадку розвиваються гнійні запалення, некроз оточуючих тканин та в окремих випадках сепсис. Особливої уваги заслуговують люди із високими факторами ризику: діабетом, артеріальною недостатністю, венозною гіпертензією та іншими. Присутність бактерій в рані порушує процеси ремоделювання міжклітинного матриксу, реепітелізації та регенерації тканин в цілому. Комплексний підхід до лікування таких ран передбачає обмеження контакту поверхні з навколишнім середовищем, відновлення оточуючого кровотоку та знешкодження присутніх мікроорганізмів [1]. Поєднання перев'язувального матеріалу з біологічно активними сполуками та антибактеріальними засобами дозволяє пришвидшити загоєння. З цією метою застосовують гідрогелі. Завдяки високому вмісту води та здатності утримувати низькомолекулярні речовини вони можуть застосовуватись у вигляді пов'язок для лікування ран.

Фотодинамічна терапія – альтернативний антибіотикам спосіб інактивації мікроорганізмів. До її переваг можна віднести відсутність селективності відносно окремих штамів мікроорганізмів та розвитку резистентності. Використання низькотоксичних фотосенсибілізаторів не створює навантаження на тканини людини, а завдяки опроміненню світлом певних довжин хвиль забезпечується бактерицидний ефект. Механізм дії базується на здатності молекули фотосенсибілізатора розпадатись під дією світла з утворенням вільних радикалів, які взаємодіють з оточуючими структурами клітин і порушують їх функції.

З метою оцінки доцільності застосування системи гідрогель-фотосенсибілізатор для інактивації *Staphylococcus aureus* використовували полімери поліакриламід та декстран-поліакриламід насичені толуїдиновим синім (ТС).

У дослідженнях використано гідрогелі на основі поліакриламід (ПАА) та кополімеру декстран-поліакриламід (Д-ПАА) [2].

Для оцінки швидкості дифузії ТС у досліджених гідрогелях використовували розчин барвника при концентрації 0,03 мг/мл, що має максимум поглинання при 600 нм.

Насичення матеріалу (1 г) проводили у 25 мл розчину толуїдинового синього з концентрацією барвника 0,03 мг/мл протягом 24 год. Використовували гідратований гідрогель. Кількість барвника, що адсорбувався гідрогелем, розраховували фотометрично (ULAB 102 UV) шляхом визначення залишкової концентрації толуїдинового синього у розчинах інкубації після 24 год. Вимірювання дифузії толуїдинового синього з гідрогелів проводили з інтервалом 10 хв протягом 180 хв при співвідношенні гідрогель: вода = 1 : 4. Для визначення швидкості виходу барвника проводили розрахунок першої похідної рівняння наростання концентрації у розчині інкубації з часом.

У мікробіологічних дослідженнях використовували дикі штами *Staphylococcus aureus*, отримані на елективному середовищі жовтково-сольовий агару наступного складу (%): м'ясо-пептонний агар (МПА) – 70 (v/v), хлорид натрію – 10 (v/w), жовткова емульсія в 0,9% NaCl – 20 (v/v), рН=7,3. Оцінку бактерицидної активності гідрогелів з толуїдиновим синім в умовах фотодинамічної терапії проводили у суспензії *S. aureus*, що перебували у середовищі Мюллера-Хінтона № 2 наступного складу (г/л): гідролізат казеїну – 17,5 г/л, гідролізат серця – 2 г/л, крохмаль водорозчинний (ЧДА) – 1,5 г/л, рН=7,3. Початкова кількість колонієутворюючих одиниць (КУО) у суспензії знаходилася в межах $8-12 \times 10^6$ мл⁻¹. До аліквоти суспензії (4 мл) додавали відповідний гідрогель з толуїдиновим синім (1 г) та інкубували протягом 20, 50 та 80 хв, після чого опромінювали світлом з довжиною хвилі 600 нм («LIKA-Led», Фотоніка Плюс, Україна) потужністю 0,1 Дж/с та дозою 5 Дж/мл. Антибактеріальну активність визначали шляхом порівняння кількості КУО у дослідних та паралельних контрольних варіантах, які перебували в аналогічних умовах без додавання гідрогелю та опромінення світлом. Підрахунок

КУО проводили у камері Горяєва на мікроскопі Olympus BX53 з люмінесцентним блоком X-CiteSeries 120 Q і камерою-детектором Olympus DP72. Суспензію попередньо фарбували розчином акридинового помаранчевого з кінцевою концентрацією барвника 0,001% протягом 2 хв. Люмінесценцію досліджували при довжині хвилі емісії – 530 нм. Повторність дослідів трикратна.

Інкубація гідрогелів із толуїдиновим синім у водному розчині протягом 3 годин не призводить до формування рівноважної концентрації. За цей час відбувається десорбція 57% ТС з ПАА та 43% Д-ПАА. На швидкість процесу впливає тип та структура полімеру. Наявність декстрану сприяє структуризації сітки гідрогелю, що проявляється у зростанні швидкості десорбції барвника на 30% порівняно з ПАА.

Перевірка бактерицидної активності світла при 600 нм показала, що при дозах опромінення понад 4 Дж/мл спостерігається інактивація 25% КУО *S. aureus*. Коротка експозиція гідрогелів з ТС (20 хв) у бактеріальній суспензії з наступним опроміненням при 600 нм (5 Дж/мл) забезпечує зниження кількості КУО на 33% при використанні ПАА та 15% – Д-ПАА як носія ТС. Після 50 хв бактерицидна активність для ПАА практично не змінюється, а для Д-ПАА показник становить 35%. Подальше збільшення тривалості інкубації до 80 хв забезпечує збільшення ефекту до 50% для Д-ПАА.

Результати адсорбції та десорбції толуїдинового синього з гідрогелів поліакриламід у та декстран-поліакриламід у вказують на кращі характеристики ємності та швидкості дифузії фотосенсибілізатора з Д-ПАА на 30%. Інкубування гідрогелів з ТС у суспензії *Staphylococcus aureus* протягом 80 хв та опроміненням світлом при 600 нм дозою 5 Дж/мл сприяє зниженню кількості КУО до 50%. Таким чином, система Д-ПАА з толуїдиновим синім у поєднанні зі світлом 600 нм може використовуватись з метою інактивації *S. aureus* в умовах фотодинамічної терапії відкритих ран.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Negut I., Grumezescu V., Grumezescu A.M. Treatment Strategies for Infected Wounds. // *Molecules*. – 2018. – N23. – P. 2392.
2. Nadtoka O., Kutsevol N., Krysa V., Krysa B. Hybrid polyacryamide hydrogels: Synthesis, properties and prospects of application // *Molecular Crystals and Liquid Crystals*. – 2018. – N672. – P. 1–10.

ПЕРЕВІРКА ВІДПОВІДНОСТІ ЗОБРАЖЕНЬ ОРГАНІВ ГРУДНОЇ КЛІТИНИ ЦИФРОВОГО РЕНТГЕНІВСЬКОГО ТОМОСИНТЕЗУ ЄВРОПЕЙСЬКИМ ВИМОГАМ ДО ЗОБРАЖЕНЬ КОМП'ЮТЕРНОЇ ТОМОГРАФІЇ

**О.С. Мірошниченко^{1*}, С.І. Мірошниченко²,
А.Н. Невгасимий², Ю.В. Хобта², В.В.Єфімова¹**

¹ Національний авіаційний університет, м. Київ, Україна

² НВО «Телеоптика», с.Підгірці, Україна

*o.miroshnychenko@nau.edu.ua

Анотація. Виконано вимірювання контрастів органів грудної клітини, якість зображень яких входить до критеріїв вимог Європейського союзу до зображень комп'ютерної томографії. Отримані значення дозволяють стверджувати, що зображення цифрового рентгенівського томосинтезу у великій мірі відповідають цим критеріям.

Ключові слова: цифровий рентгенівський томосинтез, дозове навантаження, комп'ютерна томографія, контраст.

Annotation. Contrasts of chest organs were measured, the image quality of which is included in the criteria of the European Union requirements for computed tomography images. The obtained values allow us to state that the images of digital X-ray tomosynthesis largely correspond to that criteria's.

Key words: digital X-ray tomosynthesis, dose load, computed tomography, contrast.

2020-2021 роки позначилися розповсюдженням вірусу SARS-CoV-2, який на момент написання цієї статті був діагностований у більш як 220 млн. людей і від якого померло більше 4,5 млн [1]. В більшості випадків це захворювання проходить без ускладнень і, навіть, безсимптомно, проте у

випадку середнього та важкого перебігу хвороби ускладнення йдуть на легені та серцево-судинну систему. Через це збільшилося навантаження не тільки на лабораторії, але і на рентгенівські кабінети. Рентгенівська діагностика дозволяє вчасно виявити та запобігти подальшим серйозним ускладненням розвитку пневмонії, викликаній COVID-19.

На сьогоднішній день у медичній практиці використовуються 3 рентгенівські методи діагностики органів грудної порожнини (ОГП): цифрова рентгенографія (ЦП), комп'ютерна томографія (КТ) та цифровий рентгенівський томосинтез (ЦРТ). ЦРТ за простотою побудови близький до цифрової рентгенографії, а за ефективністю обстеження, за твердженням лікарів, що використовують цей метод, наближається до комп'ютерної томографії [2]. Враховуючи, що дозове навантаження на пацієнта при ЦРТ ОГК до 10 разів менше, ніж при КТ дослідженні є підстави вважати використання першого метода більш бажаним, особливо при масових дослідженнях..

Метою цієї роботи є підтвердження високої ефективності ЦРТ прямими вимірюваннями. В якості критеріїв були вимоги Європейського Союзу до якості КТ зображень.

В цих вимогах загальними критеріями візуалізації окремих тканин на КТ зображеннях грудної клітини є:

- візуалізується повністю вся грудна клітина (Рис.1.а і б);
- візуалізуються вся грудна аорта та порожниста вена (Рис. 1.б);
- візуалізується повністю все серце (Рис.1.а);
- візуалізується повністю вся паренхіма легенів (Рис.1.а і б);
- візуалізуються судини легень після введення контрастної речовини – не було прикладів з використанням контрастної речовин.

Дослідження 34 випадків показало, що при правильному розміщенні пацієнта 4 з 5 критеріїв виконуються повністю. У наявній базі даних не було випадків дослідження судин легень

із введенням контрастної речовини, тож цей критерій не підтверджено.

Окрім загальних критеріїв візуалізації ще є критерії чіткого відтворення певних частин анатомічних структур. Ці критерії, а також методи і значення їх вимірювань приведені у Табл. 2.



Рис.1. Приклади зрізів серії ЦРТ: а - 53-го, на якому повністю візуалізується вся грудна клітина, серце і паренхіма легенів і б – 92-го, на якому візуалізується аорта, вся грудна клітина і паренхіма легенів.

Табл. 1.

Критерії відтворення анатомічних структур для КТ.

№	Назва критерію для КТ	Метод вимірювання для ЦРТ	Значення вимірювання	Примітки
1	чітке відтворення грудної аорти	Контраст тканини порівняно з сусідніми	28,7%	
2	чітке відтворення передніх структур середостіння, включаючи тимусний залишок	сігма	53,9	

3	відтворення трахеї та головних бронхів	Контраст границі	28,6%	
4	чітке відтворення паратрахеальної тканини	Контраст тканини порівняно з сусідніми	45,1%	
5	чітке відтворення стовбуру трахеї та лімфатичних вузлів	Контраст границі	32,2%	Лімфатичні вузли не виражені
6	чітке відтворення стравоходу	Контраст тканини порівняно з сусідніми	47,3	Видимий не по всій протяжності
7	чітке відтворення границі середостіння плеври	Контраст границі	41,6%	
8	Візуально чітке відтворення великих і середніх легневих судин	Контраст тканини порівняно з сусідніми	21,3%	
9	чітке відтворення сегментарних бронхів	Контраст тканини порівняно з сусідніми	37,6%	
10	чітке відтворення паренхіми легенів	сігма	32,7%	
11	чітке відтворення границі між плеврою і грудною стінкою	Контраст границі	35,7%	

Для того, щоб людина-оператор розрізнила об'єкт, необхідно, щоб від мав контраст не менше 5%. Отже можна стверджувати, що 9 з 11 критеріїв якості КТ зображень для ОГК виконуються повністю при виконанні досліджень ЦРТ, а 2 з 11 – частково.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. <https://covid19.who.int/>
2. Мирошниченко С.И., Урина Л.К. Томосинтез на базовой рентгенодиагностической системе. – К.: Медицина Украины, 2019. – 42 с.
3. Commission of the European Communities. European guidelines on quality criteria for computed tomography. Luxembourg: Office for Official publications of the European communities, 1999.

ВИЗНАЧЕННЯ МІТОХОНДРІАЛЬНОГО МЕМБРАННОГО ПОТЕНЦІАЛУ У СПЕРМАТОЗОЇДАХ ЛЮДИНИ ПІСЛЯ ЇХ КРІОКОНСЕРВУВАННЯ ТА ДОВГОСТРОКОВОГО ЗБЕРІГАННЯ В РІДКОМУ АЗОТІ

М.П. Петрушко*, Т.О. Юрчук, О.В. Павлович

*Інститут проблем кріобіології і кріомедицини НАН України, м. Харків,
Україна, *petrushkomarina@gmail.com*

Анотація. В роботі вивчено зміну відносної кількості сперматозоїдів, які характеризувалися високим потенціалом на мембрані мітохондрій перед та після кріоконсервуванням. Перед кріоконсервуванням кількість клітин з високим ММП становила $(74,9 \pm 3,8) \%$. Після кріоконсервування даний показник зменшувався більш, ніж у 2 рази до $(34,7 \pm 4,2) \%$.

Ключові слова: мембранний мітохондріальний потенціал, сперматозоїди людини, кріоконсервування.

Annotation. The change in the relative number of spermatozoa, which were characterized by the presence of high potential on the mitochondrial membrane before and after cryopreservation was studied. Before cryopreservation the number of cells with high MMP was $(74.9 \pm 3.8)\%$.

After cryopreservation, this index decreased more than 2 times to $(34.7 \pm 4.2)\%$.

Key words: membrane mitochondrial potential, human sperm, cryopreservation.

Стандартний метод оцінки морфофункціонального стану сперматозоїдів людини заснований на визначенні фізіологічних параметрів, таких як концентрація, рухливість, прямолінійність руху та їх морфологічні особливості [1]. З огляду на те, що підтримка життєздатності сперматозоїдів та їх запліднювальний потенціал залежить від цілісності мембран та внутрішньоклітинних структур, зокрема, мітохондрій, оцінка мітохондріального мембранного потенціалу (ММП) може дозволити краще спрогнозувати компетенцію сперматозоїдів після кріоконсервування.

ММП є показником мітохондріального та клітинного енергетичного стану і може бути використаний для оцінки активності дихального ланцюга та електронно-транспортної системи.

Враховуючи те, що кріоконсервування може призвести до пошкоджень, які спричинять зниження їх морфофункціональних показників, насамперед, їх запліднювальну здатність, важливим є оцінити ММП сперматозоїдів чоловіків з ОАТ перед та після кріоконсервування.

Метою роботи було визначення кількості чоловічих статевих клітин з високим мітохондріальним мембранним потенціалом після кріоконсервування та довгострокового зберігання в рідкому азоті.

В роботі використовували еякуляти чоловіків з їх письмової, інформованої згоди. Сперматозоїди виділяли у градієнті щільності Sperm gradient kit (Cook, США). Кріоконсервування сперматозоїдів здійснювали стандартним методом з використанням 10% розчину гліцерину двоетапним методом [2]. Зразки зберігали у рідкому азоті протягом року.

ММП визначали за допомогою ліпофільного катіонного барвника 5,5', 6,6'-тетрахлор-1,1', 3,3'-

тетраетилбензимідазолкарбоціаніну йодиду (JC-1) відповідно до інструкцій виробника (Sigma, США) [3].

ММП оцінювали методом проточної цитофлуориметрії. Цитограми отримували з використанням проточного цитофлуориметру FACS Calibur (BD Bioscience). Зразки збуджували лазером з довжиною хвилі 488 нм, а випромінюване світло збирали за допомогою емісійних фільтрів при 530 нм (зелена флуоресценція: FL1, мономери барвника) та при 585 нм (червона флуоресценція: FL2, агрегати барвника). Аналіз даних здійснювали за допомогою програми WinMDI 2.9. При аналізі даних, отриманих на цитограмі за параметрами прямого і кутового світлорозсіювання виділяли «регіон подій», що відповідав розмірам досліджених клітин. Далі його аналізували за параметрами флуоресценції в зеленій та червоній областях спектру. При цьому виділяли дві популяції клітин: 1 – клітини, що флуоресцують в зеленій області спектра, 2 – клітини, що флуоресцують в зеленій та червоній областях спектра (подвійна флуоресценція).

Оцінювали зміну відносної кількості клітин, які мали подвійну флуоресценцію. Сперматозоїди, які мали подвійну флуоресценцію знаходились у верхньому правому квадранті.

Після виділення рухливої фракції сперматозоїдів з еякуляту чоловіків кількість клітин з високим ММП була ($74,9 \pm 3,8$ %), що корелює з кількістю рухливих клітин ($(92,2 \pm 8,8)$ %, $r = 0,96$, $p < 0,05$) (Рис. 1).

Встановлено, що після кріоконсервування сперматозоїдів кількість клітин з високим ММП становила ($34,7 \pm 4,2$)%.

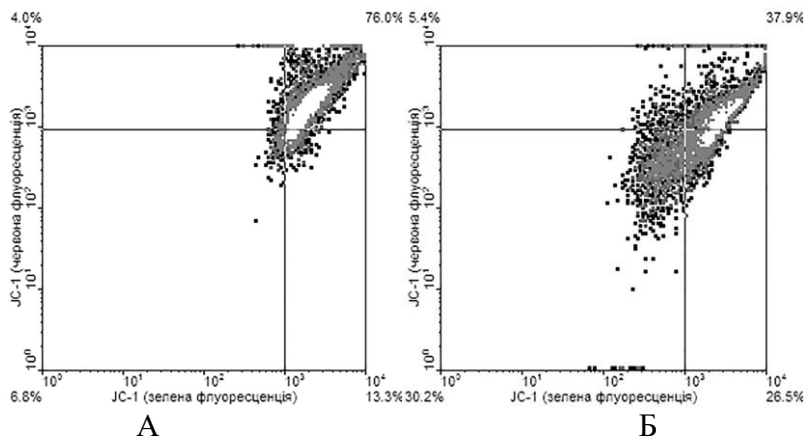


Рис. 1 Цитограми кріоконсервованої активної фракції сперматозоїдів, забарвлених JC-1, А – свіжовиділена рухлива фракція сперматозоїдів; Б – кріоконсервована рухлива фракція сперматозоїдів

Це можна пояснити негативним впливом кріоконсервування на функціональну активність мітохондрій після відтавання. Мітохондрії, виробляючи АТФ, є основним джерелом окислювальної енергії сперматозоїдів. Імовірно, кріоконсервування впливає на структуру мітохондріальних мембран, змінюючи рівень ММП. Порушення мітохондріальної мембрани, викликане кріоконсервуванням, може бути результатом змін фазового переходу та посиленого перекисного окислення ліпідів [4]. Тому подальша модифікація методу кріоконсервування сперматозоїдів повинна бути спрямована на зниження дії негативних чинників, а використання методу вимірювання ММП цитофлуориметричним методом може бути застосовано для визначення ефективності методу кріоконсервування гамет.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Desrosiers P., Legare C., Leclerc P., Sullivan R. Membranous and structural damage that occur during cryopreservation of human sperm may be time-related events// Fertil. Steril. – 2006. – 85. – P.1744–52.

2. Di Santo M., Tarozzi N., Nadalini M., Borini A. Human sperm cryopreservation: update on techniques, effect on DNA Integrity, and implications for ART //Adv. Urology. – 2012. – 2012. – P. 854837.
3. Gravance C.G., Garner D.L., Baumber J., Ball B.A. Assessment of equine sperm mitochondrial function using JC-1// Theriogenology. – 2000. – 53. – P. 1691-1703.
4. Yurchuk T.O., Pavlovich O.V., Gapon G.O., Pugovkin A.Y., Petrushko M.P. Lipid peroxidation and DNA fragmentation in fresh and cryopreserved spermatozoa of men at different spermatogenesis state // Ukr. Biochem. J. – 2021. – 93, N 2. – P. 24-29.

КОРЕКЦІЇ ГЕОМЕТРИЧНИХ ПОХИБОК УКЛАДКИ ПАЦІЄНТА В ПРОМЕНЕВІЙ ТЕРАПІЇ

Ващишин В.П.

Клініка Оберіг, Київ, Україна, v.vashchyslyn@oberig.ua

Анотація. В сучасній променевій терапії геометричні похибки вносять значно більше в результуючу неточність, ніж дозиметричні. Тому визначення їхніх значень та потенційні методи боротьби з ними відіграють важливу роль в покращення якості надання послуг променевої терапії. Метою дослідження було визначення розмірів PTV (PTV – запланований об'єм опромінення) при відсутності можливості щоденного контролю положення пацієнта за рентгенівськими знімками, а також обчислення окремих внесків в неточності випадкової та систематичної похибок.

Annotation. In modern radiation therapy geometrical errors result in higher total inaccuracies than dosimetric errors. Consequently, defining error values and potential methods of reducing those errors play a key role in increasing quality of radiation therapy. The main goal of study was calculation of PTV margins in absence of everyday position correction using kV imaging as well as assessment of contribution of random and systematic errors to the total geometrical error.

Ключові слова: променева терапія, запланований об'єм опромінення, випадкова похибка, систематична похибка, анізотропні відступи.

Key words: radiation therapy, planning tumor volume, random error, systematic error, anisotropic margins.

Променева терапія на даний момент є одним з найчастіше вживаним методом для боротьби з онкологічними захворюваннями. Для 70% всіх пацієнтів з онкологічним діагнозом показаний такий вид лікування, причому з розвитком технологій цей відсоток збільшується з кожним роком. Логістика інформації про пацієнта при підготовці до променевого лікування долає доволі багато етапів до першого сеансу лікування пацієнта. Кожний етап вносить свою похибку в кінцеву точність проведеного лікування. Але найбільшу похибку, в сучасних реаліях, вносить позиціонування пацієнта при лікуванні, яке при неправильному підході, може повністю знівелювати зусилля по зменшенню неточностей на всіх попередніх етапах. Причин неточностей при укладці пацієнта існує багато, але їх можна розбити на дві групи – джерела випадкової та систематичної похибок.

Головною метою дослідження було визначення систематичної та випадкової похибок позиціонування пацієнта, а також впливу ротаційних відхилень на точність променевого лікування. Використання таких значень дає змогу визначити анізотропні відступи на PTV (PTV – запланований об'єм опромінення) для різних рівнів достовірності.

Для обрахунків були використані дані знімків для верифікації положення пацієнта перед сеансом опромінення, що робляться перед кожним сеансом лікування пацієнтів в Клініці Оберіг. Загальна кількість пацієнтів, що була включена в дослідження 222.

При проведенні статистичного аналізу пацієнти були розділені на 5 груп за розміщенням зони опромінення: голова (67), голова-шия (27), грудна клітина (58), черевна порожнина (12) та мала миска (58).

В результаті були отримані значення випадкової та систематичних похибок для вказаних груп пацієнтів, а також представлені необхідні відступи на PTV для різних рівнів

достовірності [10]. Значення випадкових та систематичних похибок показані на Рис.1.

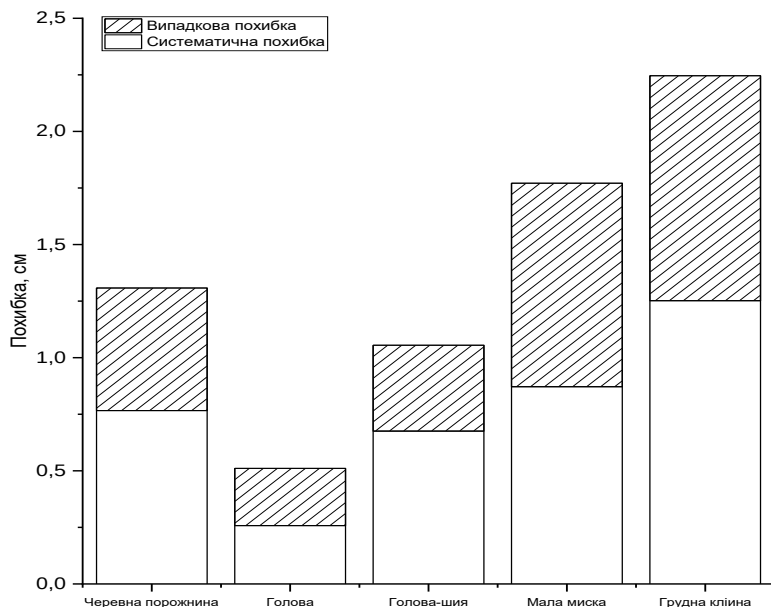


Рис. 1 Внески систематичної та випадкової похибки.

Було використано 6 статистичних варіантів розрахунку відступу на PTV та 2 методи визначення відступів для здорових паралельних органів [1].

Одним з найбільш значущим критерієм для відступів є мінімум 95% дози на CTV (CTV – клінічний об'єм опромінення) та 100% дози на 95% об'єму CTV:

$$PTV = \Sigma + \sqrt{\Sigma^2 + \sigma^2} \quad [2].$$

Обраховані результати для відступів представлені в таблиці 1.

Таблиця 1.

95% min dose to CTV; 100% dose to 95% CTV	margin_vert	margin_lng	margin_lat
abdomen	1.00047	1.235	0.896057
head	0.26401	0.28	0.484369
head-and-neck	0.9945	0.394	0.977764
pelvis	1.09809	1.212	1.355178
thorax	1.3435	1.682	1.845183

Важливим аспектом, особливо при використанні великих разових доз, є ротаційна точність положення пацієнта [12]. Було визначено, що при великих лінійних розмітах PTV деякі зони можуть зміщуватись на відстань більше 1 см лише через неточність в ротації.

Додаткові відступи завжди збільшують об'єм опромінення. Тому при можливості варто робити мінімальні відступи при досягненні статистично достовірної точності лікування.

Ряд патологій, таких як пухлини голови-ший та рак передміхурової залози, мають невеликий розкид в значеннях об'єму PTV (PTV – клінічний об'єм опромінення) серед пацієнтів (Рис1.), тому в рамках дослідження було визначено залежність об'єму PTV від додаткових відступів на геометричні неточності (Рис.2).

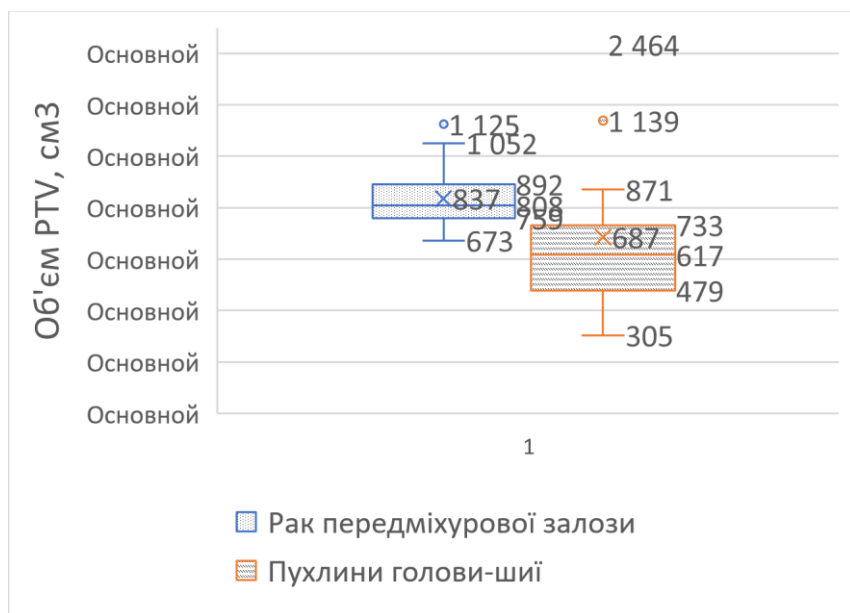


Рис.1. Об'єми PTV для пацієнтів з раком передміхурової залози та пухлинами голови-шиї.

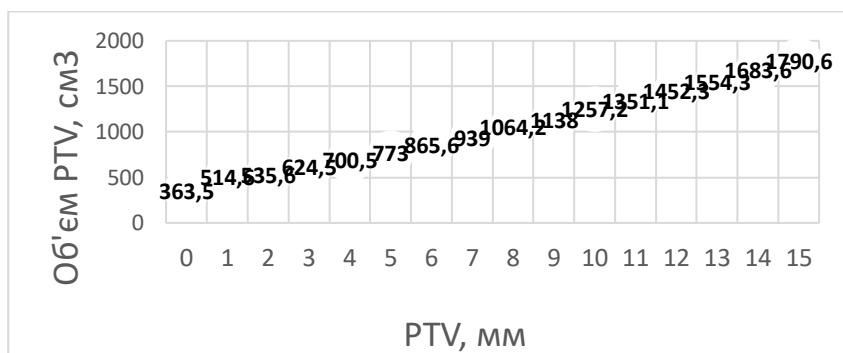


Рис.2. Залежність PTV від розмірів ізотропних відступів.

При роботі з даними було помічено, що використання off-line протоколів таких як NAL, eNAL та eNAL++ не є ефективним у всіх зонах опромінення.

Зважаючи на результати обрахунків для зменшення загального об'єму опромінення варто використовувати анізотропні відступи, тому що геометричні неточності мають суттєво різні значення в різних напрямках [9].

Вирішенням проблеми ротаційних похибок може бути використання 6D лікувального столу. Якщо відсутній 6D стіл, то використання додаткових відступів буде необхідним, особливо якщо зони високого ризику знаходяться на відстані більше 10 см від ізоцентру пучка [4, 5]. Також одним з методів зменшення амплітуди ротаційної похибки є використання вакуумних матраців та інших стереотаксичних засобів фіксації.

Загалом, найкращим варіантом зменшення геометричних неточностей буде щоденне проведення верифікаційних знімків [3, 6, 11] та, по можливості, зменшення загальної тривалості сеансу лікування для зменшення інтрафракційних переміщень. Питання зміщень пацієнта під час лікування потребує додаткових досліджень.

Результати аналогічних досліджень [7, 8] дещо можуть варіюватись між собою в різних лікувальних центрах через низку факторів: відмінності в геометрії лінійних прискорювачів, набору фіксуючих засобів, досвідченості персоналу, філософією менеджменту часу на одного пацієнта та ін. Але загальна тенденція відсоткового впливу різних похибок та методів боротьби з ними буде залишатися незмінними.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ:

1. Van Herk M (2004) Errors and margins in radiotherapy. Seminars in radiation oncology 14(1): 52-64.
2. Van Herk M, Remeijer P, Rasch C, Lebesque JV (2000) The probability of correct target dosage: dose-population histograms for deriving treatment margins in radiotherapy. Int J Radiat Oncol Biol Phys 47(4): 1121-1135.
3. Den RB, Doemer A, Kubicek G, Bednarz G, Galvin JM, et al. (2010) Daily image guidance with cone-beam computed tomography for head-

- and-neck cancer intensity-modulated radiotherapy: a prospective study. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 76(5): 1353-1359.
4. Padhani AR, Khoo VS, Suckling J, Husband JE, Leach MO, et al. (1999) Evaluating the effect of rectal distension and rectal movement on prostate gland position using cine MRI. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 44(3): 525-533.
 5. Dawson LA, Litzenberg DW, Brock KK, Sanda M, Sullivan M, et al. (2000) A comparison of ventilatory prostate movement in four treatment positions. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 48(2): 319-323.
 6. Gildersleve J, Dearnaley DP, Evans PM, Swindell W (1995) Reproducibility of patient positioning during routine radiotherapy, as assessed by an integrated megavoltage imaging system. *Radiotherapy and oncology: journal of the European Society for Therapeutic Radiology and Oncology* 35(2): 151-160.
 7. Kanakavelu N, Jebaseelan SJ (2016) Determination of patient set-up error and optimal treatment margin for intensity modulated radiotherapy using image guidance system. *J BUON* 21(2): 505-511.
 8. Gilbeau L, Octave-Prignot M, Loncol T, Renard L, Scalliet P, et al. (2001) Comparison of setup accuracy of three different thermoplastic masks for the treatment of brain and head and neck tumors. *Radiother Oncol* 58(2): 155-162.
 9. Stroom JC, de Boer HC, Huizenga H, Visser AG (1999) Inclusion of geometrical uncertainties in radiotherapy treatment planning by means of coverage probability. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 43(4): 905- 919.
 10. International Commission on Radiation Units and Measurements. ICRU report 62: Prescribing, recording, and reporting photon beam therapy (supplement to ICRU report 50). Bethesda: International Commission on Radiation Units and Measurements; 1999.
 11. Purdie TG, Bissonnette JP, Franks K, et al. Cone-beam computed tomography for on-line image guidance of lung stereotactic radiotherapy: localization, verification, and intrafraction tumor position. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2007; 68: 243-252.
 12. Radiologists TRCo: On target: ensuring geometric accuracy in radiotherapy. London: The Royal College of Radiologists, Society and College of Radiographers, Institute of Physics and Engineering in Medicine; 2008.

ОБҐРУНТУВАННЯ ПАРАМЕТРІВ САМОЗАХИЩЕНОГО КОНУСНО-ПРОМЕНЕВОГО КОМП'ЮТЕРНОГО ТОМОГРАФА

**С.І. Мірошніченко^{1*}, Б. Голдберг², С. Гузеєв²,
О.С. Мірошніченко³, А.Н. Невґасимий¹, Ю.В. Хобта¹**

¹ HBO «Телеоптика», с.Підгірці, Україна

² Orimtech Ltd, 1611 Barclay Blvd., Buffalo Grove, IL 60089, USA

³ Національний авіаційний університет, Київ, Україна

[*s.miroshnichenko@teleoptic-pra.com.ua](mailto:s.miroshnichenko@teleoptic-pra.com.ua)

Анотація. Представлена реалізація само захищеного конусно-променевого комп'ютерного томографа для ветеринарії. Представлені основні експлуатаційні характеристики запропонованого виробу.

Ключові слова: конусно-променевий комп'ютерний томограф, захист від рентгенівського випромінювання, ветеринарія.

Annotation. The implementation of a self-protected cone-beam computed tomography for veterinary medicine is presented. The main performance characteristics of the proposed product are presented.

Key words: cone-beam computed tomography, X-ray protection, veterinary medicine.

Висока ефективність томографічних обстежень тварин у ветеринарії на сьогоднішній день добре відома. В ортопедії та травматології тварин, дентальних дослідженнях, а також багатьох інших використаннях рентгенівська томографія є практично безальтернативним методом діагностики в ветеринарії. Існують, однак, значні перепони для широкого використання томографів у повсякденній клінічній практиці:

- велика вартість медичних томографів, що обумовлює багаторічний період повертання інвестицій в обладнання для томографії;

- обмежений ресурс томографічних рентгенівських трубок, що визначає значний ризик придбання томографів, що були в експлуатації і, відповідно, значну собівартість томографічних обстежень;

- великі габарити і масу медичних рентгенівських томографів, що вимагає їх установку на міцні фундаменти, і визначає підвищену вартість будівельних і монтажних робіт;
- значне електроспоживання і радіаційні навантаження на персонал в сусідніх приміщеннях, що визначає недопустимість установки томографічного обладнання поруч з людськими помешканнями і необхідність використання вартісного рентгенівського захисту;
- низьку роздільну здатність медичних томографів, що обумовлено антропометричними параметрами досліджувального дорослого населення і прагнення знизити поглинену дозу на пацієнтів.

Перелічені обмеження діють поряд з великим діапазоном габаритів і маси обстежуваних в клініках тварин. Так, до 90 – 95% пацієнтів клінік зазвичай є гризуни, кішки, дрібні собаки (до 30 кг) або дентальними обстеженнями великих собак. При цьому використання медичних томографів з типовим розміром векселя 400-500 мкм (розрізняльна здатність близько 1,0 пл/мм), розміром зони томографії 50-70 см і мультиспіральним принципом формування томографічних зображень не відповідають антропометрії пацієнтів, що обстежуються і вимогам до детальності [1] діагностичних зображень.

Ці невідповідності роблять актуальною розробку легких, простих в експлуатації і відносно недорогих само захищених конусно-променевих томографів (СВСТ) з високою детальністю діагностичних зображень. Обґрунтування вимог до описаних ветеринарних томографів і їх ілюстрація на прикладі конкретної розробки є метою цієї роботи.

Матеріали і методи. Загальна концепція само захищеного ветеринарного СВСТ будується на використанні зовнішнього кожуху (Рис.1.а), що закриває з усіх боків механізм сканування – гентрі і тварину, що досліджується. При цьому тварина вводиться у медикаментозний сон і вкладається на деці столу, що має вигляд полу циліндра з відкритими основами (Рис 1.б).

Вимоги самозахищеності томографа для різних країн дещо відрізняються, однак в більшості випадків вони зводяться до не перевищенню густини потоку $G < 10$ мкЗв/час на відстані 10 см від зовнішнього кожуху томографа підчас випромінювання.

Для перевірки виконання цієї вимоги було створено моделюючий стенд із встановленими на ньому рентгенівським генератором, цифровим динамічним приймачем та елементами захисту. Консоль оператора було розташовано у пультовій.

В кожусі томографа було виділено дві області захисту (див. рис.1, в і г):

- захист від прямого променю із товщиною до $Pb = 1$ мм – на торцевих стінках;
- захист від розсіяного випромінювання з товщиною до $Pb = 0,5$ мм – на бокових стінках.

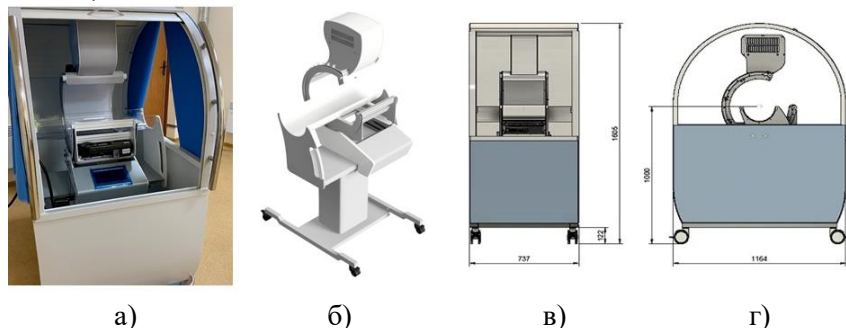


Рис. 1. Фотографія томографа (а), конструкція гентрі і томографічного столу (б), зона захисту від прямих променів (в) і від розсіяного випромінювання (г)

Передбачалось, що захист від прямого променя буде реалізований листовим свинцем, а захист від розсіяного випромінювання буде виконано комбінацією листового свинцю і шторок з м'яких пластиків, що містять свинець.

Слід зазначити, сформульована вище вимога само захищеності накладає вельми жорсткі обмеження на вибір параметрів рентгенівського випромінювача. На моделюючому стенді вимога само захищеності задовольнялось при напругах

на рентгенівській трубці до 80 кВ, струму трубки до 08,мА і потужності рентгенівського генератора до 50 Вт.

При ветеринарному обстеженні дрібні тварини цілком вміщуються на увігнутій деці. М'які шторки огортаються і фіксуються між собою і на кожусі томографа.

При обстеженні середніх за розміром тварин, наприклад собак до 30 кг, вони частково вкладаються на увігнутій деці, а частково розташовуються на приставному столі. В цьому випадку м'які шторки огортаються і фіксуються липучками навколо тіла тварини. Блокуючи розсіяне випромінювання.

Підчас діагностики консоль оператора зручно розмістити на відстані 2...3 м від томографа. При цьому потужність дози на робочому місці оператора не перевищує 1...3 мкЗв/год. Передбачене середнє число – 3 сканування на добу, кожне – не більше 60 с, дає розрахункову сумарну дозу навантаження не більше: $D_{\text{сум т}} = 3 \times 3 / 60 = 0,15$ мкЗв/добу. Це в 19 разів менше добової дози, що людина отримує від природньої фоновної радіації: $D_{\text{сум ф}} = 0,12 \times 24 = 2,88$ мкЗв/добу.

Наведені розрахунки свідчать про високу ефективність самозахищеності томографа.

Висновки. В цій роботі була показана можливість технічної реалізації самозахищених СВСТ широкого використання в ветеринарних клініках для обстеження дрібних тварин.

Вимога самозахищеності накладає вельми жорсткі обмеження на вибір параметрів рентгенівського випромінювача: напруга на рентгенівській трубці – до 80кВ, струм трубки – до 0,8 мА і потужність рентгенівського генератора – до 50 Вт.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Cheol-Woo Park¹, Jin-ho Kim¹, Yu-Kyeong Seo¹, Sae-Rom Lee¹, Ju-Hee Kang¹, Song-Hee Oh¹, Gyu-Tae Kim¹, Yong-Suk Choi¹, Eui-Hwan Hwang. Volumetric accuracy of cone-beam computed tomography // Imaging Science in Dentistry 2017; 47: 165-74. <https://doi.org/10.5624/isd.2017.47.3.165>

ВПЛИВ ПАНДЕМІЇ COVID -19 НА ПСИХІЧНЕ ЗДОРОВ'Я МЕДИЧНИХ ПРАЦІВНИКІВ

І.Я. Пінчук^{1*}, С.А. Чумак¹

¹Інститут психіатрії Київського національного університету

імені Тараса Шевченка, Київ, Україна

**irina.pinchuk0311@gmail.com*

Анотація. Метою дослідження було виявлення факторів, пов'язаних зі стресом, які впливають на психічне здоров'я медичних працівників під час пандемії COVID-19 та порівняння стану психічного здоров'я лікарів, що надавали допомогу хворим на COVID-19 з групою лікарів, які безпосередньої участі в лікуванні хворих на коронавірусну хворобу не приймали.

Ключові слова: психічне здоров'я, медичні працівники, професійний стрес, COVID-19, психічні порушення.

Annotation. The purpose of the study was to identify stress-related factors that affect the mental health of healthcare workers during the COVID-19 pandemic and to compare the mental health status of healthcare workers who provided assistance to patients with COVID-19 with a group of medical specialists who did not directly treat patients with COVID-19.

Key words: mental health, healthcare workers, occupational stress, COVID-19, mental disorders.

В Україні коронавірусна інфекція вперше була діагностована 3 березня 2020 року в Чернівцях. 13 березня було зафіксовано перший летальний випадок внаслідок COVID-19. На 16 вересня 2021 року в Україні налічувалося 2325796 занедужавших, з них померлих – 54550 [1].

Пандемія COVID-19 впливає на всі аспекти життя українського суспільства. Люди переживають колективну психічну травму, пов'язану з пандемією, яка має безпосередні та відтерміновані наслідки для психічного здоров'я [2].

Психоемоційний стан медичних працівників страждає як в умовах самої пандемії COVID-19, так і тривало після неї та потребує особливої уваги задля забезпечення психічного здоров'я самих медичних працівників [3]. Медичні працівники під час пандемії ризикують отримати не лише фізичні наслідки

COVID-19, але й мати симптоми тривоги, депресії, гострого стресового та посттравматичного розладу, професійного вигорання. Факторами стресу є суворі заходи біобезпеки, підвищені вимоги до умов праці, зокрема, понаднормова робота, збільшена кількість пацієнтів, знижена спроможність користуватися соціальною підтримкою, брак інформації про COVID-19, страх інфікувати своїх друзів чи родичів [4-7].

За результатами онлайн опитування 1087 медичних працівників було проведено аналіз трьох груп факторів, пов'язаних з професійним стресом в період коронавірусної пандемії. Наступним кроком стало порівняння групи лікарів, що надають допомогу хворим на COVID-19 з групою лікарів, які безпосередньої участі в лікуванні хворих не приймають. З використанням комплексу психо-діагностичних шкал для оцінки симптомів депресії, генералізованого тривожного розладу, безсоння та впливу травматичної події на психоемоційний стан було обстежено 500 медичних працівників.

Визначено фактори, що негативно впливають на стан психічного здоров'я медичних працівників в умовах пандемії COVID-19, зокрема, доведено, що на виникнення тривоги/страху статистично значимо впливає вік спеціаліста ($p < 0,05$). Респонденти у віці від 41 до 60 років частіше відчували незначну тривогу, тоді як спеціалісти старше 60 років значно частіше повідомляли про виражену тривогу/страх, пов'язану з COVID-19.

Медичні працівники, які надавали безпосередню допомогу хворим на COVID-19, мали певні відмінності за соціально-демографічними характеристиками в порівнянні зі спеціалістами, які такої допомоги не надавали, зокрема за посадою, лікарською спеціалізацією, за відділенням та закладом охорони здоров'я, в якому вони працювали, а також за сімейним статусом.

Виявлено зв'язок між 36 факторами, асоційованими зі стресом, та виникненням тривоги/страху у медичних працівників в умовах пандемії COVID-19. Найбільш

значущими факторами були: загроза поширення пандемії COVID-19; ризик померти від COVID-19; ризик зараження COVID-19; ймовірність передачі COVID-19 родичам або друзям; новини про нові випадки захворювання на COVID-19; нестача персоналу в закладах охорони здоров'я.

Аналіз прогностичної значущості виявлених факторів щодо тривоги / страху у зв'язку з COVID-19 показав, що на першому місці є фактор високого стресу через ризик заразитися COVID-19. Далі у порядку зменшення: новини про нові випадки захворювання на COVID-19, нестача медичного персоналу, ризик передати COVID-19 своїм рідним або друзям, ризик померти від COVID-19, загроза поширення пандемії COVID-19.

Встановлено особливості стану психічного здоров'я медичних працівників, які безпосередньо надавали допомогу хворим на COVID-19 (група А), у порівнянні зі спеціалістами, які такої допомоги не надавали (група В), та визначено структуру психічних порушень у респондентів групи А. Так, більше половини медичних працівників групи А, за результатами опитувальника PHQ-9, мали симптоми депресії різного ступеня вираженості. Серед них - важкого – 61,0%, помірного – 16,3%, легкого – 21,1%. За даними шкали GAD-7 ознаки тривоги мали 70,1% медичних працівників, в тому числі, вираженої – 9,3% респондентів, помірної – 25,2%, легкої – 36,5%. Майже дві третини опитаних групи А вказали на наявність порушень сну (шкала ISI). Інсомнія спостерігалась у 4,8%, помірні порушення сну – у 18,1%, легкі – у 38,3% працівників. За шкалою IES-R виражений ступінь суб'єктивного дистресу, спричиненого травматичними подіями, за субшкалами «уникання», «інтрузії» та «гіперзбудження» відмічався у 53 (12,0%), 51 (11,6%) та 20 (4,5%) медичних працівників групи А відповідно.

За результатами опитування медичних працівників щодо їх потреби в психологічній допомозі, 58,5% респондентів групи А дали позитивну відповідь (групи В – 22,5%), не вбачають такої необхідності 41,5% та 77,5% опитаних

відповідно. В той же час переважна більшість медичних працівників досліджуваних груп (А – 92,1%, В – 90,0%) повідомили, що заходи, спрямовані на підтримку психічного здоров'я, в їхніх закладах не проводили.

Результати дослідження довели, що в обох групах респондентів в значній кількості випадків спостерігаються симптоми психічних порушень, що свідчить про негативний вплив пандемії COVID-19 на стан психічного здоров'я всіх медичних спеціалістів. Разом з тим, в групі А відмічаються більш виражені симптоми депресії, тривоги, порушень сну та суб'єктивного дистресу у порівнянні з групою В. Таким чином, медичні працівники, які безпосередньо надають допомогу хворим на COVID-19, мають значно вищий ризик виникнення та розвитку важких порушень психічного здоров'я, потребують розробки та впровадження спеціальних програм психологічної та психіатричної допомоги та реабілітаційних заходів, спрямованих на стабілізацію їх психоемоційного стану.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Міністерство фінансів України. Коронавірус в Україні. Офіційний веб-сайт. URL: <https://index.minfin.com.ua/ua/reference/coronavirus/ukraine/>
2. Інформаційна панель BOOЗ щодо коронавірусу (COVID-19). Офіційний веб-сайт. URL: <https://covid19.who.int>
3. Walton M. Mental health care for medical staff and affiliated healthcare workers during the COVID-19 pandemic / M. Walton, E. Murray, M. D. Christian // Eur Heart J Acute Cardiovasc Care. – 2020. – Vol. 9(3). – P. 241-247.
4. Li Z. Vicarious traumatization in the general public, members, and non-members of medical teams aiding in COVID-19 control / Z. Li, M. Ge, M. Yang, et al. // Brain Behav Immun. – 2020. – Vol. 88. – P. 916–919.
5. Wang C. A longitudinal study on the mental health of general population during the COVID-19 epidemic in China / C. Wang, R. Pan, X. Wan, et al. // Brain Behav. Immun. – 2020. – Vol. 87. – P. 40–48.
6. Zhang J. The differential psychological distress of populations affected by the COVID-19 pandemic / J. Zhang, H. Lu, H. Zeng, et al. // Brain Behav. Immun. – 2020. – Vol. 87. – P. 49–50.

МЕТОДИКА ОПТИМАЛЬНОГО РОЗТАШУВАННЯ ФІКСУЮЧИХ ТА БЛОКУЮЧИХ ГВИНТІВ НА КОРПУСАХ НАКІСТКОВИХ КОНСТРУКЦІЙ ДЛЯ ОСТЕОСИНТЕЗУ ТА ЇЇ ОБГРУНТУВАННЯ

О.Г. Шайко-Шайковський^{1*}, О.Г. Дудко,² В.Є. Кривоносов³

¹*Чернівецький національний університет імені Юрія Федьковича,
м. Чернівці, Україна*

²*Буковинський державний медичний університет, м. Чернівці, Україна*

³*Азовський морський інститут НУ «Одеської морської академії»,
м. Маріуполь, Україна*

**O.Shaiko-Shaikovskij@chnu.edu.ua*

Анотація. Розглянуто методику оптимального розташування фіксуєючих та блокуюєчих елементів на корпусі накісткового фіксатора для остеосинтезу діафізарних переломів довгих трубчастих кісток опорно-рухового апарату людини. Методика дає можливість використовувати отвори на корпусі накісткового фіксатора, які найбільш доцільно застосовувати при поперечних, косих, гвинтових, осколкових переломах та пошкодженнях діафіза, а також – проксимальних та дистальних переломах. При цьому передбачається, що запропонована методика однаково ефективна при використанні 6-ти, 8-ми, 10-ти та 12-ти гвинтових накісткових конструкцій, що необхідно при різній довжині кісток у постраждалих різного віку, різних видах переломів та пошкоджень. Запропонована методика ставить за мету свердлиити як найменшу кількість отворів в кортикальному шарі кістки, що створює додаткові концентратори механічних напружень, які сприяють послабленню пошкодженої кістки. Тому – обмеження числа отворів для фіксуєючих та блокуюєчих гвинтів – важливий та необхідний етап проведення операції остеосинтезу. Запропонована методика також може використовуватись при проведенні остеосинтезу накістковими пластинами з кутовою стабільністю, а також – при використанні пластин з багато площинною фіксацією.

Ключові слова: остеосинтез, накісткові фіксатори, розташування фіксуєючих елементів.

Annotation. The method of optimal location of fixing and blocking elements on the body of a tackle latch for osteosynthesis of diaphyseal fractures of long tubular bones of the human musculoskeletal system is considered. The methodology allows you to use openings on the body of

a groove fixer that is most appropriate to use in transverse, oblique, screws, fragments and diaphysis damage, as well as proximal and distal fractures. It is assumed that the proposed methodology is equally effective when using 6, 8th, 10 and 12 screw tip structures, which is necessary at a different length of bones in affected by various ages, various types of fractures and damage. The proposed method is aims to drill as the smallest number of holes in the cortical bone layer, which creates additional concentrators of mechanical stresses that contribute to the weakening of the damaged bone. Therefore, the limitation of the number of holes for fixing and blocking screws is an important and necessary step of conducting an operation of osteosynthesis. The proposed method can also be used when conducting an osteosynthesis with angular stability plates, as well as when using plates with many flat fixations.

Key words: osteosynthesis, tackle latches, location of fixing elements.

Накістковий остеосинтез залишається в наш час одним із самих доступних й тому найпоширеніших видів остеосинтезу. На відміну від інтрамедулярного або черезкісткового остеосинтезу цей спосіб фіксації відламків та пошкоджень кісток опорно-рухового апарату найбільш простий, дешевий, може здійснюватися лікарями-травматологами не найвищої кваліфікації в умовах стаціонарів районних лікарень.

Завдяки досить великій кількості форм і різновидів накісткових пластин (одно площинні, багато площинні, з кутовою стабільністю, субфасціальні) на сьогодні стало можливим здійснювати остеосинтез переломів та пошкоджень переважної більшості кісток опорно-рухового апарату людини, здійснювати лікування діафізарних, проксимальних, дистальних, суглобових переломів (поперечних, косих, гвинтових, осколкових, розтروщених). Форма, розміри та конфігурація пластин, що використовуються в цих випадках залежить від виду та типу перелому, місця його локалізації [1].

Відповідно до цього на корпусі накісткової пластини необхідна наявність різної кількості отворів для фіксуючих і блокуючих гвинтів. Їх розташування для кожного виду пластин є стандартним, проте для встановлення й проведення

фіксує гвинтів бажано використовувати тільки ті отвори, які розташовані на певній відстані від лінії перелому, яка може бути в кожному випадку різною. Свердління отворів в кортикальному шарі кістки для подальшого встановлення гвинтів – досить багатоопераційна дія, кожний отвір при цьому є додатковим концентратором напружень в кортикальному шарі кістки, цілісність якої і так є порушеною внаслідок перелому.

Отже, при здійсненні накісткового остеосинтезу виникає прагнення використовувати можливо як найменшу кількість фіксує гвинтів, (зрозуміло, не знижуючи при цьому надійність та стабільність фіксації відламків пошкодженої кістки). В залежності від досвіду лікаря-травматолога це здійснюється на інтуїтивному рівні. Тому і виникає задача створення надійного та стабільного остеосинтезу, який буде забезпечуватись обмеженою кількістю фіксує та блокуює гвинтів (для кожного виду та типу перелому ця кількість буде різною). Ця може бути забезпечено вибором оптимального місця проведення гвинтів [1, 2].

Для обґрунтування та розв'язання цієї задачі за допомогою методів комбінаторики розглядалися послідовно всі можливі варіанти розташування гвинтів на корпусі накісткової пластини при її фіксації для всіх простих видів навантажень на біотехнічну систему «відламки кістки - накістковий фіксатор. Для кожного виду й розміру накісткової пластини кількість отворів та фіксує гвинтів буде різною. Задача розглядалась для кожного виду пластини за допомогою програми Solid Works Simulation Xpress, яка використовувала метод скінчених елементів. Було проаналізовано напружено-деформований стан матеріалу біотехнічної системи для кожного випадку простих та найбільш розповсюджених складних видів навантажень при використанні 6-ти, 8-ми, 10-ти та 12-ти гвинтових пластин. При цьому розглядалися за допомогою методів комбінаторики різні варіанти використання певної кількості гвинтів та їх розташування на корпусі накісткового фіксатора, різні випадки сполучення з 3-

х, 4-х, 5-ти та 6-ти гвинтів по обидва боки лінії зламу [1]. Критерієм оптимального відбору було обрано випадок, коли напруження та деформації в кістковій речовині для розглянутого варіанта розташування та кількості гвинтів були мінімальними. Таким чином, аналіз варіантів для кожного виду пластин, для кожної окремої кількості гвинтів та для кожного виду навантаження дозволив встановити, що існують спільні варіанти рішення для такої задачі, при яких спостерігаються однакові номери отворів та гвинтів, які є спільними для всіх видів простих навантажень у кожній пластини.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Сорочан О.М. Науково-методичні підходи до накісткового остеосинтезу кісток : / О.М. Сорочан, О.Г. Шайко-Шайковський, Н.А. Бухлал, О.А. Бочарова. – Одеса, 2020. – 193 с.
2. Шайко-Шайковский А., Сорочан Е., Белов М. и др. Методика компьютерной оптимизации размещения фиксирующих элементов на корпусе 8-винтовой наkostной пластины при поперечных диафизарных переломах длинных костей опорно-двигательного аппарата // Надёжность и качество 2017 : Материалы Междунар. симпозиума. – Пенза, 2017 – с. 34-348.

БАКТЕРИЦИДНА АКТИВНІСТЬ *IN VITRO* СИСТЕМ ФОТОСЕНСИБІЛІЗАТОР/ПОЛІМЕР/НАНОЧАСТИНКИ СРІБЛА В УМОВАХ ФОТОДИНАМІЧНОЇ ТЕРАПІЇ

П.А. Вірич^{1,2*}, Ю.І. Кузів¹, Н.В. Куцевол¹, О.А. Єщенко³

¹ Київський національний університет імені Тараса Шевченка, хімічний факультет, м. Київ, Україна

² ДУ «Інститут отоларингології ім. проф. О.С. Коломійченка НАМН України», м. Київ, Україна

³ Київський національний університет імені Тараса Шевченка, фізичний факультет, м. Київ, Україна

*sphaenodon@ukr.net

Анотація. Представлено результати бактеріцидної активності нанокомпозитів полімер/наночастинки срібла та фотосенсибілізатор/полімер/наночастинки срібла в умовах

фотодинамічної терапії. 30 хв інкубації у суспензії *S. aureus* системи полімер/наночастинки срібла (0,014 мг/мл) відбувається інактивації 70% КУО. Опромінення світлом 420 нм трикомпонентної системи після 5 хв перебування у суспензії бактерій забезпечує інактивацію 40-50% КУО.

Ключові слова: фотоінактивація бактерій, фотосенсибілізатори, наночастинки срібла.

Annotation. The results of bactericidal activity of polymer/silver nanoparticles and photosensitizer/polymer/silver nanoparticles in the photodynamic therapy are presented. A decrease in the number of CFU of *S. aureus* by 70% in suspension after incubation of nanocomposite polymer/silver nanoparticles for 30 min was detected. Irradiation by light of 420 nm three-component system after 5 min incubation in a suspension of bacteria provides inactivation of 40-50% CFU.

Key words: bacteria photoinactivation, photosensitizers, silver nanoparticles.

Срібло використовувалося як антисептичний засіб ще до ери антибіотиків. Його антибактеріальна дія поширюється на грам-позитивні та грам-негативні мікроорганізми, зберігаючи при цьому низьку цитотоксичність відносно тканин людини. Наночастинки срібла мають множинний механізм дії, що зменшує ймовірність розвитку резистентності та підвищує їх ефективність. Вважається, що AgNPs у водних розчинах можуть поступово виділяти Ag^+ . Висока афінність до SH-груп протеїнів забезпечує адгезію Ag^+ на клітинній стінці та плазматичній мембрані бактеріальних клітин. Внутрішньоклітинний механізм базується на інактивації ензимів дихального ланцюга, що ініціює потік вільних радикалів і порушує синтез АТФ. Вільні радикали разом з іонами аргентуму можуть руйнувати ДНК, порушувати процеси реплікації, транскрипції та трансляції, а також сприяють денатурації рибосом. Акумуляція AgNPs на поверхні клітин порушує цілісність клітинної стінки та мембран, що призводить до лізису клітин [1]. У поєднанні з фотодинамічною терапією, системи з AgNPs можуть значно швидше інактивувати мікроорганізми за рахунок синергічної дії фотосенсибілізатора та іонів аргентуму.

Використано подвійні (полімер/наночастинки срібла) та потрійні системи (полімер/фотосенсибілізатор/наночастинки срібла) на базі незаряджених кополімерів Декстран-поліакриламід з декстрановим ядром ($M_w=70\ 000$ г/моль). Концентрації діючих речовин (мг/мл): фотосенсибілізатор цинктетрафенілпорфірин (ZnTPP) – 0,001, полімер/наночастинки срібла (D-g-PAA/AgNPs) – 0,014, 0,0014, 0,00014.

Дикі штами *Staphylococcus aureus* отримували на середовищі жовтково-сольового агару (ЖСА) наступного складу: м'ясо-пептонний агар (МПА) – 70%, хлорид натрію – 10%, жовткова емульсія в 0,9% NaCl – 20%, pH=7,3.

Чутливість мікроорганізмів до дії нанокомпозитів досліджували у суспензії бактерій, яку готували у середовищі Мюллера-Хінтона (г/л): гідролізат казеїну – 17,5, гідролізат серця – 2, крохмаль водорозчинний (ЧДА) – 1,5, pH=7,3. Суспензію, що перебувала на водяній бані протягом 20 хв при 37 °С для адаптації мікроорганізмів до зміни умов, розливали по 1 мл у стандартні скляні пробірки об'ємом 10 мл. Кожен дослідний зразок мав контрольний аналог для оцінки швидкості розмноження бактерій та розрахунку відносно цього показника ефективності дії зразків. Варіанти перебували на водяній бані при 37 °С протягом всього експерименту. Суспензію опромінювали світлом з довжиною хвилі 420 нм, доза опромінення знаходилася в діапазоні 3-18 Дж/мл з кроком 3 Дж/мл. Потужність світла 0,1 Дж/с. Перед опроміненням суспензію *S. aureus* витримували 5 хв при 37 °С. Максимальна тривалість інкубації нанокомпозитів у суспензії з урахуванням часу опромінення не перевищувала 10 хв. Підрахунок кількості колонієутворюючих одиниць *S. aureus* у суспензії проводили у камері Горяєва. Бактерії контрастували акридиновим помаранчевим при концентрації у суспензії $3,5 \cdot 10^{-3}$ М протягом 1 хв. Для дослідження флуоресценції суспензії бактерій використовували мікроскоп Olympus BX53 з люмінесцентним блоком X-Cite Series 120 Q і камерою-детектором Olympus DP72. Математичну та статистичну

обробку отриманих результатів проводили за допомогою тестів Шапіро-Вілка ($p > 0,05$) та Шеффе (ANOVA, $p < 0,05$). Повторність дослідів трикратна.

Система D-g-PAA/AgNPs має високу антибактеріальну активність відносно *S. aureus*. Виявлено зниження кількості КУО на 30% після 5 хв інкубації при застосуванні системи у концентраціях 0,014 мг/мл та 0,0014 мг/мл. Збільшення часу інкубації зразків у суспензії сприяє практично лінійному зменшенню мікроорганізмів. Через 30 хв відбувається інактивація 70% і 45% КУО при концентраціях AgNPs 0,014 мг/мл та 0,0014 мг/мл відповідно. Низька кількість наночастинок срібла забезпечує появу видимого ефекту (20%) через 20 хв перебування у суспензії *S. aureus*. Опромінення системи D-g-PAA/AgNPs світлом 420 нм, що відповідає оптичному поглинанню наночастинок срібла практично не змінює ефективності дії як наночастинок так і світла. Можливо, це пояснюється утворенням різних форм активного кисню, що можуть взаємодіяти з іонами аргентуму, нівелюючи бактерицидний ефект один одного, так як Ag_2O не виявляє біологічної активності.

Кількість AgNPs не впливає на бактерицидну активність трикомпонентної системи ZnTPP/D-g-PAA/AgNPs після опромінення світлом 420 нм. При малих дозах опромінення 3 Дж/мл з високою ймовірністю основний бактерицидний ефект забезпечується фотодисоціацією фотосенсибілізатора. Зважаючи на відсутність суттєвого додаткового бактерицидного ефекту для високих концентрацій AgNPs після опромінення трикомпонентної системи, можна припустити, що клітинні мішені, на які впливають і Ag^+ і продукти фотодисоціації ZnTPP схожі. Також, можливо присутні ефекти інактивації іонів аргентуму активним киснем.

Тим не менш, варто враховувати, що інактивація 50-60% КУО відбувається за короткий проміжок часу, що не перевищує 10 хв з врахуванням інкубації нанокompозиту ZnTPP/D-g-PAA/AgNPs у суспензії *S. aureus* та її подальшого опромінення.

Отже, основні бактерицидні ефекти системи ZnTPP/D-g-РАА/AgNPs визначає концентрація наночастинок срібла. Опромінення світлом 420 нм не сприяє значному підвищенню антибактеріальної активності за короткий проміжок часу. Завдяки генерації активних форм кисню можлива часткова інактивація іонів аргентуму з утворенням інертного оксиду, що перешкоджає взаємодії з клітинами Ag^+ та їх інактивації. Завдяки високій антибактеріальній активності системи D-g-РАА/AgNPs можливе її застосування при лікуванні бактеріальних інфекцій ран та виразок, що перебувають в умовах гіпоксії та ішемії.

Подяки. Дослідження виконані за підтримки Національного Фонду Досліджень України. Проект 2020.02/0022 «Плазмонні гібридні наносистеми «метал-полімер-флюорофор» з підсиленням оптичним відгуком для фотоніки та біомедичних застосувань».

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Yin I. X., Zhang J., Zhao I. S., Mei M. L., Li Q., Chu C. H. The Antibacterial Mechanism of Silver Nanoparticles and Its Application in Dentistry // International journal of nanomedicine. – 2020. – N15. – P. 2555–2562.

ПОРІВНЯННЯ ТЕОРЕТИЧНОЇ ТА ПРАКТИЧНОЇ ШИРИНИ ШАРУ ДОСЛІДЖЕННЯ ПРИ КОНУСНО- ПРОМЕНЕВІЙ ТОМОГРАФІЇ

**О.С. Мірошниченко^{1*}, С.І. Мірошниченко², Ю.В. Хобта²,
А.Н. Невгасимий², І.О. Лобач, Д.М. Корольова**

¹ Національний авіаційний університет, м. Київ, Україна

² НВО «Телеоптика», с. Підгірці, Україна

*o.miroshnychenko@nau.edu.ua

Анотація. Було проведено порівняння теоретично розрахованої та практично виміряної ширини зони томографії ветеринарного конусно-променевого томографа. Ширина зони томографії в різних точках може бути до 1,5 більшою за розрахунки. Була виміряна розрізняльна здатність томографічного зображення у центральній та розширеній зоні томографії.

Ключові слова: конусно-променева томографія, зона томографії, розрізняльна здатність.

Annotation. A comparison of the theoretically calculated and practically measured width of the tomography area of the veterinary cone-beam tomograph was performed. The width of the tomography area at different points can be up to 1.5 times larger than the calculations. The resolution of the tomographic image in the central and extended area of the tomography was measured.

Key words: cone-beam tomography, tomography area, resolution.

Конусно-промінева томографія (СВСТ) – це один з типів рентгенівської комп'ютерної томографії, що у медицині розповсюджений для виявлення патологій шийної частини хребта, кісток голови, у стоматології та ін. Цей тип дослідження має високу розрізняльну здатність і низьке дозове навантаження порівняно зі спіральними комп'ютерними томографами.

До 90 – 95% пацієнтів ветеринарних клінік зазвичай є гризуни, кішки, дрібні собаки (до 30 кг) або дентальними обстеженнями великих собак. При цьому використання медичних томографів з типовим розміром вокселя 400-500 мкм (розрізняльна здатність близько 1,0 пл/мм), розміром зони томографії 50-70 см і мультиспіральним принципом формування томографічних зображень не відповідають антропометрії пацієнтів, що обстежуються і вимогам до детальності [1] діагностичних зображень.

Центральними параметрами СВСТ з точки зору діагностики є:

- діаметр зони томографії;
- довжина зони томографії;
- розрізняльна здатність (детальність) зображень в зоні томографії.

Треба зазначити неочевидний зв'язок цих параметрів із параметрами замозахищеності. Жорсткі обмеження на енергетичні параметри рентгенівського випромінювача томографа відкривають можливість використання мікрофокусних трубок з діаметром фокусної плями менш ніж 0,1 мм. Це забезпечує високу детальність зображення при відносно малій відстані випромінювач-приймач 520 мм і

широкому куті (до 40°) випромінювання рентгенівської трубки.

Для обґрунтування геометричних розмірів зони томографії були проведені розрахунки зони, де кожна точка опромінюється на всьому томографічному куті – 220° . Цю зону можна назвати центральною. В результаті розрахунку для діаметру зони томографії 220 мм аксіальна довжина центральної зони складає 140 мм на краях зони і 190 мм – по центральній осі (див. рис.1). Проте практичне використання показало, що за рахунок інформації, що отримується під час процедури сканування об'єкту на різних проекціях, що можуть включати зони, які не входять до центральної і обробки їх відповідним програмним забезпеченням, ширина зони томографії в різних точках може бути до 1,5 більшою за розрахунки.

Було проведено вимірювання зон томографії по осям на яких лежать точки А – І (див. Рис.1). Також було проведено вимірювання розрізняльної здатності в точках А – N. В таблиці 1 представлена інформація про ширину зони томографії та розрізняльну здатність у вимірних точках.

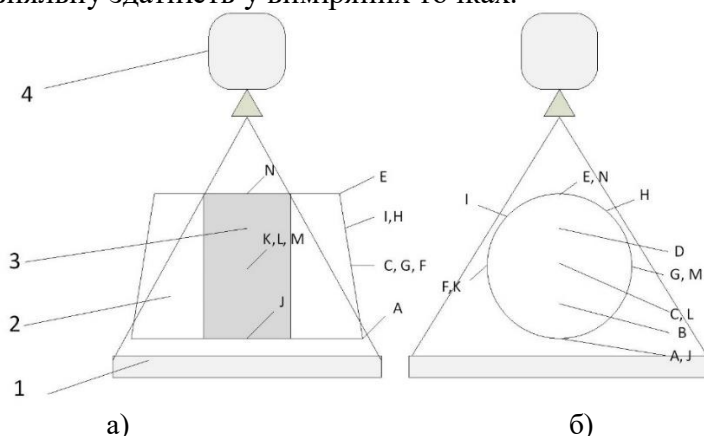


Рис.1. Структурна схема зон опромінювання при томографії бокова (а) і фронтальна (б). 1 – цифровий рентгенівський приймач, 2 – виміряна зона (ширина) томографії об'єкта дослідження, 3 – центральна зона томографії, 4 – рентгенівська трубка. Точки А-N – точки в яких було проведено вимірювання довжини і роздільної здатності зони томографії.

Таблиця 1.

Роздільна здатність в зоні томографії.

Точки	Зона томографії	Ширини зони томографії, мм	Роздільна здатність, п.л./мм
A	Периферійна	20,3	1,6
B	Периферійна	22,9	1,6
C	Периферійна	18,5	1,6
D	Периферійна	19,2	1,6
E	Периферійна	18,7	1,6
F	Периферійна	20,3	1,6
G	Периферійна	21	1,6
H	Периферійна	19	1,6
I	Периферійна	20	1,6
J	Центральна	20,3	2,5
K	Центральна	20,3	2,5
L	Центральна	18,5	2,5
M	Центральна	21	2,5
N	Центральна	18,7	2,5

Експеримент підтвердив високу детальність зображень, котра для центральної зони в 2,5 разів, а для периферійної зони в 1,6 разів вище детальності стандартних спіральних медичних томографів.

Висновки. З результатів вимірювань випливає, що реальний розмір зони томографії складає не менш ніж 190 мм і розділяється на центральну і периферійну зони. За рахунок інформації, що отримується під час процедури сканування об'єкту на різних проекціях, що можуть включати зони, які не входять до центральної і обробки їх відповідним програмним забезпеченням, ширина зони томографії в різних точках може бути до 1,5 більшою за розрахунки. Найбільший розмір периферійної зони досягає 229 мм і відповідає позиції дрібних тварин покладених на увігнуту деку. Експеримент підтвердив високу детальність зображень.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Cheol-Woo Park¹, Jin-ho Kim¹, Yu-Kyeong Seo¹, Sae-Rom Lee¹, Ju-Hee Kang¹, Song-Hee Oh¹, Gyu-Tae Kim¹, Yong-Suk Choi¹, Eui-Hwan Hwang. Volumetric accuracy of cone-beam computed tomography

ДОСВІД РОБОТИ ГАРЯЧОЇ ЛІНІЇ «СТОП, ПАНІКА!» ПІД ЧАС ПАНДЕМІЇ COVID-19 В УКРАЇНІ

Н.М. Степанова*, А.В. Солонський, О.В. Колодезний

Інститут психіатрії Київського національного університету імені

Тараса Шевченка, м. Київ, Україна

**nm_stepanova@ukr.net*

Анотація. Поширення пандемії COVID-19 та введення режиму Надзвичайної ситуації призвели до руйнації звичного способу життя українців та негативно вплинули на психологічний стан багатьох громадян. Під час жорстких карантинних заходів дистанційна психологічна підтримка стала основною формою надання психологічної допомоги тим, хто цього потребував. У відповідь на виклик, перед яким постало суспільство, фахівці Інституту психіатрії Київського національного університету імені Тараса Шевченка запустили соціальний проект «Гаряча лінія «Стоп, паніка!». У даних тезах представлено основні підсумки аналізу діяльності Гарячої лінії в умовах пандемії COVID-19 в Україні.

Ключові слова: пандемія COVID-19, гаряча лінія, психологічна допомога.

Annotation. The spread of the COVID-19 pandemic and the introduction of a state of emergency led to the destruction of the usual way of life of Ukrainians and negatively affected the psychological state of many citizens. In response to the challenge faced by society, specialists of the Institute of Psychiatry of Taras Shevchenko National University of Kyiv launched the social project, hotline «Stop, panic!». These theses present the main results of the analysis of the hotline's activities in the context of the COVID-19 pandemic in Ukraine.

Keywords: COVID-19 pandemic, hotline, psychological help.

Досвід антикризової допомоги населенню, набутий як у світі [1,3], так і в Україні, дозволив вітчизняним фахівцям оперативно і фахово відреагувати на психологічну небезпеку пандемії COVID-19 і в короткі терміни розгорнути систему

кваліфікованої та комплексної допомоги [2]. Вже на п'ятий день введення Надзвичайного стану в Україні, 30 березня 2020 року, на базі Інституту психіатрії Київського національного університету імені Тараса Шевченка (далі – Інститут) запрацювала безкоштовна Гаряча лінія «Стоп, паніка!» (далі – Гаряча лінія) з багатоканальним номером 0-800-502-391 для дієвого надання кваліфікованої анонімної консультативно-психологічної допомоги населенню.

Ініціатором проекту, окрім Інституту психіатрії КНУ імені Тараса Шевченка, виступили Інститут розвитку громадянського суспільства імені Голди Меїр (за підтримки КБ «Альянс») та Асоціація психіатрів України. Ініціативу також підтримали Українська психологічна асоціація та Фонд соціального страхування України.

Із першого дня діяльності Гаряча лінія працювала в цілодобовому режимі, що надало можливість звертатися громадянам з проблемними питаннями в будь-який час. Консультації надавали висококваліфіковані фахівці з багаторічним досвідом роботи в сфері психічного здоров'я, які до того ж пройшли спеціалізовану підготовку за світовими стандартами [4]. Пріоритетним завданням, що стояли перед консультантами, було зняття з громадян станів психологічної нестабільності, депресії, тривоги, подолання панічних настроїв і невпевненості в завтрашньому дні, страху перед захворюванням та смертю тощо [5]. Телефон психологічної допомоги працював у волонтерському форматі [6].

Паралельно співробітники Інституту розробили спеціальну онлайн-анкету, яку фахівці, що проводили консультації, заповнювали на підставі отриманих звернень громадян. Проведений аналіз підсумків анкетування дозволив визначити основні психологічні проблеми, з якими українці зверталося в період пандемії COVID-19 і продовжують звертатися на Гарячу лінію та напрацювати позитивний досвід дистанційної діяльності, особливо на кризовому етапі.

За період діяльності Гарячої лінії (із 30 березня 2020 р. по теперішній час) на багатоканальний телефон звернулося

понад 1000 громадян із різними психологічними та соціальними проблемами. На підставі всіх отриманих дзвінків кожний із фахівців по закінченню консультацій готує звіт в єдині для всіх форми, де фіксується причина звернення, детальний опис випадка та міститься класифікатор проблем. За цим класифікатором волонтер відносить запит до певної категорії (напр., категорія Е – Криза відношень у родині/домогосподарстві). Підсумки консультативної роботи пізніше стають предметом обговорення та аналізу в рамках супервізій та інтервізійних груп.

Кількість анкет, які заповнили спеціалісти, – 204 (саме стільки із понад 1000 звернень респондентів погодились надати максимальну інформацію для звіту). Найбільша кількість дзвінків від громадян спостерігалася у березні-травні 2020 р. – 116, тобто саме тоді, коли уряд в період пандемії COVID-19 ввів в Україні жорсткі карантинні обмежувальні заходи у вигляді самоізоляції.

Дзвінки надходили зі всіх регіонів України, а також із Автономної Республіки Крим. Найбільшу кількість звернень отримано з м. Київ – 29,4 %; Харківської області – 12,3 %; Івано-Франківської області – 7,4 % (рис. 1).

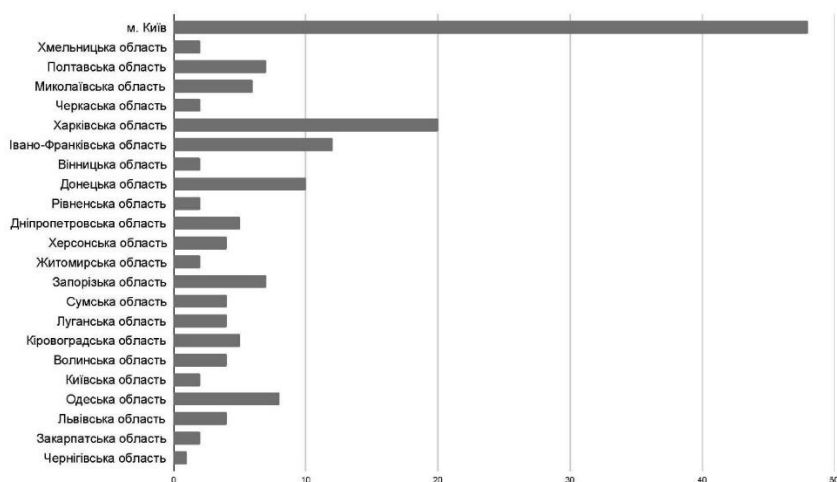


Рис. 1. Розподіл звернень по регіонах.

Згідно з проведеним аналізом онлайн-анкет громадяни зверталися з різними психоемоційними проблемами. Найбільше з них (Таб. 1) турбує страх перед завтрашнім днем і майбутнім (21,5%), страх захворювання/смерті переживають – 13,7%, стільки ж (13,7%) відчувають депресивний настрій через загальну фрустрацію. Значна кількість респондентів пройшли через кризу відношень у родині/домогосподарстві (11.3%), а також мали проблеми з порушенням режиму життя, розладами сну або харчування (9.9%).

7,3% абонентів заявили, що погано переносять самотність або відчувають безвихідь у самоізоляції. 6,7% громадян страждають від нездатності себе зайняти, вимушеної бездіяльності, втрати інтересу до життя. Ще 6,7% респондентів зазнали розгубленості через дефіцит інформації та нерозуміння ситуації. У 4,1% – спостерігалися виражені фобії /маячня/галюцинації, у 3,2% – були зафіксовані ознаки гіподинамії/дисфункції волі та інтересів. Що показово, з проблемами алкоголізації або іншими залежностями звернулося менше 1% громадян.

Серед абонентів більшість (97%) мали проблеми, які не вкладалися в рамках одної класифікації, а 4% від усіх звернень мали більше 8 категорій відмічених одночасно.

Таблиця 1.

Розподіл звернень за класифікатором проблем.

Класифікатор проблем	n	%
А. Самотність/безвихідність перебування в ізоляції	25	7.3
В. Нездатність себе зайняти/страждання від вимушеної бездіяльності/ втрата інтересу	23	6.7
С. Депресивний настрій через загальну фрустрацію	47	13.7
Д. Страх за майбутнє /страх завтрашнього дня	74	21.5
Е. Криза відношень у родині/домогосподарстві	39	11.3

Ф. Страх захворювання/страх смерті/надмірна діагностика	47	13.7
Г. Дефіцит інформації/нерозуміння ситуації/розгубленість	23	6.7
Н. Виражені фобії /маячня/галюцинації	14	4.1
Л. Порушення режиму життя /розлади сну/харчування	34	9.9
К. Гіподинамія/дисфункція волі та інтересів	11	3.2
І. Алкоголізація /інші залежності	3	0.87
Інше	4	1.2
Загалом	344	100

Аналіз класифікації проблем, з якими громадяни зверталися на Гарячу лінію, показує, що саме самоізоляція під час жорстких карантинних заходів, яка позбавляє людину соціальних контактів, комунікації з друзями та близькими, реалізації особистісного потенціалу, часто стає причиною внутрішнього психоемоційного розладу, що призводить не тільки до погіршення психічного, а й фізичного здоров'я. Таким чином, соціальна ізоляція в умовах пандемії виступає першопричиною погіршення психічного стану людини, і наявність Гарячої лінії з кваліфікованими консультантами дає можливість мінімізувати гострі емоційні реакції: страх, гнів, агресію, тривогу, безвихідь, депресію, тощо. Усі ці гострі реакції на стресову ситуацію дуже енерговитратні та небезпечні як для психічного здоров'я людини, так і для здоров'я оточуючих, а також негативно відображаються на ефективності в професійній діяльності, що є економічно збитковим для держави [7].

Волонтери також описували наявну симптоматику по своєму зверненню у вільній формі. Фахівці Інституту провели аналіз найбільш вживаних слів, які консультанти використовували для опису випадка. Так, більшість волонтерів описують симптоматику тривоги та тривожних станів, згадують страх та проблеми зі сном (Рис. 2).

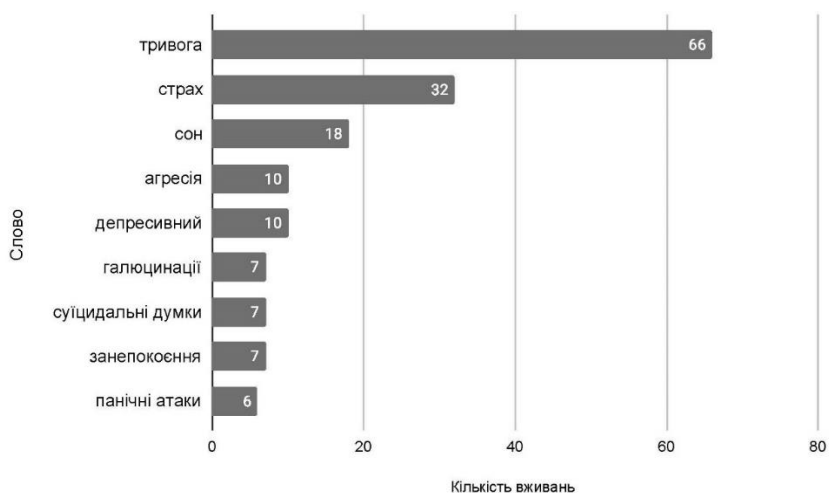


Рис. 2. Найбільш вживані слова при описі симптоматики звернень.

Таким чином, своєчасне відкриття Гарячої лінії «Стоп, паніка!» в Україні з перших днів спалаху епідемії COVID-19 та особливо під час введення жорстких обмежувальних карантинних заходів довела свою своєчасність та ефективність. Саме в період самоізоляції на телефон довіри надійшла найбільша кількість дзвінків із проханням психологічної підтримки від людей, які переживали внутрішню нестабільність, панічні настрої, невпевненість у завтрашньому дні, страх перед захворюванням та смертю тощо. Професійні консультації, про що свідчать результати онлайн-анкетування, допомогли знизити у респондентів інтенсивність емоційних переживань, зменшити прояви дистресу, відновити відчуття спокою, зняти панічні настрої, опанувати емоційний стан та скоригувати модель поведінки в екстремальній ситуації.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Moghanibashi-Mansourieh A. (2020). Assessing the anxiety level of Iranian general population during COVID-19 outbreak. Asian journal of psychiatry, 51, 102076. <https://doi.org/10.1016/j.ajp.2020.102076>

2. Jensen, T., Holgersen, M. G., Jespersen, M. S., Blomberg, S. N., Folke, F., Lippert, F., & Christensen, H. C. (2021). Strategies to Handle Increased Demand in the COVID-19 Crisis: A Coronavirus EMS Support Track and a Web-Based Self-Triage System. *Prehospital emergency care : official journal of the National Association of EMS Physicians and the National Association of State EMS Directors*, 25(1), 28–38. <https://doi.org/10.1080/10903127.2020.1817212>
3. Wang, J., Wei, H., & Zhou, L. (2020). Hotline services in China during COVID-19 pandemic. *Journal of affective disorders*, 275, 125–126. <https://doi.org/10.1016/j.jad.2020.06.030>
4. Алімов О.Ф. Психологічне консультування в екстрених та кризових умовах: навчальний посібник / О.Ф. Алімов, Н. Є. Афанасьєва. – Х.: УЦЗУ, 2008. – 122 с.
5. Бейгер Г.З. "Телефон довіри" як спеціалізована соціальна служба: Навчальний посібник / Г. З. Бейгер [та ін.] ; за заг. ред. С.О. Борисюк. – Ніжин : НДУ ім. М. Гоголя, 2014. – 140 с.
6. Борисюк С. О. Досвід використання позитивного підходу у підготовці студентів-волонтерів Телефону Довіри / С. О. Борисюк // Позитум Україна. – 2007. – № 1. – С. 50–55.
7. Моховиков А. Н. Телефонное консультирование. – М. : Смысл, 2001. – 494 с.

ЗМІНА КОНФОРМАЦІЙНИХ ХАРАКТЕРИСТИК МОЛЕКУЛ NADH ЗА ДОПОМОГОЮ ЕЛЕКТРОМАГНІТНОГО ОПРОМІНЕННЯ

М.А. Заболотний^{1*}, Ю.М. Барабаш², В.Е. Орел³
Л.І. Асламова¹, Л.М. Кіркільєвська⁴, О.О. Климов¹

¹ Київський національний університет імені Тараса Шевченка, м. Київ,

² ІФ НАНУ, м. Київ, Україна

³ Національний інститут раку, Україна, м. Київ, Україна

⁴ Київський медичний університет УАНМ, м. Київ, Україна

* fedcba137@ukr.net

Анотація. Досліджувалися спектри капілярних хвиль дистилляту води і розчину NADH в дистилляті води та їх динаміка під впливом

електромагнітного випромінювання міліметрового діапазону. Проведено аналіз взаємозв'язку між часовою і просторовою частотою капілярних хвиль на поверхні слабов'язкої рідини, що дозволило використовувати неруйнівний метод оптичного гетеродинування для визначення реологічних характеристик приповерхневих шарів зразків. Опромінювання електромагнітним випромінюванням (питома потужність 10^{-4} Вт/см², частота 60 ГГц, час експозиції 20 хв.) дистилату води призводить до збільшення значень в'язкості і поверхневого натягу, а розчину NADH в дистилаті призводить до зменшення значень його в'язкості та поверхневого натягу, що свідчить про зміни конформацій молекул NADH. Було встановлено, що під дією електромагнітного випромінювання міліметрового діапазону при часі експозиції 20 - 25 хв. відбувається збільшення відношення найменшого розміру наноструктури молекула NADH + приповерхневих шар води до його максимального значення.

Ключові слова: NADH, дистилат води, конформація молекул, в'язкість, поверхневий натяг.

Annotation. The spectra of capillary water distillation and NADH distillation in water distillate and dynamics were added to the flow of electromagnetics in the millimeter range. An analysis was carried out of the interconnection between the clock and the spacious frequency of the capillary beads on the surface of the slightly viscous line, which allowed the vicorist to use a non-rudimentary method of optical heterodynamic for determining the rheological characteristics of the near-upper spheres. Optimization of electro-magnetic vipromagnetism (pitoma tension 10^{-4} W / cm², frequency 60 GHz, hour of exposure 20 min.) And bring the distillate to an increase in viscosity and surface tension, and the distortion of the NADH tension, to determine the changes in the conformations of NADH molecules. t was found that under the action of electromagnetic radiation of the millimeter range at an exposure time of 20 - 25 minutes there is an increase in the ratio of the smallest size of the nanostructure molecule NADH + near-surface layer of water to its maximum value.

Key words: NADH, water distillate, molecular conformation, surface tension, viscosity

Вступ. Відомо, що раннє діагностування і лікування передракових захворювань визначає методи запобігання та лікування інвазивного раку [1, 2]. Особливий інтерес

представляють експрес- та інструментальні методи, на основі яких можуть бути створені високочутливі тест-системи. В даний час перспективними зарекомендували себе методи, які використовують флуоресцентні та імунофлуоресцентні вимірювання. [3]. Створення цих методів базується на тому, що при деяких патологіях інтенсивність флуоресценції в області 440 - 475 нм, пов'язаної, як правило, з концентрацією і конформацією NADH, виявляється значно вище, ніж в нормі, і співставлення інтенсивностей флуоресценції на довжинах хвиль 350 і 450 може розглядатися в якості діагностичного критерію [3]. Відкритим залишалося питання, якою мірою в діагностованих зразках конформаційні стани молекул NADH обумовлені патологіями, а в якій мірі випромінюванням міліметрового діапазону, використовуваним для стимулювання флуоресценції. У зв'язку з цим, актуальними є дослідження закономірностей можливих фотостимульованих конформаційних переходів молекул NADH з метою мінімізації впливу електромагнітного випромінювання на вихідний розподіл NADH в зразку по конформаційних станах. Практичний інтерес може представляти також розробка методів усунення *in vivo* конформацій NADH, обумовлених патологічними процесами. При дослідженнях має бути враховано, що у водних розчинах NADH утворює як мінімум два стійкі конформаційні стани, один з яких є відкритим, (його скелет рибоза-дифосфат-рибоза) витягнутий, інший – закритий (скелет згорнутий, а два гетероцикли, аденіновий і нікотинамідний, розташовані паралельно і взаємодіють один з одним) [3] (Рис.1)

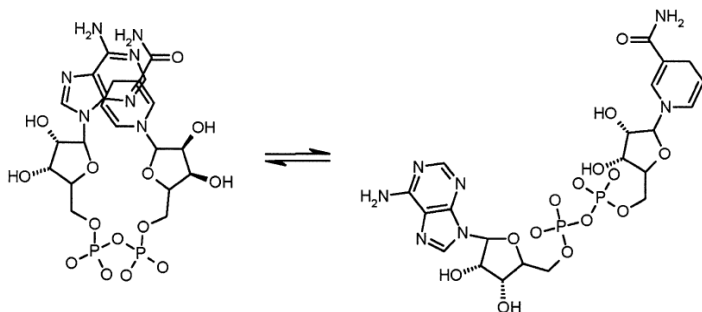




Рис.1. Перехід з згорнутої в розгорнуту конформацію молекули NADH.

У той же час залишається недостатньо вивченим механізм управління константами швидкостей конформаційних переходів молекул, що знаходяться у водному оточенні.

Метою роботи є визначення механізмів нетеплового впливу електромагнітного опромінювання міліметрового діапазону на реологічні характеристики приповерхневого шару дистилату води та на спектрально-конфігураційні характеристики конформацій молекул NADH в гідратній оболонці, що знаходяться у водному розчині.

Теоретичний аналіз. Проведене дослідження конформаційного стану молекул NADH базується на використанні залежності реологічних характеристик рідкого середовища, що містить розчинені в ньому тверді наночастинки фіксованого об'єму від форми наночастинок [4 - 7]. Особливості динаміки реологічних параметрів водних розчинів NADH визначались за допомогою аналізу залежності частоти коливань поверхні від значення хвильового вектора капілярних хвиль на вільній поверхні зразка. Такий метод дає можливість визначати значення в'язкості і поверхневого натягу при різних товщинах ефективного об'єму середовища. У випадку еліпсоїдальної форми частинки для опису в'язкості (η) суспензії можна використати таку параметризацію [6]:

$$\eta = \eta_0 \cdot (1 + \gamma \cdot \varphi) \quad (1)$$

Тут ϕ - об'ємна частка зважених частинок, γ - параметр, що залежить від просторової форми зваженої частинки. Таким чином, з формули (1) випливає, що зміна в'язкості розчину під дією зовнішнього опромінення свідчить як про зміну геометричної форми твердих частинок суспензії при допущенні їх еліпсоїдної форми, так і про можливе структурування розчинника або зміни характеристик існуючих в ньому бабстонів [4].

Частота коливань капілярних хвиль вимірювалася за допомогою методу оптичного гетеродинамування [5]. Динаміка вільної поверхні рідини визначається флуктуаційно-дисипативними процесами, які обумовлюють виникнення теплових гідродинамічних флуктуацій форми вільної поверхні рідини. Флуктуаційні деформації вільної поверхні зразка, які виникають, можна розглядати [6] як результат суперпозиції поверхневих капілярних хвиль, що поширюються по ній. Динаміка хвиль описується системою рівнянь Нав'є – Стокса, неперервності і граничних умов, яку в разі малих і пологих деформацій вільної поверхні шару рідини можна представити у лінеаризованому вигляді [5, 6].

$$\frac{\partial v_x(x, y, t)}{\partial t} = -\frac{1}{\rho} \cdot \frac{\partial p(x, y, t)}{\partial x} + \frac{\eta}{\rho} \cdot \Delta v_x(x, y, t) \quad (2)$$

$$\frac{\partial v_y(x, y, t)}{\partial t} = -\frac{1}{\rho} \cdot \frac{\partial p(x, y, t)}{\partial y} + \frac{\eta}{\rho} \cdot \Delta v_y(x, y, t) \quad (3)$$

$$\frac{\partial v_x(x, y, t)}{\partial x} + \frac{\partial v_y(x, y, t)}{\partial y} = 0 \quad (4)$$

Тут використані наступні позначення: $v_x(x, y, t)$, $v_y(x, y, t)$ – компоненти вектора швидкості частинок рідини в точці з координатами x, y в момент часу t , $p(x, y, t)$ – гідродинамічний тиск, ρ – густина, вісь ОУ спрямована по нормалі до вільної поверхні деформованого середовища. При формулюванні завдання (2) - (4) враховано, що розміри просторових неоднорідностей, які визначаються розмірами молекул NADH, набагато менше просторової довжини хвилі збурень поверхні λ . Це дозволяє використовувати для опису особливостей

кінетики капілярних хвиль усереднену в'язкість. В якості граничних умов використовуються

$$\frac{\partial v_x(x, y, t)}{\partial y} \Big|_{y=h(x, t)} + \frac{\partial v_y(x, y, t)}{\partial x} \Big|_{y=h(x, t)} = 0, P(x, y, t) \Big|_{y=h(x, t)} - 2 \cdot \eta \cdot \frac{\partial v_y(x, y, t)}{\partial y} \Big|_{y=h(x, t)} + T_M \cdot \frac{\partial^2 h(x, t)}{\partial x^2} = 0 \quad (5)$$

$$h(x, t) = \int_0^t v_y(x, y=0, t) dt, \quad (6)$$

Тут T_M – коефіцієнт поверхневого натягу, вісь ОУ перпендикулярна до вільної поверхні деформованого середовища. Розв'язок задачі (2) – (6) шукаємо у вигляді

$$v_x(x, y, t) = \left(-\frac{k}{\rho \cdot \alpha} \cdot C_1 \exp(k \cdot z) + C_2 \cdot \beta \cdot \exp(k \cdot \beta \cdot z)\right) \cdot \cos(k \cdot x) \exp(\alpha \cdot t) \quad (7)$$

$$v_y(x, y, t) = \left(-\frac{k}{\rho \cdot \alpha} \cdot C_1 \exp(k \cdot z) + C_2 \cdot \exp(k \cdot \beta \cdot z)\right) \cdot \sin(k \cdot x) \exp(\alpha \cdot t)$$

(8)

$$p(x, y, t) = \rho \cdot C_1 \cdot \exp(k \cdot z) \cdot \sin(k \cdot x) \exp(\alpha \cdot t) \quad (9)$$

де $k=2\pi/\lambda$, α – комплексна величина, уявна частина якої визначає частоту коливань, а дійсна – їх загасання,

$$\beta = \sqrt{1 + \frac{\alpha \cdot \rho}{\eta \cdot k^2}}, \quad C_1 - \text{ стала, яка визначається за допомогою}$$

співвідношення (4)

$$C_2 = \frac{2 \cdot k}{\rho \cdot \alpha \cdot (1 + \beta^2)} C_1 \quad (10)$$

Величину C_1 не можна визначити, що обумовлюється як однорідним характером сформульованої задачі, так і некаузальним характером флуктуаційних сил, які обумовлюють виникнення збурень вільної поверхні рідини. Облік невикористаної граничної умови (5) дозволяє отримати [4] дисперсійне рівняння, що зв'язує α і k .

$$\rho \cdot \alpha + \frac{2 \cdot \eta \cdot k^2}{1 + \beta^2} - \frac{T_M \cdot k^3}{\alpha} \cdot \frac{1 - \beta^2}{1 + \beta^2} = 0 \quad (11)$$

Аналітичний розв'язок рівняння (11) у випадку слабков'язкої рідини можна представити у вигляді

$$\alpha = \Gamma + i \cdot \zeta, \Gamma = -\left(2 \frac{\eta}{\rho} k^2 + \frac{2 \cdot \eta^3 \cdot k^6}{\rho^3 \cdot \omega_0}\right), \zeta = \omega_0 - \sqrt{\frac{2 \cdot \eta^3 \cdot k^6}{\rho^3 \cdot \omega_0}}, \omega_0^2 = \frac{T_M \cdot k^3}{\rho} \quad (12)$$

Співвідношення (6), (8), (12) визначають функціональний вигляд виразу амплітуди, що утворюється на вільній поверхні зразка

$$h(x, t) = \frac{2 \cdot k(1 - \beta^2)}{\rho \cdot \alpha^2(1 + \beta^2)} \cdot C_1 \cdot \sin(k \cdot x) \cdot \exp(\Gamma \cdot t + i \cdot \zeta \cdot t) \quad (13)$$

Для визначення величини C_1 необхідно використовувати [6] додаткову інформацію про механізм збудження поверхневих хвиль.

При експериментальному дослідженні динаміки капілярних хвиль на вільній поверхні рідини врахуємо [8], що при опроміненні її лазерним пучком з інтенсивністю світла, розсіяного в тілесному куті Ω , визначається величиною середньоквадратичного зсуву $\langle h^2 \rangle$ елемента поверхні рідини:

$$\frac{dI}{d\Omega} = I_0 \cdot \frac{q^4}{(4 \cdot \pi)^2} \cdot \langle h^2 \rangle(\omega, k) \cdot \cos^3(\theta) \quad (14)$$

Тут I_0 – інтенсивність відбитого випромінювання, яка визначається для плоскої поверхні за допомогою формул Френеля, θ – кут падіння світла, q – хвильове число падаючого світла, знак $\langle \rangle$ позначає проведення операції усереднення. Тут величина $\langle h^2 \rangle(\omega, k)$, що залежить від α і k , є [8] перетворенням Фур'є автокореляційної функції $\langle h(k, t) h(k, t + \tau) \rangle$ по t

$$\langle h^2 \rangle(\omega, k) = \left(\frac{k(1 - \beta^2)}{\rho \cdot \alpha^2(1 + \beta^2)} \right)^2 \cdot \langle C_1^2 \rangle \cdot \frac{1}{(\omega - \zeta)^2 + \Gamma^2} \quad (15)$$

Величина $\langle C_1^2 \rangle$ характеризує особливості флуктуаційної генерації капілярних хвиль. Об'єднуючи співвідношення (14) і (15), отримуємо

$$\frac{dI}{d\Omega} = I_0 \cdot \frac{q^4}{(4 \cdot \pi)^2} \cdot \left(\frac{k(1 - \beta^2)}{\rho \cdot \alpha^2(1 + \beta^2)} \right)^2 \cdot \langle C_1^2 \rangle \cdot \frac{1}{(\omega - \zeta)^2 + \Gamma^2} \cdot \cos^3(\theta) \quad (16)$$

Вираз демонструє (16), що величина Γ – визначає напівширину густини спектральної потужності капілярних

хвиль вільної поверхні рідини, ζ – положення максимуму густини спектральної потужності капілярних хвиль на вісі коливань у часі. Вимірюючи Γ , ζ та використовуючи (12), (13), визначають амплітуду просторових коливань гармоніки поверхні ($h_k = \langle h^2 \rangle(\omega, k)^{1/2}$) та в'язкість і поверхневий натяг зразка.

Зразки та результати їх досліджень. При дослідженнях використовувалися зразки дистилату води і отримані з його використанням водні розчини NADH. Концентрація NADH не перевищувала 5 вагових відсотків – це призводило до незалежності характеристик спектрів капілярних хвиль від концентрації NADH. Зразки попередньо витримувалися в темряві на установці протягом двох годин. Оптична схема установки для вимірювань [5] була розташована на голографічному столі на віброзахисній основі. Потужність лазера для вимірювань спектрів капілярних хвиль складала 7,5 мВт на довжині хвилі 630 нм, діаметр світлового променя на поверхні зразка становив $3 \cdot 10^{-3}$ м (на рівні 0,7 максимальної інтенсивності). Досліджувана рідина знаходилась у мідній кюветі циліндричної форми висотою $20 \cdot 10^{-3}$ м. Термостатування кювети було забезпечено пристроєм, зібраним за використання елемента Пельтьє з фіксацією значення температури з точністю $\pm 0,2$ °C в діапазоні від 4 °C до 42 °C. Алгоритм аналізу, одержаного в експерименті цифрового сигналу, полягав у автокореляційному аналізі сигналу з використанням швидкого Фур'є-перетворення [8, 9] і отримання спектра густини потужності для різних Фур'є-компонент поверхневих капілярних хвиль зразків. Як джерело електромагнітного випромінювання використовували генератор Г-142 з гнучким діелектричним хвилеводом.

За допомогою описаної методики були визначені спектри капілярних хвиль дистилату води і розчину NADH в дистилаті води до опромінення та їх динаміка під впливом електромагнітного випромінювання. Результати вимірювань залежності амплітуди гармонік капілярних хвиль від частоти

коливань при різних значеннях k ілюструють графіки Рис. 2 та Рис. 3.

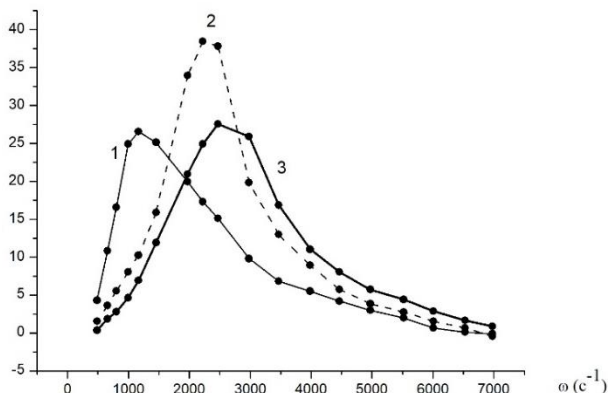


Рис.2 Залежність h_k капілярних хвиль не опроміненого дистилляту води від ω для $k=125 \text{ см}^{-1}$ (крива 1), $k=190 \text{ см}^{-1}$ (2), $k=220 \text{ см}^{-1}$ (3) при температурі 20 C^0

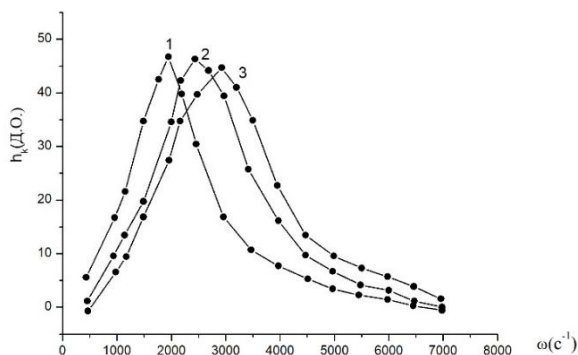


Рис. 3 Залежність h_k не опроміненого 5% водного розчину NADH від ω для гармоніки з $k = 190 \text{ см}^{-1}$ (крива 1), $k = 220 \text{ см}^{-1}$ (2), $k = 251 \text{ см}^{-1}$ (3) при температурі 20 C^0

На представлених графіках показано, що при фіксованій довжині капілярної хвилі на поверхні рідини можливі коливання складових гармонік поверхні зразка з відмінними значеннями λ з різними ω , що свідчить про нелінійний, залежний від λ характер взаємодії частинок зразка, які є складовими не співпадаючих капілярних хвиль. Така

властивість обумовлює необхідність характеризувати приповерхневий шар рідини не значенням її в'язкості (поверхневого натягу), а набором значень в'язкості (поверхневих натягів) разом зі своїми ваговими множниками. Аналіз кривих Рис. 2. і Рис. 3. (та аналогічних, одержаних на зразках водних розчинів NADH після їхнього опромінення) та використання виразів (12), (16) приводить до властивостей, наведених на Рис. 4. та Рис. 5.

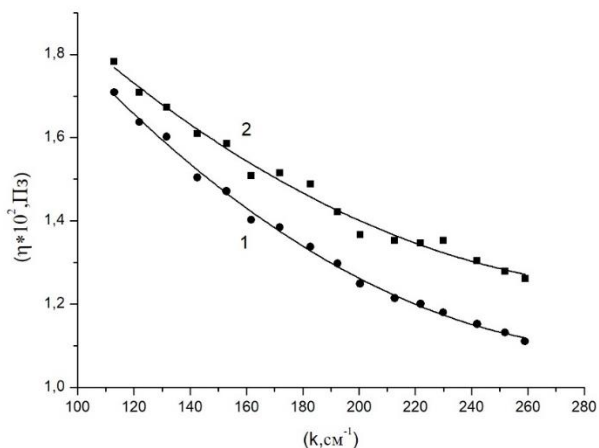


Рис. 4. Залежності η дистилляту води від k до (крива 1) і після (крива 2) експонування зразка електромагнітним опромінюванням при температурі 20 С 0

Представлені на Рис. 4 графіки показують, що дія електромагнітного випромінювання на капілярні хвилі посилюється при зменшенні їх λ , тобто при зменшенні товщини приповерхневого шару зразка, що бере участь у формуванні хвилі з довжиною λ . Проведений аналіз показав, що в цій же області λ стає помітним і вплив електромагнітного опромінювання на T_M .

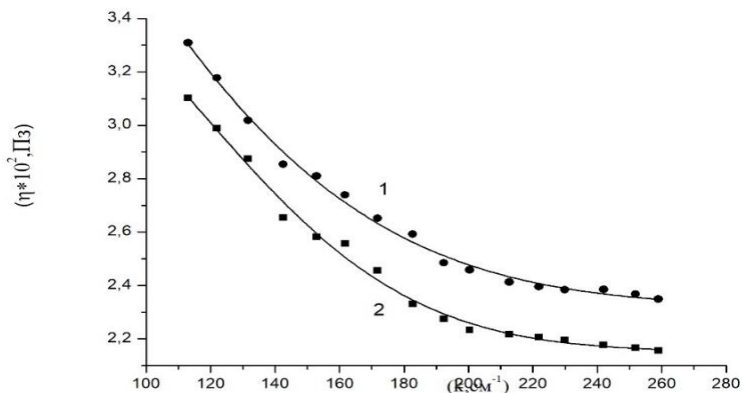


Рис. 5. Залежності динамічної в'язкості розчину NADH в дистильованій воді від k до (крива 1) і після (крива 2) експонування зразка електромагнітним випромінюванням при температурі $20\text{ }^{\circ}\text{C}$

Аналіз отриманих результатів показав, що реологічні параметри води і водного розчину коензиму NADH чутливі до впливу низько інтенсивного електромагнітного опромінювання – при опромінюванні в'язкість водного розчину NADH зменшується, що може бути обумовлене згортанням молекул NADH. Використання представлених на Рис. 4, Рис. 5 результатів і співвідношень (1) дозволяє розрахувати зміну конформаційного параметру δ під дією опромінювання.

$$\frac{\delta^{(2)}}{\delta^{(1)}} = \left\langle \frac{\frac{\eta_{NADH}^{(2)}(k)}{\eta_{water}^{(2)}(k)} - 1}{\frac{\eta_{NADH}^{(1)}(k)}{\eta_{water}^{(1)}(k)} - 1} \right\rangle_k \quad (17)$$

Позначаючи $\delta^{(1)}$ значення конформаційного параметру до експонування, а $\delta^{(2)}$ – після та використовуючи співвідношення (17) одержуємо значення $\delta^{(2)}/\delta^{(1)} \sim 0,6 - 0,7$.

Така поведінка конформаційного параметру свідчить про те, що під дією електромагнітного опромінювання відношення найменшого розміру наноструктури молекула NADH + приповерхневий шар води до його максимального значення збільшується, що пояснюється індукованим опромінюванням згортанням молекул NADH разом з їх гідратною оболонкою (форма молекули стає ближче до сферичної).

Висновки.

1. Розроблено аналітичну модель динаміки стохастичних гармонік капілярних хвиль в рамках моделі слабов'язкої рідини з врахуванням 5-го порядку теорії збурень.
2. Проведено аналіз взаємозв'язку між часовою і просторовою частотою капілярних хвиль на поверхні слабов'язкої рідини, що дозволило використовувати неруйнівний метод оптичного гетеродинування для визначення реологічних характеристик приповерхневих шарів рідинних зразків.
3. Електромагнітне опромінення (густина потужності 10^{-4} Вт / см², частота 60 ГГц, час експозиції 20 хв.) дистилату води обумовлює збільшення значень її в'язкості і поверхневого натягу. Така ж експозиція водного розчину NADH призводить до зменшення значень його в'язкості і поверхневого натягу. Величина зміни значення в'язкості і поверхневого натягу розчинів залежить від просторової частоти капілярних хвиль, що свідчить про зміни конформації молекул NADH, які знаходяться у водному розчині під впливом електромагнітного випромінювання слабкої інтенсивності міліметрового діапазону. У разі 3-5% концентрації NADH зміна в'язкості розчину досягала 10-15% (в залежності від значення k).
4. Під дією електромагнітного опромінювання міліметрового діапазону (потужність 10^{-4} Вт / см², частота 60 ГГц, протягом 20-25 хв.) відбувається збільшення відношення найменшого лінійного розміру наноструктури молекула NADH + приповерхневий шар води до його максимального значення.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Байпеисов Д.М., Жылкайдарова А.Ж., Сейтказіна Г.Д., Балтабеков Н.Т. Принципы онконастороженности и ранней диагностики злокачественных новообразований у населения Казахстана. Методические рекомендации для медицинских работников ПМСП. – Алматы: Казахский НИИ онкологи и радиологии, 2012. – 35 с.
2. Breast Cancer Early Detection and Diagnosis, American Cancer Society, cancer.org | 1.800.227.2345, 2020, p.56.
3. Plou Javier, García Isabel, Charconnet Mathias, Astobiza Ianire, Clara García-Astrain Clara, Matricardi Cristiano, Mihi Agustín, Carracedo Arkaitz, Liz-Marzán Luis M. Multiplex SERS Detection of Metabolic

Alterations in Tumor Extracellular Media, Adv. Funct. Mater. – 2020. – Vol 30, 191033(1-10).

4. Orel V., Zabolotny M., Rykhalskyi O., Shevchenko A., Yashchuk V., Losytskyi M., Orel V.B. Fluorescence Properties of Doxorubicin-Loaded Iron Oxide Nanoparticles // Nanooptics and Photonics, Nanochemistry and Nanobiotechnology, and Their Applications. – 2020, p. 401–409, https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-030-52268-1_30.

5. Заболотный М.А., Барабаш Ю.М., Дмитренко О.П., Кулиш Н.П., Мартинчук Э.Л., Костина А.И., Сидельникова Ю.Ю. Радиационно-стимулированная динамика конформационного состояния молекул НАДН в приповерхностных слоях дистиллята воды // Nanosystems, Nanomaterials, Nanotechnologies – 2010. – Т. 8, №3. – С. 713–725.

6. Ландау Л.Д., Лифшиц Е.М. Теоретическая физика. Гидродинамика. – Москва: Физматлит, 2001. – 736 с.

7. Булавін Л.А., Алексєєв О.М., Гаркуша Л.М., Забашта Ю.Ф., Ткачов С.Ю. Застосування віскозиметричного методу для вивчення конфігураційних переходів у водних розчинах глюкози // Укр. фіз. журн. – 2011. – Т. 56, №5. – С. 450–455.

8. Shih L.B. Surface Fluctuation spectroscopy: A novel technique for characterizing liquid in-interfaces. // Rev. Sei. Instrum. – 1984. Vol.55. – №5. – С. 716–726.

9. Maruyama Shingo, Ishikawa Yuki, Mitsui Takahisa, Aoki Kenichiro, Matsumoto Yuji. Surface thermal fluctuation spectroscopy study of ultra-thin ionic liquid films on quartz // The Japan Society of Applied Physics – 2021. – Vol 14, №7. – DOI<https://doi.org/10.35848/1882-0786/ac08d1>.

ДИАГНОСТИЧЕСКАЯ НАХОДКА КОВИДНОЙ COVID-19 ПНЕВМОНИИ ПРИ ПЭТ/КТ ИССЛЕДОВАНИИ

**Р.И. Рахимжанова, Г.О. Рыскулова, Г.К. Канафин,
Г.А. Скакова, К.К. Ибраев, Г. Хизат**

*Корпоративный фонд «УМС», отделение ядерной медицины,
г. Нур-Султан, Казахстан*

Аннотация. Метод КТ имеет высокую чувствительность в выявлении как первых КТ-признаков вирусной пневмонии, вызванной вирусом гриппа или вирусом COVID-19, так и этапов развития КТ-картины вирусной пневмонии при динамическом исследовании, и служит для оценки эффективности лечения; данные КТ часто коррелирует с клиникой, показателями ПЦР-тестов и

других лабораторных данных, но бывают и противоречивые данные. По данным ряда авторов отсутствует корреляция между ПЦР SARS Co-2 и КТ данными. Что и описали в своей работе Tao Ai and Zheniu Yang, изучив 1014 случаев о корреляции КТ легких и результатов ПЦР тестирования в Китае. Они доказали, что при сравнении результатов ПЦР на COVID-19, чувствительность визуализации по КТ составила 97%, КТ грудной клетки и может рассматриваться в качестве основного, но не скринингового лучевого метода для выявления изменений легких, характерных для вирусной пневмонии COVID-19 [22]. Накопление опыта клиническо-лучевого обследования пациентов с COVID-19 позволит совершенствовать лучевую семиотику процесса в легких, что важно для определения тактики лечения. Основной упор клиницистам следует делать на клиническую картину и характерные симптомы заболевания, чтобы в оптимальные сроки провести КТ для уточнения патологии легких. Авторы статьи привели собственные наблюдения у пациентов, которые в плановом порядке проходили ПЭТ/КТ-исследование, где были выявлены изменения в легких, соответствующие ковидной пневмонии.

Ключевые слова: пневмония, Covid-19, ПЭТ/КТ, радиофармпрепарат, ПЦР-тест.

Annotation. The CT method has a high sensitivity in detecting both the first CT signs of viral pneumonia caused by the influenza virus or COVID-19 virus, and the stages of development of the CT picture of viral pneumonia in a dynamic study, and serves to assess the effectiveness of treatment; CT findings often correlate with clinical, PCR test scores and other laboratory findings, but there are conflicting findings. According to a number of authors, there is no correlation between SARS Co-2 PCR and CT data. This is what Tao Ai and Zheniu Yang described in their work, having studied 1014 cases of the correlation between CT of the lungs and the results of PCR testing in China. They proved that when comparing the results of PCR for COVID-19, the sensitivity of imaging on CT was 97%, CT of the chest and can be considered as the main, but not screening radiation method for detecting lung changes characteristic of viral pneumonia COVID-19 [22]. The accumulation of experience in clinical and radiation examination of patients with COVID-19 will

improve the radiation semiotics of the process in the lungs, which is important for determining treatment tactics. The main emphasis of clinicians should be on the clinical picture and characteristic symptoms of the disease in order to perform CT at the optimal time to clarify the pathology of the lungs. The authors of the article cited their own observations in patients who routinely underwent a PET / CT scan, where changes in the lungs corresponding to covid pneumonia were detected.

Key words: pneumonia, Covid-19, PET / CT, radiopharmaceutical, PCR- test.

Введение. COVID-19 характеризуется локальным и системным иммуновоспалительным процессом, повышением коагуляционного каскада, гипоксией, что осложняется микро- и макротромбозами; протекает в бессимптомной и клинически выраженной форме с интоксикацией, лихорадкой и риском развития осложнений. Одной из основных мишеней SARS CoV-2 являются легкие. Выраженность и тяжесть клиники при COVID-19 не только от массивности заражения, но и от особенностей организма человека, прежде всего от сопутствующих заболеваний – факторов риска. Таким образом, вирусное поражение легких, вызванное SARS CoV-2 является специфической «COVID-19 –ассоциированной пневмонией». Компьютерная томография при COVID-19 очень важна, так как она может быть первым исследованием, которое четко покажет признаки вирусного поражения легких, определит стадию процесса, оценит тяжесть поражения и конечно неблагоприятные прогностические признаки его дальнейшего развития.

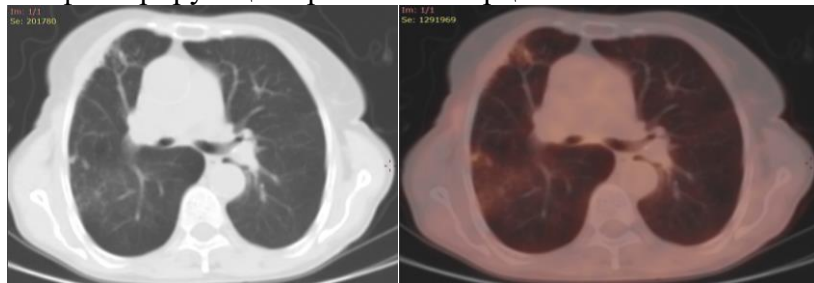
Позитронно-эмиссионная томография, совмещенная с компьютерной томографией (ПЭТ/КТ) не используется для диагностики инфекционных заболеваний. Задачи этого метода исследования остаются прежними: диагностика распространенности онкологического заболевания и оценка результатов лечения; небольшую нишу занимает ПЭТ/КТ в неврологии, где оцениваются участки «гипометаболизма» глюкозы в головном мозге, откуда берут начало патологические импульсы эпилепсии; а также в кардиологии

для оценки «жизнеспособности» миокарда после перенесенных ишемических заболеваний сосудов сердца. Что касается ковидной пневмонии, то при ПЭТ/КТ исследовании пациентов основного профиля, радиологические симптомы ковидной пневмонии являются *находкой*. Главной отличительной чертой ПЭТ/КТ с радиотрэйсером 18F-ФДГ (18-фтордезоксиглюкоза) от просто КТ является оценка функционального состояния исследуемых тканей и патологических образований. При ковидной пневмонии, как и при любой другой инфекционной патологии, пораженные ткани легких будут требовать больше энергетических затрат, чем в норме – это давно доказанный феномен (6,7), на котором основана и сама идея ПЭТ/КТ исследования в онкологии, где злокачественная клетка является ловушкой для глюкозы. Захватывая фтордезоксиглюкозу, злокачественные опухоли и воспаленные ткани показывают свои повышенные энергетические потребности и являются индикатором присутствия данных патологических изменений.

Материалы и методы. ПЭТ/КТ- исследование онкологических пациентов проводилось на базе отделения ядерной медицины Корпоративного фонда «University Medical Center» (КФ «УМС»), г. Нур-Султан. Диагностическим радиофармпрепаратом (РФП) для исследования был 18-ФДГ, который был изготовлен в отделении радиофармпрепаратов здесь же в КФ «УМС». Все исследования проводились по протоколу ПЭТ/КТ исследования всего тела, без контрастирования на аппарате Infinity TF (Филлипс), Нидерланды. Целью исследования являлись: диагностика распространенности онкологического процесса или оценка эффективности лечения. Всем пациентам проводилась перед исследованием термометрия, оценка физикальных данных, биохимических данных глюкозы крови по протоколу ПЭТ/КТ исследования. Кроме этого, пациенты представляли отрицательные результаты ПЦР-анализа на Covid-19. Представлены в настоящей статье результаты исследования легких восьми пациентов, прошедших ПЭТ/КТ- диагностику в

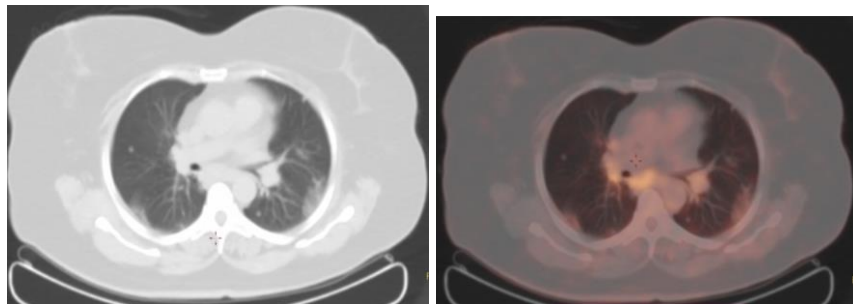
режиме «Lung window» КТ (слева) и совмещенной ПЭТ/КТ (справа) с предполагаемой нами ковидной пневмонией. Ниже приведены результаты ПЭТ/КТ исследования данных пациентов.

1. Пациентка А.З., 1947г.р., диагноз при направлении: С-ч правой молочной железы, StIC (T1cN0M0). Состояние после комплексного лечения (операция, АПХТ, ДЛТ). Гистология: «инфильтрирующая протоковая карцинома».



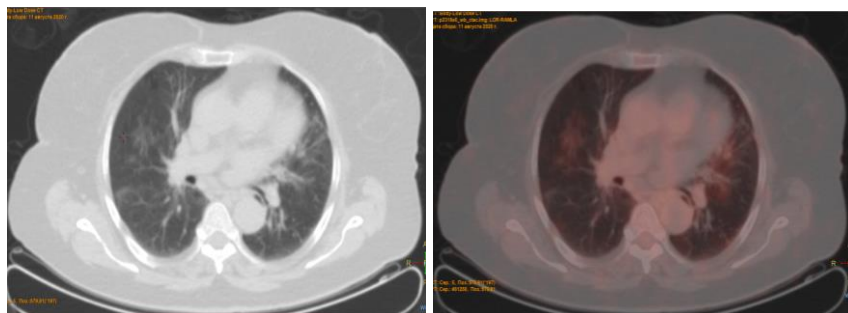
Грудной сегмент: в S4 правого легкого визуализируются линейной формы фиброзные изменения с неравномерной аккумуляцией РФП (SUVmax 1.0-1.7), в S2 определяется участок уплотнения легочной ткани по типу «матового стекла» размерами- 2,0x1,07x1,8см. с низкой аккумуляцией РФП (SUVmax 0.83), в S6 определяется участок аналогичный уплотнения легочной ткани без четких контуров размерами- 4,0x4,0x5,5см. с низкой аккумуляцией РФП (SUVmax 0.96), на этом фоне визуализируются два очаговых образования диаметром до 0,6см. и 0,8см. с фиксацией РФП (SUVmax 1.0-1.2). В S5 левого легкого определяются фиброзные изменения в виде уплотнений и линейных тяжей к плевре без фиксации РФП, в S9 определяется участок уплотнения тканей по нодулярному типу без четких контуров, размерами около 1,2x1,7x1,5см. сочень низким накоплением РФП (SUVmax 0,75). Просвет трахеи и бронхов прослеживается до сегментарного уровня. Визуализируются лимфоузлы верхней справа и нижней с обеих сторон паратрахеальной группы диаметром до 1,0см. с накоплением РФП (SUVmax 1.5).

2. Пациентка Е.Г., 1967г. Диагноз при направлении: С-г яичников, StIII (Т3NхM0). Состояние после комбинированного лечения. Рецидив в 06.2020г. Мтс в головной мозг. Образование в брюшной полости. Гистология № 3275/81/13 от 22.02.2018г.: «инфильтрирующая протоковая карцинома».



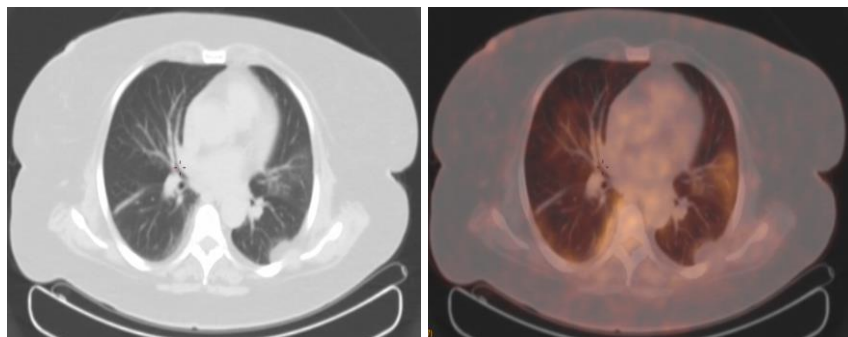
Грудной сегмент: в легочных полях с обеих сторон определяются множественные узловые образования, округлой формы, диаметрами от 0,2см до 1,1см с фиксацией РФП (SUVmax 1,3) и без фиксации РФП. Также в легочных полях с обеих сторон определяются участки уплотнения легочных ткани по типу «матового стекла» наибольшим размером до 3,6х2,0см с фиксацией РФП (SUVmax 2,4). Просвет трахеи и бронхов прослеживается до сегментарного уровня. Свободной жидкости в плевральной полости не определяется. Визуализируются множественные лимфоузлы паратрахеальных групп до 2,0см, переваскулярной группы 1,3см, парааортальной группы до 1,5см, бифуркационной группы до 2,2см, бронхопульмональных групп с обеих сторон до 1,5см с гипераккумуляцией РФП (SUVmax 8,3).

3. Пациент Г.Л., 1956г. Диагноз при направлении: образование головки поджелудочной железы? По данным КТ. Гистология: не указана.



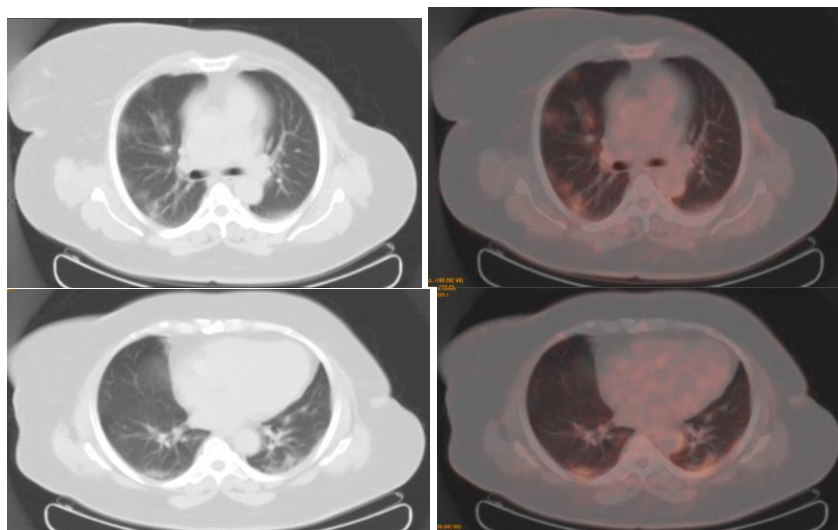
Грудной сегмент: в легочных полях средних отделов обеих легких определяется усиление легочного рисунка с инфильтрацией ткани по типу очаговой с единичными очагами до бмм в правом легком, и матового стекла в обеих легких, с низкой фиксацией РФП (SUVmax 1,2) – общая площадь поражения не превышает 10-15%. Объем легких сохранен. Просвет трахеи и бронхов прослеживается до сегментарного уровня. Лимфоузлы медиастинальных, парастернальной групп не увеличены, без гиперфиксации РФП. В плевральной полости свободной жидкости не определяется.

4. Пациент К.О., 1968г. Диагноз при направлении: с-ч правой почки, St.4, (T1N0M0). Состояние после оперативного лечения, 2018г. (нефрадrenaлэктомия, резекция левой доли печени). МТС в нижнюю долю левого легкого. Состояние после атипической резекции 10-го сегмента левого легкого 2019г. Гистология: почечно-клеточный с-ч.



Грудной сегмент: в верхней и нижней долях правого легкого и верхней и нижней долях левого легкого определяются полисегментарные участки инфильтрации легочной ткани по типу «матового стекала» и фиброзных уплотнений с фиксацией РФП (SUVmax в диапазоне 1,7-2,8). Справа поражено до 10%, слева до 20%. Сохраняется пристеночное уплотнение в 6-м сегменте левого легкого без фиксации РФП, которое наблюдается с прошлого исследования. Объем легких сохранен. Просвет трахеи и бронхов прослеживается до сегментарного уровня. Лимфоузлы медиастинальных, парастернальной группы не увеличены, без гиперфиксации РФП. Свободной жидкости в плевральной полости не определяется.

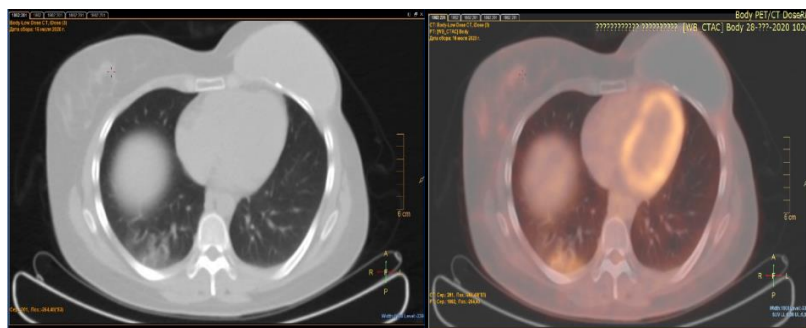
5. Пациентка В.Н., 1969г.р. Диагноз при направлении: С-г левой молочной железы St II. Состояние после комбинированного лечения (11.09.2019 - РМЭ, ПХТ). Гистология: не представлена.



Грудной сегмент: в легочных полях определяется множество очаговых инфильтративных изменений по типу «матового стекла» с патологическим накоплением РФП

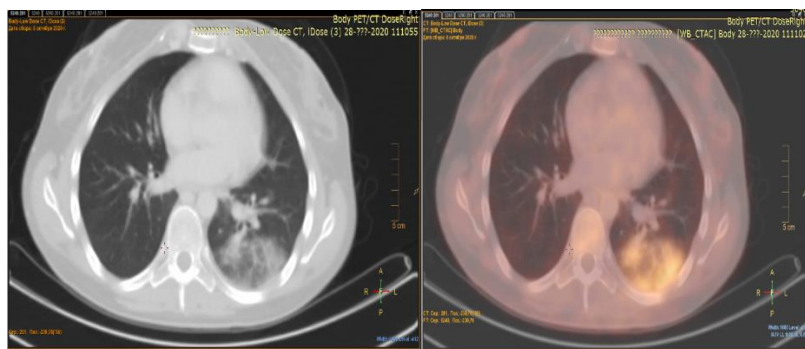
(SUVmax 4,1), преимущественно субплевральной локализации, в S2 (до 30 мм), S3 (до 15 мм), S4 (до 22 мм), S6 (до 12 мм), S10 (до 26 мм) сегментах справа и в S3 (до 20 мм), S6 (до 26 мм) сегментах левого лёгкого. Просвет трахеи и бронхов прослеживается до сегментарного уровня. Визуализируются бронхопульмональные лимфоузлы с фиксацией РФП справа (до 10 мм; SUVmax 2,3) и слева (до 9 мм; SUVmax 2,0).

6. Пациентка Д.Б., 1968г.р. Диагноз при направлении: С-ч левой молочной железы, StIC (T1cN0M0). Состояние после комплексного лечения (операция, АПХТ, ДЛТ). Гистология: «инфильтрирующая протоковая карцинома».



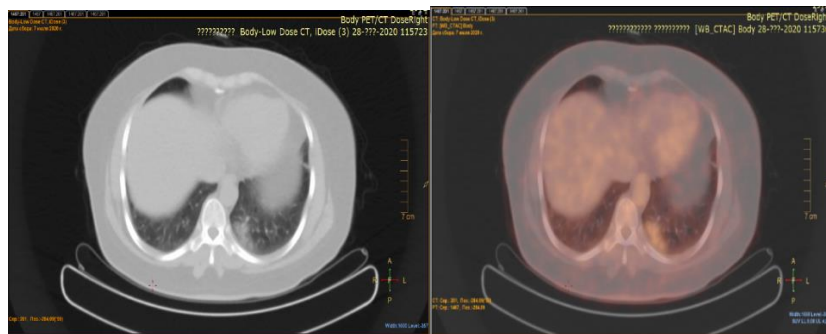
Грудной сегмент: метаболически активная инфильтрацией в базальном отделе нижней доли правого легкого.

7. Пациент П.К., 1960г.р. диагноз при направлении: С-ч толстой кишки, StII (T2N0M0). Состояние после комбинированного лечения (операция, АПХТ). Гистология: «аденокарцинома».



Грудной сегмент: метаболически активная инфильтрация легочной ткани в базальном отделе нижней доли левого легкого.

8. Пациентка К.И. 1955г. диагноз при направлении: С-ч шейки матки, StIIA (T2N0M0). Состояние после комплексного лечения (операция, АПХТ, ДЛТ). Гистология: «плоскоклеточная карцинома».



Грудной сегмент: метаболически активная инфильтрация легочной ткани в медиальном базальном сегменте нижней доли левого легкого

Результаты и обсуждение. Как видно из представленных снимков – в подавляющем большинстве случаев выявить пневмонию на гибридном ПЭТ/КТ аппарате не представляет больших диагностических трудностей для специалистов – радиологов и врачей ядерной медицины, так как изменения легочной ткани на КТ неспецифичны для

большинства форм первичного или вторичного (метастатического) поражения легких (8). При этом синдром «матового стекла», как указывающий на вирусную этиологию пневмонии, далеко не единственный, ковидная пневмония, как указывалось выше, весьма разнообразна. Официально предположить ее ковидное происхождение мы не можем, так как пациенты в большинстве случаев представляли справки с отрицательным ПЦР-результатами. Однако, нас насторожило сравнительно большое количество пациентов с неспецифическими КТ симптомами, указывающими на пневмонию. Кроме этого, проблемой остается дифференциальная диагностика между инфекционными и онкологическими процессами в легких у ряда пациентов с лимфомами, (экстранодальное поражение легких при лимфомах довольно распространенное явление), при других онкологических процессах с развитием легочного лимфангита. Эта проблема ни в коем случае не является разрешимой в рамках только одного ПЭТ/КТ исследования. Для этого необходима совместная работа специалистов онкологов и инфекционистов, но как дополнительный метод исследования ПЭТ/КТ дает ключ к пониманию патологического процесса в легких, особенно у ПЦР-негативных пациентов с легкими и среднетяжелыми формами инфекционного процесса. Всем пациентам рекомендовано повторное исследование- ПЦР-анализ и контрольное КТ органов грудной клетки после противовоспалительной терапии.

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ

1. Coronavirus COVID-19 Global Cases by Johns Hopkins CSSE. <https://gisanddata.maps.arcgis.com/apps/opsdashboard/index.html#/bda7594740fd40299423467b48e9ecf6>. Accessed 27 Feb 2020.
2. Park Mirae, Thwaites Ryan S., Openshaw Peter J. M. COVID-19: Lessons from SARS and MERS. *European Journal of Immunology*. 2020;50(3):308–311. doi: 10.1002/eji.202070035. [PubMed] [CrossRef] [Google Scholar]
3. Huang C, Wang Y, Li X, Ren L, Zhao J, Hu Y, et al. Clinical features of patients infected with 2019 novel coronavirus in Wuhan, China. *Lancet*.

- 2020; 395:497–506. doi: 10.1016/S0140-6736(20)30183-5. [PMC free article] [PubMed] [CrossRef] [Google Scholar]
4. Xu X, Yu C, Qu J, Zhang L, Jiang S, Huang D, et al. Imaging and clinical features of patients with 2019 novel coronavirus SARS-CoV-2. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*. 2020. 10.1007/s00259-020-04735- [PMC free article] [PubMed]
5. Qin C, Liu F, Yen TC, Lan X. 18F-FDG PET/CT findings of COVID-19: a series of four highly suspected cases. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*. 2020. 10.1007/s00259-020-04734-w. [PMC free article] [PubMed]
6. Jones HA, Marino PS, Shakur BH, Morrell NW. In vivo assessment of lung inflammatory cell activity in patients with COPD and asthma. *Eur Respir J*. 2003; 21:567–573. doi: 10.1183/09031936.03.00048502. [PubMed] [CrossRef] [Google Scholar]
7. Chefer S, Thomasson D, Seidel J, Reba RC, Bohannon JK, Lackemeyer MG, et al. Modeling [(18)F]-FDG lymphoid tissue kinetics to characterize nonhuman primate immune response to Middle East respiratory syndrome-coronavirus aerosol challenge. *EJNMMI Res*. 2015; 5:65. doi: 10.1186/s13550-015-0143-x. [PMC free article] [PubMed] [CrossRef] [Google Scholar]
8. Крушинский А.Г. Роль компьютерной томографии в повседневной практике муниципального здравоохранения Российской Федерации. Автореферат и диссертация по медицине (14.00.19). Медицинские Диссертации. <http://medical-diss.com/medicina/rol-kompyuternoy-tomografii-v-povsednevnoy-praktike-munitsipalnogo-zdravoohraneniya-rossiyskoy-federatsii#ixzz6cEIOD9Iw>.
9. Рахимжанова Р.И., Павалкис Д., В.В. Бенберин и др. Комплексная оценка компьютерной томографии легких и клинических данных у пациентов с COVID-19, госпитализированных в провизорную клинику. НАО «Медицинский университет Астана», РГП «Больница Медицинского центра УДП РК», г. Нур-Султан, Казахстан.

ВПЛИВ ІОНІВ НА ДІЛЕКТРИЧКУ РЕЛАКСАЦІЮ В ТВЕРДИХ РОЗЧИНАХ ГІДРОКСИПРОПІЛ- МЕТИЛЦЕЛЮЛОЗИ

**І.О. Максимец, М.М. Лазаренко, О.М. Алексеев,
В.І. Ковальчук, Є.Г. Рудніков, Ю.Ф.Забашта**

*Київський національний університет імені Тараса Шевченка, фізичний
факультет, м. Київ, Україна*

Анотація: ГПМЦ широко використовується у виробництві різних фармакологічних засобів, зокрема як наповнювач таблеток, що

регулює швидкість вивільнення лікарського засобу при заданій величині рН в людському організмі, а також як регулятор в'язкості та її зміни з температурою та гелеутворення у фізіологічному діапазоні температур [1]. Ці фізичні властивості різних типів ГПМЦ, які одержуються з нативної целюлози шляхом хімічного заміщення потрібної кількості ОН-груп на гідрофобні групи (метильні або(та) гідроксипропільні групи) залежать як від ступеня заміщення, молекулярного тиску, так і від наявності іонів різного типу. Склад іонів та їх концентрація можуть суттєво впливати на фізичні властивості систем $H_2O + \text{ГПМЦ}$ [2]. При використанні фармацевтичних засобів необхідно враховувати ці факти, оскільки вивільнення лікарського препарату відбувається в різних органах людини, середовище в яких може відрізнятися йонним складом, концентрацією, температурою та іншими фізіологічними показниками.

Ключові слова: гідроксипропілметилцелюлоза(ГПМЦ), дійсна та уявна компоненти діелектричної проникності, діелектрична релаксація.

Annotation. HPMC is widely used in the manufacture of various pharmacological agents, in particular as a tablet filler that regulates the rate of drug release at a given pH in the human body, as well as a regulator of viscosity and its changes with temperature and gelation in the physiological temperature range [1]. These physical properties of different types of HPMC, which are obtained from native cellulose by chemical substitution of the required number of OH groups with hydrophobic groups (methyl or (and) hydroxypropyl groups) depend on the degree of substitution, molecular pressure and the presence of ions of different types. The composition of ions and their concentration can significantly affect the physical properties of $H_2O + \text{HPMC}$ systems [2]. When using pharmaceuticals, these facts must be taken into account, because the release of the drug occurs in various human organs, the environment in which may differ in ionic composition, concentration, temperature and other physiological parameters.

Key words: hydroxypropylmethylcellulose(HPMC), real and imaginary components of dielectric permeability, dielectric relaxation.

Метою роботи було дослідження діелектричних властивостей водних та NaCl-водних розчинів гідроксипропілметилцелюлози різної концентрації в широкому діапазоні температур [3].

Специфіка досліджуваного об'єкту – це наявність водневих зв'язків, яка дає змогу використати методику дослідження температурно-частотної поведінки комплексної діелектричної проникності $\epsilon(T, f)$ для води та розчинів ГПМЦ. Ця методика реалізована за допомогою автоматизованої установки, що включає міст змінного струму Р5083, з'єднаний з ПЕОМ. На експерименті отримувались залежності дійсної та уявної частини комплексної діелектричної проникності водних та NaCl-водних розчинів гідроксипропілметилцелюлози з масовою концентрацією 0.1%, 0.4%, 2%, 2.5%, 3% ГПМЦ в інтервалі температур $(-190 \div 70)^\circ\text{C}$ при частотах 5, 10, 20, 50 кГц.

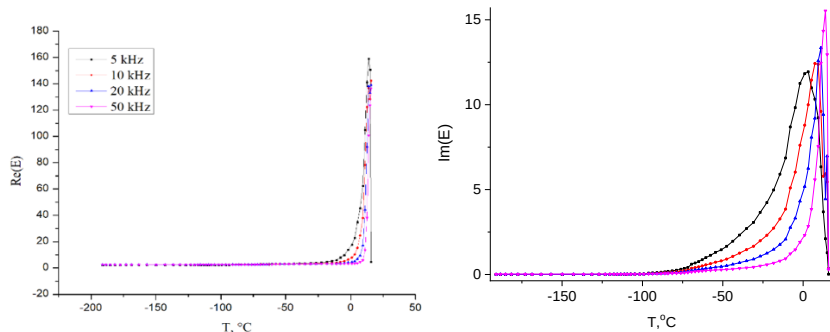


Рис.1. Залежність дійсної та уявної частини діелектричної проникності для водного розчину з ГПМЦ концентрацією 3% на частотах 5, 10, 20 і 50 кГц.

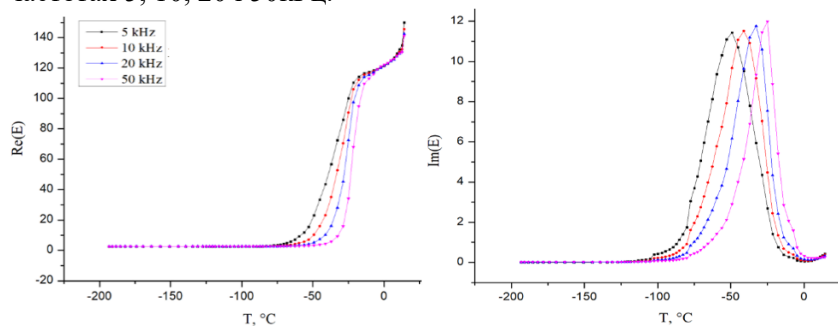


Рис. 2. Залежність дійсної та уявної частини діелектричної проникності для NaCl-водного розчину 0.9% з ГПМЦ концентрацією 3% на частотах 5, 10, 20 і 50 кГц.

Аналізуючи залежність дійсної компоненти комплексної діелектричної проникності від температури для всіх розчинів ГПМЦ, спостерігаємо перегин. Можна помітити, що перегин зсувається в сторону більш високих температур коли збільшується частота. В свою чергу графіки температурної залежності уявної компоненти діелектричної проникності ілюструють цікаву особливість максимуму. Вони, також, як і дійсна частина діелектричної проникності, при зростанні частоти також зміщуються до більш високих температур. Можна вже зробити деяке заключення, що у зразках відбувається релаксаційний процес.[4] Для водних розчинів ГПМЦ з концентрацією 0.1% та 0.2% висота максимуму буде спадати при зростанні частоти саме на інтервалі температур ($-25 \div 30^{\circ}\text{C}$). А вже для NaCl-водних розчинів ГПМЦ висота максимуму спадає від -47°C до -5°C . При концентраціях 2%, 2.5% та 3% водних розчинів ГПМЦ висота максимумів зростає в інтервалі температур ($-20 \div 15^{\circ}\text{C}$), а для 0.9% NaCl-водних висота максимумів зростає при зростанні частоти від -73°C до -27°C .

Висновки:

1. Додавання води до розчину ГПМЦ викликає зміщення релаксаційного процесу у бік високих температур.
2. Додавання солі NaCl до водного розчину ГПМЦ призводить до зміщення релаксаційного процесу у бік низьких температур.
3. Метод діелектричної спектроскопії показав, що вплив іонів Na^{+} та Cl^{-} потрібно враховувати, так як вони суттєво впливають на швидкість вивільнення лікарського препарату.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Sarkar, N. Kinetics of Thermal Gelation of Methylcellulose and Hydroxypropylmethylcellulose in Aqueous Solutions. Carbohydr. Polym. 1995, 26, 195
2. Байклз Н., Сегал Л. Целлюлоза и её производные – М.: Мир, 1974, т.1. - 500 с.

3. Akinosho, H.; Hawkins, S.; Wicker, L. Hydroxypropyl Methylcellulose Substituent Analysis and Rheological Properties. Carbohydr. Polym. 2013, 98, 276–281.
4. А.З. Голик, А.Н. Алексеев, Ю.Ф. Забашта. Низкотемпературная релаксация диэлектрических свойств полиоксиметиленов. I. Постановка вопроса и методика исследования. / УФЖ-1977 Т.22 - №6 – с.944 - 949. Fröhlich H (1958) Theory of dielectrics: dielectric constant and dielectric loss. Clarendon Press 192p.

ВИКОРИСТАННЯ ВІРТУАЛЬНИХ ТРЕНАЖЕРІВ ТА ЕЛЕКТРОННИХ ПРИЛАДІВ ПРИ ВИВЧЕННІ ДИСЦИПЛІНИ «МЕДИЦИНА НЕВІДКЛАДНИХ СТАНІВ»

Я.В. Хижня,*, Я.А. Головка

*Сумський державний університет, м. Суми, Україна
khyaroslava@ukr.net*

Анотація. Представлені результати аналізу можливості і ефективності використання віртуальних симуляторів і електронних приладів при вивченні дисципліни «Медична невідкладних станів». Показано, що основою підготовки студентів з медицини невідкладних станів є формування в них професійних вмінь і практичних навичок. Симуляційне навчання і навчання «біля ліжка пацієнта» - взаємодоповнюючі складові частини сучасної медичної освіти. Наявність симуляторів і віртуальних тренажерів дозволяє відпрацювати будь-які маніпуляції і практичні навички без шкоди для пацієнтів.

Ключові слова: медичні заклади вищої освіти, невідкладна медична допомога, віртуальний тренажер, симуляційні технології, дефібрилятор, венозний сканер.

Annotation. The results of the analysis of the possibility and effectiveness of the use of virtual simulators and electronic devices in the study of the discipline "Emergency Medicine" are presented. It is shown that the basis of training students in emergency medicine is the formation of professional skills and practical skills. Simulation training and training "at the patient's bedside" are complementary components of modern medical education. The presence of simulators and virtual simulators allows you to practice any manipulations and practical skills without harm to patients.

Key words: medical institutions of higher education, emergency medical care, virtual simulator, simulation technologies, defibrillator, venous scanner.

У медичних закладах вищої освіти навчальний процес ґрунтується на знаннях, які студенти отримують при вивченні загальнобіологічних і клінічних дисциплін. Метою вивчення медицини невідкладних станів є забезпечення майбутнього лікаря такими спеціальними знаннями і навичками, що дозволять йому повноцінно виконувати свої професійні обов'язки, а саме: діагностика невідкладного стану, проведення лікувально-евакуаційних заходів, визначення тактики та надання екстреної медичної допомоги. Основою підготовки студентів з медицини невідкладних станів є формування в них професійних вмінь і практичних навичок.

На сьогодні з'явилися сучасні технології навчання, засновані на моделюванні, імітації клінічної ситуації – симуляційне навчання з використанням віртуальних тренажерів. Симуляційне навчання і навчання «біля ліжка пацієнта» - взаємодоповнюючі складові частини сучасної медичної освіти. Наявність симуляційних засобів різного рівня реалістичності має поєднуватися з системою їх надійного технічного обслуговування і розробкою методичного забезпечення - створенням еталонів практичних навичок і бібліотеки клінічних сценаріїв, методики проведення занять. Чим більше знань і умінь лікар перетворить в автоматизовані навички, які не потребують роздумів для діяльності, тим більше у нього буде часу для вирішення складних проблем пацієнта: підбору оптимальної програми обстеження або вибору найбільш раціонального методу лікування. Підвищення вимог до якості і термінів медичної допомоги, зростання технологічності діагностичних і лікувальних елементів надання медичної допомоги, що проводяться в стислі часові проміжки, вимагає від лікарів високого рівня освоєння практичних навичок в підготовці та їх підтримки в процесі професійної діяльності лікаря.

Наявність симуляторів і віртуальних тренажерів дозволяє відпрацювати будь-які маніпуляції і практичні навички без шкоди для пацієнтів. Дане навчання дає можливість об'єктивного контролю знань і умінь. Робота на будь-якому тренажері і симуляторі може бути зафіксована, проаналізована та оцінена. У ситуаціях, коли ми хочемо порівняти не тільки теоретичні знання, а й якість практичної роботи фахівця, симулятори навіть достовірніші системи тестового контролю.

Симуляційне навчання має певні певні переваги, які недоступні при навчанні «біля ліжка пацієнта». По-перше, це клінічний досвід в віртуальному середовищі без ризику для пацієнта, особливо при відпрацюванні інвазивних діагностичних та лікувальних процедур. По-друге, тренінги в зручний час, незалежно від роботи клініки і наявності пацієнтів, відпрацювання дій при рідкісній патології, коли в період клінічних занять пацієнти з даними захворюваннями відсутні. По-третє, необмежене число повторів відпрацювання навичку. Тільки в рамках симуляційного навчання можна довести багаторазовими повтореннями до автоматизму здатність не тільки виконувати дію, але і відпрацювати спосіб виконання складних дій, що забезпечується сукупністю знань і навичок. Використання симуляційних технологій призводить до зниження «стресу-контакту» з пацієнтом, якщо виконувані пацієнтові маніпуляції були до цього відпрацьовані на симуляторах.

Наявність психологічних бар'єрів у студентів при виконанні як інвазивних, так і неінвазивних процедур призводять до того, що вони уникають самостійного їх виконання. Дані психологічні бар'єри практично зникають, якщо дані дії вже були відпрацьовані на тренажерах. Таким чином, симуляційне навчання – це реальний механізм підвищення компетентності студентів як майбутніх лікарів, який може бути активно впроваджений для придбання студентами мануальних навичок, командної взаємодії, а також

з метою проведення атестації майбутніх фахівців без ризику для пацієнтів.

Окрім віртульних, в навчальному поєднанні доцільно використовувати реальні діючі прилади, такі, наприклад, як дефібрилятори, венозні сканери і бронхоскопи [1, 2].

Дефібрилятор - це електронний пристрій, що впливає на серце короткочасним потужним електроімпульсом. Під час виконання дефібриляції відбувається деполяризація критичної маси серцевого м'яза. Природні клітини синусового вузла повертають серцю нормальний ритм. Дефібрилятори мають невеликі розміри та відносно простий інтерфейс користувача. Конструкція сучасних дефібриляторів складається з пари електродів, які під'єднуються як до грудної клітки пацієнта, так і вхідного каскаду електрокардіографа. Мікроконтролер детектує серцевий ритм і передає сигнал у високовольтний блок для заряду конденсатора при підготовці до подачі електрошоку, активує кнопку електрошоку в інтерфейсі користувача. Коли рятувальник натискає на кнопку електрошоку через електроди до тіла пацієнту подається електричний імпульс. Напруга на робочих частинах електродів досягає 2 кВ. Різні конструкції дефібриляторів відрізняються ємністю конденсатора ($C = 16 - 20 \text{ мкФ}$) і надають різну форму імпульсу струму. Для прямої дефібриляції використовуються імпульси з енергією 5, 10, 25, 50 або 75 Дж, а для непрямой дефібриляції - 100, 200 і 360 Дж.

Венозний сканер (веноскоп) – електронна система, яка застосовується для пункції периферичних кровоносних судин [2]. Кільцева форма головки з відкритим контуром забезпечує додаткову фіксацію вен. Невелика вага і зручна рукоятка дозволяють легко маніпулювати приладом при ін'єкції або заборі крові. Основний конструктивний елемент приладу – освітлювальна система на основі 24 світловипромінюючих діодів нового покоління: 12 СД висококонтрастного помаранчевого кольору і 12 світлодіодів темно-червоного кольору. Помаранчеві діоди використовують для виявлення поверхневих вен, червоні - для глибоких вен і темних типів

шкіри. Комбіноване використання світлодіодів різного кольору дають можливість досягти оптимальної візуалізації кровоносної судини незалежно від віку пацієнта, статі та кольору шкіри.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Хижня Я.В., Євченко Д.В., Рудика О.М. Оптиволоконні бронхоскопи: конструктивні особливості та застосування в отоларингології / Програма та матеріали Міжнародної науково-технічної конференції «Фізика, електроніка, електротехніка. ФЕЕ-2020». – Суми: Сумський державний університет. – С.96.
2. Хижня Я.В., Ромась О.А., Біда Ю.О. Венозний сканер для візуалізації кровоносних судин / Програма та матеріали Міжнародної науково-технічної конференції «Фізика, електроніка, електротехніка. ФЕЕ-2020». – Суми: Сумський державний університет. – С.97.

ЗАСТОСУВАННЯ СКРИНІНГ - ДОСЛІДЖЕНЬ ЗА ДОПОМОГОЮ МЕТОДУ ФАЗАГРАФІЇ З МЕТОЮ ПРОФІЛАКТИКИ, ЛІКУВАННЯ ТА РЕАБІЛІТАЦІЇ ХВОРИХ НА СЕРЦЕВО-СУДИННІ ЗАХВОРЮВАННЯ

В.М. Шевченко*, В.П. Невструєв, С.М. Камінський

*Київський національний університет імені Тараса Шевченка, м. Київ,
Україна, *htht737375@gmail.com*

Анотація. Мета роботи - розробка і застосування технологій масового огляду осіб для виявлення ризиків захворювань серцево-судинної системи. Найбільш інформативним і оптимальним є застосування методу фазографії. Обґрунтовано створення сучасних центрів скринінгу, які матимуть в структурі кабінет обробки інформації та мобільні бригади для обстеження пацієнтів.

Ключові слова: серцево-судинні захворювання, метод фазографії.

Annotation. The purpose of the work is to develop and apply technologies of people's mass examination to identify the risks of the cardiovascular system diseases. The most informative and optimal is the use of the method of phasography. The creation of modern screening centers, which will have an information processing room and mobile teams for examination of patients, is substantiated.

Key words: cardiovascular diseases, phasography method.

Проблема стану здоров'я населення України загострюється з кожним роком і на це впливають, в тому числі, незадовільний стан довкілля, відсутність у значної частини населення навичок здорового способу життя, демографічні та соціальні фактори, а також чинники пов'язані з пандемією COVID-19. SARS-CoV-2 вражає не тільки дихальну, а й серцево-судинну систему. Ураження серцево-судинної системи при COVID-19 є багатофакторним і включає пряму інвазію, запалення, тромбоз, синтез аутоантитіл та кисневий дисбаланс. Запалення викликає вивільнення цитокінів і пошкодження кардіоміоцитів [1]. Серцево-судинна система часто залучається на пізніх стадіях захворювання та її найпоширеніші ускладнення включають аритмію (фібриляцію передсердь, шлуночкову тахіаритмію та фібриляцію шлуночків), ушкодження серця [підвищений високочутливий рівень тропоніну I (hs-cTnI) та креатинкінази], фульмінантний міокардит, серцеву недостатність, емболію легенів та дисеміноване внутрішньосудинне зсідання крові (ДВЗ - синдром) [2]. Крім того, наявність у пацієнтів серцево-судинних захворювань, таких як гіпертонія, ішемічна хвороба серця, часто асоціюється з несприятливим прогнозом [3]. Досі немає даних про серцеву дисфункцію через пошкодження міокарда у хворих, які одужують від COVID-19. Найчастіше після повного одужання робота серця нормалізується, але нерідко спостерігаються пошкодження міокарда [1]. Враховуючи, що SARS-CoV-2 має структурні подібності з SARS-CoV-1, і те, що пацієнти, які одужали від SARS-CoV1, показали підвищений ризик розвитку запальних, метаболічних та серцевих захворювань викликає деякі побоювання, що у осіб, які одужали від SARS-CoV2, також можуть пізніше розвинути ці хронічні захворювання [4]. Крім того, є дані, що профілактичні заходи проти поширення COVID-19 (соціальне дистанціювання та соціальна ізоляція) також збільшують ризик розвитку серцево-судинних захворювань [2]. Зазначене вище обґрунтовує нагальну необхідність раннього виявлення розладів серцево-судинної системи. Отже

за цих умов нашою метою стала розробка і застосування технологій масового огляду студентів, слухачів та викладацького складу університету задля виявлення осіб з високим ризиком захворювань серцево-судинної системи, оскільки дана патологія має найбільш високі показники по захворюваності, інвалідизації, а також смертності, і, як наслідок, завдає значний економічний збиток державі.

Найбільш інформативним і оптимальним методом на нашу думку є застосування методу фазаграфії. Фазаграфія прогресивний метод аналізу електрокардіограми, який дозволяє розширити систему діагностичних показників, про початкові стадії патологічних процесів у серці, що не враховуються при здійсненні традиційної ЕКГ-діагностики [5]. Даний метод дозволяє протягом 1-2 хвилин провести дослідження пацієнта з обробкою сигналу у фазовому просторі з достовірністю отриманих результатів біля 80 відсотків. Для порівняння електрокардіографія, яка займає набагато більше часу, має ступінь достовірності не більше 55 відсотків. Метод фазаграфії реалізовано в портативному приладі ФАЗАГРАФ, який забезпечує високу оперативність (термін тестування не перевищує 1-2 хв.), зручність (користувачеві не потрібно роздягатися та накладати електроди), персоніфікацію діагностичних рішень (для конкретного користувача автоматично визначається «персональна норма»), інформативність («приховані» ознаки патологічних змін виявляються на ранніх стадіях) і доступність (результат тестування зрозумілий людині, яка не має спеціальних медичних знань) [6]. Прилад ФАЗАГРАФ складається з мікропроцесорного сенсора, який забезпечує реєстрацію ЕКГ з першого стандартного відведення та введення оцифрованого сигналу в персональний комп'ютер через стандартний порт USB. Для реєстрації ЕКГ достатньо доторкнутися пальцями правої і лівої рук, мініатюрних електродів, розташованих на передній панелі сенсора [6].

Співробітниками Університетської клініки Київського національного університету імені Тараса Шевченка (далі

Університетська клініка) було проведено виїзне скринінгове дослідження 200 студентів Інституту біології і медицини на предмет виявлення у них прихованих хвороб серцево-судинної системи. В межах цього проекту почався перший етап розробки методики із залученням приладу ФАЗАГРАФ, що дозволяє у лічені хвилини виявити порушення систем організму на доклінічній стадії. До роботи були залучені співробітники Київського науково-дослідного інституту медико-біологічних проблем. За результатами обробки отриманих даних сформована група ризику на серцево-судинні та неврологічні хвороби. Виявлено 83% від числа обстежених, які підлягають більш детальному, ретельному обстеженню із залученням стандартних методів діагностики, що наявні в клініці. Окрім того, в плані освоєння даного методу та його апробації спільно з Київським науково-дослідним інститутом медико-біологічних проблем було обстежено 2000 осіб. З них 57% дорослих і 43% дітей віком 7-18 років. У 35% обстежених виявлено патологію з боку серцево-судинної системи, як на клінічній, так і доклінічній стадії.

Таким чином, отриманий нами досвід роботи обґрунтовує створення на базі Університетської клініки сучасного повноцінного центру скринінгу, який в своїй структурі матиме кабінет обробки інформації, а також мобільні бригади для обстеження співробітників та студентів Університету. Одним із завдань центру буде на основі оцінки варіабельності серцевого ритму виявляти пацієнтів, що входять в групу ризику, а також проводити оцінку стану імунної системи, що актуально на теперішній час. Створення таких центрів може бути перспективним і в масштабах країни, а застосування простого і відносно дешевого методу фазаграфії є економічно виправданим і може сприяти поліпшенню стану здоров'я населення (особливо в умовах пандемії COVID-19), зменшуючи навантаження на систему охорони здоров'я щодо профілактики та лікування серцево-судинних захворювань.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Korzh O. COVID-19 і серцево-судинні захворювання: питання діагностики та лікування // *Family Medicine*. – 2021. – №. 1. – С. 6-11.
2. Guzik T. J. et al. COVID-19 and the cardiovascular system: implications for risk assessment, diagnosis, and treatment options // *Cardiovascular research*. – 2020. – V. 116. – №. 10. – P. 1666-1687.
3. Kunal S. et al. Cardiovascular system and COVID-19: perspectives from a developing country // *Monaldi Archives for Chest Disease*. – 2020. – V. 90. – №. 2. – P.887-889.
4. Nejadghaderi S. A. et al. Cardiovascular system is at higher risk of affecting by COVID-19 // *Acta Bio Medica: Atenei Parmensis*. – 2020. – V. 91. – №. 3. – P. e2020018.
5. Файнзильберг Л. С. Компьютерная диагностика по фазовому портрету электрокардиограммы. – К: Освіта України, 2013. – 191 с.
6. Застосування методу фазаграфії при проведенні скринінгу ішемічної хвороби серця (методичні рекомендації). – К., 2017, –32с.

Зміст Content	
1. Навчання та підготовка медичних фізиків <i>Education and training of medical physicists</i>	6
Культура безпеки кожного – гарантія розвитку нації Асламова Л.І., Куліч Є.В.	6
Стан та перспективи нормативного регулювання використання джерел іонізуючого випромінювання в медицині в Україні Сесемко А.О., Сесемко К.В.	10
Сучасні підходи до організації освітнього процесу з використанням електронного підручника з медичної фізики Точиліна Т.М., Точилін А.В.	17
2. Радіаційний захист <i>Radiation protection</i>	24
Аналіз діагностичної якості аналогових та цифрових рентгенограм Мельник Б.І., Носик О.В.	24
Український план заходів щодо радону в повітрі будинків (результати першого етапу) Павленко Т.О., Аксьонов М.В., Фризюк М.А.	27
Державне регулювання безпеки використання джерел іонізуючого випромінювання у медицині Богуславська О.І.	29
Окремі питання щодо звільнення генеруючих ДІВ від ліцензування Вісков О.В.	34
Оцінка концентрації озону у робочих кімнатах медичних лінійних прискорювачів електронів Белих Д.О., Богорад В.І., Литвинська Т.В., Полудненко В.А., Калита І.А.	45
Шляхи оптимізації радіаційної безпеки пацієнтів при проведених досліджень комп'ютерної томографії Носик О.В., Стадник Л.Л.	49
Поправки до гамма-спектру від взаємодії зі швидкими нейтронами на кадмію при вимірюваннях у приміщенні Горбаченко О.М., Каденко І.М., Плюйко В.А., Солодовник К.М., Бондар Б.М., Лещенко Б.Ю., Петренко В.М.	53
Глобальне опитування НКДАР ООН 2021 року щодо опромінення населення – український внесок Чумак В.В., Трескунова Т.В., Матвійчук О.С.	61

Щодо нормативно-правового обґрунтування видачі дозволу (санітарного паспорту) на роботи з радіоактивними речовинами та іншими джерелами іонізуючого випромінювання Рубан О.М., Бірюков С.В., Байраченко Д.О., Ковальова С.В.	64
Основні вимоги до розробки та запровадженню плану дій щодо радону Аксьонов М.В., Павленко Т.О., Фризюк М.А., Федоренко О.В.	69
Analysis of radiation doses and risk assessment during computed tomography studies Li M.V., Zaredinov D.A.	72
3. Біомедична інженерія <i>Biomedical engineering</i>	77
Interstitial efficiency HDR brachytherapy in the treatment of non-melanoma skin cancer Horot I.V., Tkachenko M.N., Kozak O.V.	77
Вплив структури молекул заміщених целюлозах на діелектричну релаксацію в них Собчук А.О., Лазаренко М.М., Дінжос Р.В., Лазаренко М.М., Алексєєв О.М., Грабовський Ю.Є., Фіалко Н.М.	80
Spectral properties of cerium dioxide nanoparticles Honcharova O.O., Dmytrenko O.P., Kulish M.P., Zholobak N.M., Naumenko A.P., Pavlenko O.L., Olesh D.R.	84
Проблеми візуалізації запалення при одонтогенних формах гнійних синуситів за допомогою конусно-лучової томографії Варжапетян С.Д., Строгонова Т.В.	87
Mechanical and optical properties of A-Hg₃S₂Cl₂ crystals: opportunities for medical device industry Bokotey O.O., Vu T.V., Chavarha M.I., Bokotey O.V.	92
Individual approach in brachytherapy. What does it mean? Kozak O.V., Horot I.V., Areshkovich A.A.	95
Електронні та спектральні властивості енергетичної компоненти іонного транспорту АТФ в біомембранах Логвин А.В., Дмитренко О.П., Костерін С.О., Векліч Т.О., Павленко О.Л., Куліш М.П., Гоєнко С.О., Науменко А.П.	99
Програмно-апаратний комплекс для контролю змін периферійного кровотоку та динаміки трансформації молекул оксигемоглобіну при використанні стоматологічного лазера Остапенко О.С., Янішевський К.А., Мамілов С.О., Бех І.І.	102
Functionalization of the surface layer of carbon fiber for the creation of adsorbents of heavy metals Grishchenko L.M., Vakaliuk A.V., Mischanchuk A.V., Khaminets S.G., Diyuk V.E., Lisnyak V.V.	106

Монте-карло моделювання колімації пучків для просторово фракціонованої радіаційної терапії Рамазанов Д.М., Анохін І. О., Пугач В.М., Ковальчук О.С.	110
Стимуляція приросту біомаси <i>Haematococcus pluvialis</i> за допомогою низькотемпературної плазми атмосферного тиску Паляниця У., Веремій Ю., Цвид Н., Бойко В., Недибалюк О.	113
The base for statistical reconstruction of paralel projection data obtained under scattering influention Storozhuk O.S., Radchenko S.P.	116
Resolution of the ultrasonic doppler system using coherent plane-wave compounding technique Sheina I.V., Barannik E.A.	118
Адаптація методів статистичної реконструкції для відновлення оптичних характеристик біологічних об'єктів Осипенко Р.С., Радченко С.П.	122
4. Інноваційні технології в медицині <i>Innovation technologies in medicine</i>	125
Вплив електромагнітного випромінювання міліметрового діапазону на оптичні властивості води і водних розчинів гемоглобіну Мартинюк В.С., Цейслер Ю.В., Нурищенко Н.Є.	125
Технологія спектральної обробки ендоскопічних зображень шлунково-кишкового тракту Кошевський Ю.І., Черняк В.А., Шевченко В.М.	129
Формування пропуклиного мікрооточення у віддалених органах метастазування хворих на колоректальний рак Бурлака А.П., Вірко С.В., Бурлака А.А., Ганусевич І.І.	135
Про можливості застосування надчутливого датчика механічних коливань в медико-біологічних дослідженнях і медицині Лисоченко С.В., Ільченко В.В., Кульський О.Л., Крихта В.В.	139
Multicomponent nanosystems for combined cancer therapy Kuziv Yu.I., Kutsevol N.V., Davidenko M.O., Virych P.A., Chekhun V.F.	143
Нейрофізіологічна технологія визначення радіаційно-асоційованих цереброфальмологічних ефектів Логановський К.М., Федірко П.А., Логановська Т.К., Куц К.В., Перчук І.В., Антипчук К.Ю., Бабенко Т.Ф., Крейніс Г.Ю.	145
Система підвищення якості променевої терапії та рентгенівської діагностики на основі 3d друкованих антропоморфних фантомів Безшийко О.А., Голінка-Безшийко Л.О., Панова К.В.	163

Магніто-лазерна техніка в комплексному лікуванні захворювань судин, трофічних виразок і ран Черняк В.А., Карпенко К.К., Музиченко П.Ф., Дубенко Д.Є., Нагалюк Ю.В., Зоргач В.Ю., Цема Є.В., Гибало Р.В., Карпенко Л.В.	167
Застосування портальної матриці A-SI 1200 на лінійному прискорювачі halcyon 3.0 для верифікації планів лікування з модульованою інтенсивністю в променевій терапії Чорнай Г.Ю., Репецька І.М., Коваль І.О., Соколовська М.В., Лисак В.І., Гордєєва О.В., Мірошніченко І.В.	177
Optical Coherent Tomography – a powerful tool for Ophthalmology Todorka L. Dimitrova, Mitko Tonev	186
Лазерно-індукована коагуляція: фізичні та медико-біологічні основи методу Лукавенко І.М., Однодворець Л.В.	193
Апарати для томосинтезу органів грудної клітини з використанням катодів на нанотрубках Мірошніченко С.І., Азнакаєв Е.Г., Мірошніченко О.С., Невгасимий А.Н.	197
Використання гідрогелів з толуїдиновим синім для фотоінактивації Staphylococcus aureus in vitro Надтока О.М., Вірич П.А., Куцевол Н.В.	201
Перевірка відповідності зображень органів грудної клітини цифрового рентгенівського томосинтезу європейським вимогам до зображень комп'ютерної томографії Мірошніченко О.С., Мірошніченко С.І., Невгасимий А.Н., Хобта Ю.В., Єфімова В.В.	205
Визначення мітохондріального мембранного потенціалу у сперматозоїдах людини після їх кріоконсервування та довгострокового зберігання в рідкому азоті Петрушко М.П., Юрчук Т.О., Павлович О.В.	209
Корекції геометричних похибок укладки пацієнта в променевій терапії Ващишин В.П.	213
Обґрунтування параметрів самозахисного конусно-променевого комп'ютерного томографа Мірошніченко С.І., Голдберг Б., Гузєєв С., Мірошніченко О.С., Невгасимий А.Н., Хобта Ю.В.	220
Вплив пандемії COVID-19 на психічне здоров'я медичних працівників Пінчук І.Я., Чумак С.А.	224

Методика оптимального розташування фіксуєчих та блокуєчих гвинтів на корпусах накісткових конструкцій для остеосинтезу та її обґрунтування Шайко-Шайковський О.Г., Дудко О.Г., Кривоносов В.Є.	228
Бактерицидна активність <i>in vitro</i> систем фотосенсибілізатор/полімер/наночастинки срібла в умовах фотодинамічної терапії Вірич П.А., Кузів Ю.І., Куцевол Н.В., Єщенко О.А.	231
Порівняння теоретичної та практичної ширини шару дослідження при конусно-променевій томографії Мірошніченко О.С., Мірошніченко С.І., Хобта Ю.В., Невґасимий А.Н., Лобач І.О., Корольова Д.М.	235
Досвід роботи Гарячої лінії «Стоп, паніка!» під час пандемії COVID-19 в Україні Степанова Н.М., Солонський А.В., Колодежний О.В.	239
Зміна конформаційних характеристик молекул NADH за допомогою електромагнітного опромінення Заболотний М.А., Барабаш Ю.М., Орел В.Е., Асламова Л.І., Кіркільєвська Л.М., Климов О.О.	245
Диагностическая находка ковидной COVID-19 пневмонии при пэт/кт исследовании Рахимжанова Р.И., Рыскулова Г.О., Канафин Г.К., Скакова Г.А., Ибраев К.К., Хизат Г.	257
Вплив іонів на діелектричку релаксацію в твердих розчинах гідроксипропіл-метилцелюлози Максимец І.О., Лазаренко М.М., Алексєєв О.М., Ковальчук В.І., Рудніков Є.Г., Забашта Ю.Ф.	268
Використання віртуальних тренажерів та електронних приладів при вивченні дисципліни «Медицина невідкладних станів» Хижня Я.В., Головка Я.А.	272
Застосування скринінг - досліджень за допомогою методу фазаграфії з метою профілактики, лікування та реабілітації хворих на серцево-судинні захворювання Шевченко В.М., Невструєв В.П., Камінський С.М.	276

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

Матеріали X Міжнародної конференції
(Київ, 22–24 вересня, 2021 рік)

Підписано до друку 15.09.2021 р.
Формат 60x84/16. Друк офсетний
Гарнітура TimesNewRoman. Умов. друк. арк.: 16.6
Наклад прим.: 300. Замовлення № 1509/21

Видавець: ТОВ «НВП «Інтерсервіс»
м. Київ, вул. Бориспільська, 9
Свідоцтво: серія ДК № 3534 від 24.07.2009 р.

Виготовлювач: СПД Андрієвська Л. В.
м. Київ, вул. Бориспільська, 9
Свідоцтво: серія В03 № 919546 від 19.09.2004 р.