V International Conference

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

Book of Abstracts

September 24 – 25, 2015, Kyiv, Ukraine

Medical physics – the current status, problems, the way of development. Innovation technologies. Abstracts of 5th International Conference, September 24 – 25, 2015, Kyiv, Taras Shevchenko National University of Kyiv, 2015. – 65 p.

The published abstracts are speaker's and participant's papers of 5th International Conference "Medical physics – the current status, problems, the way of development. Innovation technologies". Abstracts are reflecting the scientific, methodical and practical results of scientific researches. Results are directed to improve the way of medical physics development in post-Soviet countries and further promotion of innovation technologies in the market of medical services.

The workshop is held by initiative of Taras Shevchenko National University of Kyiv and Ukrainian Association of Medical Physicists and Engineers with the participation of specialists of leading institutions of higher education, medical and scientific organizations, authorities and also representatives of Ministry of Public Health of Ukraine, State Nuclear Regulatory Inspectorate of Ukraine, National Academy of Medical Science of Ukraine, etc. The conference aim is cooperation of community in the area of enlightenment, science, public health and nuclear regulation for effective training of specialists in medical physics.

Organizers of conference:
Taras Shevchenko National University of Kyiv (KNU);
Training-Research Center for Radiation Safety of KNU;
Ukrainian Association of Medical Physicists and Engineers.
Sponsor of conference: UCT "TomoTherapy"

Organizing committee:

Chairman	Hubersky L., Academician of NAS of Ukraine, Rector
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, International Atomic Energy Agency, Austria
	Zaredinov D., Senior Radiologist, Ministry of Public Health of Uzberistan Republic
KNU	Anisimov I., Dean, Radiophysics Fuculty
	Aslamova L., Director, TRC for Radiation Safety
	Bulavin L., Academician of NAS of Ukraine, Head of Department of Molecular Physics, Physics Faculty
	Kulish M., Corresponding Member of NAS of Ukraine, Head of Department of Functional Materials Physics, Physics Faculty
	Lavrenjuk Ya., Acting Pro-rector (Scientific Work)
	Makarets M., Dean, Physics Fuculty
	Kulich Ie., Secretary of Conference

П’ята міжнародна конференція

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

Збірник тез

24 – 25 вересня 2015 року, м. Київ, Україна

Медична фізика – сучасний стан, проблеми, шляхи розвитку. Новітні технології. Збірник тез 5-ї міжнародної конференції, 24 - 25 вересня 2015 р., м. Київ, Київський національний університет імені Тараса Шевченка, 2015. – 65 с.

Тези, що публікуються, являють собою матеріали доповідачів та учасників 5-ї міжнародної конференції „Медична фізика – сучасний стан, проблеми, шляхи розвитку. Новітні технології", та відображають наукові, методичні та практичні результати досліджень, спрямованих на вдосконалення шляхів розвитку медичної фізики в країнах пострадянського простору, подальшого просування новітніх технологій на ринку медичних послуг.

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

Організатори семінару:
Київський національний університет імені Тараса Шевченка (КНУ);
Навчально-науковий центр радіаційної безпеки КНУ;
Всеукраїнське об'єднання медичних фізиків та інженерів.
Спонсор семінару: Украинский Центр Томотерапии

Організаційний комітет:

Голова	Губерський Л.В., академік НАН України, ректор
Міжнародний	Макаровська О.А., Головний спеціаліст з радіаційної безпеки, Відділ радіаційного, транспортного та безпечного регулювання інфраструктури радіаційних відходів та відділ безпеки транспортування МАГАТЕ, Австрія
	Зарединов Д.А., головний радіолог Міністерства охорони здоров'я Республіки Узбекістан
КНУ	Анісімов І.О., декан радіофізичного факультету
	Асламова Л.І., директор ННЦ радіаційної безпеки
	Булавін Л.А., академік НАН України, завідувач кафедри молекулярної фізики фізичного факультету
	Куліш М.П., член-кореспондент НАН України, завідувач кафедри фізики функціональних матеріалів фізичного факультету
	Лавренюк Я.В., в.о. проректора з наукової роботи
	Макарець М.В., декан фізичного факультету
	Куліч Є.В., секретар конференції

Навчання та підготовка медичних фізиків
Education and training of medical physicists

Роль органів місцевого самоврядування в організації контролю за дотриманням законодавства при використанні джерел іонізуючого випромінювання в сфері охорони здоров`я

Сесемко А.О.

Вищий адміністративний суд України
arkadiys@ukr.net

З часів катастрофи на Чорнобильській АЕС органи місцевого самоврядування приділяють особливу увага організації контролю за дотриманням законодавства в сфері охорони здоров`я, особливо, в частині дії іонізуючого випромінювання на здоров'я людини. Зважаючи на те, що щорічно в Україні проводиться біля 42 млн. медичних процедур при використанні ДІВ, забезпечення радіаційного захисту людини і довкілля є пріоритетним напрямом державного регулювання ядерної та радіаційної безпеки.

Наразі важлива роль відводиться органам місцевого самоврядування в організації контролю за дотриманням законодавства з питань охорони здоров'я, захисту населення від негативних техногенних впливів, пов'язаних із діяльністю ядерних установок, об'єктів та використанням ДІВ на підвідомчих територіях. Так, у ст. 20 Закону України «Про використання ядерної енергії та радіаційну безпеку» закріплено повноваження місцевих органів виконавчої влади та органів місцевого самоврядування, які в межах своєї компетенції забезпечують інформування населення про радіаційну обстановку; здійснюють контроль за забезпеченням безпеки населення й охороною навколишнього природного середовища на своїй території, за готовністю підприємств, установ, організацій та громадян до дій на випадок радіаційної аварії; беруть участь у ліквідації наслідків радіаційних аварій; здійснюють контроль згідно з повноваженнями, передбаченими законодавством, за діяльністю юридичних і фізичних осіб, які використовують ядерні установки, ДІВ і ядерні матеріали; готують пропозиції щодо видів, обсягів, джерел надання соціально-економічної компенсації ризику для населення, яке проживає в зонах спостереження. Тобто в цій статті визначено загальну компетенцію без розмежування повноважень між місцевими органами виконавчої влади та органами місцевого самоврядування в зазначеній сфері.

Водночас у Законі України «Про місцеве самоврядування в Україні» вищезазначені повноваження органів місцевого самоврядування не були закріплені. Вважаю за необхідне зазначити, що ст.ст. 26, 33, 43 цього Закону містять лише загальні положення, зокрема щодо надання місцевою радою відповідно до законодавства згоди на розміщення на території села, селища, міста нових об'єктів, сфера впливу діяльності яких включає відповідну територію; прийняття за пропозицією територіальних громад рішення щодо проведення консультативного опитування з питань, які стосуються їхніх спільних інтересів.

Враховуючи євроінтеграційний курс держави, вважаю за доцільне внести згадані зміни в Закони України «Про місцеве самоврядування в Україні», «Про використання ядерної енергії та радіаційну безпеку».

Роль медичного фізика при застосуванні альтернативних медичних технологій в Україні

Макаровська О.А.[1,2], Асламова Л.І.[2,3*]. Куліч Є.В.[2,3], Меленевська Н.В.[2,3]

1) Міжнародна агенція з атомної енергетики,
2) Всеукраїнське об'єднання медичних фізиків та інженерів,
3) Київський національний університет імені Тараса Шевченка,
Навчально-науковий центр радіаційної безпеки,
**radbez@gmail.com, vomfi.info@gmail.com*

Україна, як член МАГАТЕ, поступово впроваджує міжнародні стандарти, зокрема Basic Safety Standards щодо підготовки та підвищення кваліфікації медичних фізиків. З 2013 року Київський національний університет імені Тараса Шевченка, факультет радіофізики, електроніки та комп'ютерних систем готує магістрів за спеціальністю „медична фізика".

Основні ознаки пріоритету медичного фізика при застосуванні альтернативних медичних технологій в Україні:

- заміна радіонуклідного медичного обладнання на нове устаткування з генеруючими джерелами з метою зменшення накопичення та розповсюдження р/н джерел, за результатами місії IRRS в України використовується 72% застарілого обладнання;
- інтенсивне впровадженням новітніх технологій, зокрема використання 23 лінійних прискорювачів, хоча за міжнародними стандартами населення держави в 42млн 823 тис має потребу в 85 лінійних прискорювачах; це високотехнологічне інноваційне дороге обладнання неможливо використовувати за відсутності кваліфікованих медичних фізиків та інженерів;
- необхідність гарантії та забезпечення якості при проведенні діагностичних та терапевтичних процедур, має місце відхилення більш ніж у 125 разів від дози опромінення, що доводиться до пацієнта під час діагностичних процедур в Україні. Вважаємо, що від розвитку медичної фізики, а саме, підготовки національних висококваліфікованих фахівців в цій сфері залежить стан здоров'я нації.

Враховуючи євроінтеграційний курс держави щодо імплементації ДИРЕКТИВИ РАДИ 2013/59ЄВРАТОМ Навчально-науковий центр радіаційної безпеки Київського національного університету імені Тараса Шевченка розробив проектну пропозицію «Promotion of medical physicists role for implementation of medical alternative technologies in Ukraine», що отримала підтримку МЗС України та буде представлена в цьому році на засіданні Робочої групи Ініціативи Групи Семи «Глобальне партнерство проти розповсюдження зброї та матеріалів масового знищення» під головуванням Німеччини.

Проект спрямований на підвищення рівня: радіаційного захисту персоналу, населення, пацієнтів та довкілля відповідно до світових та європейських стандартів; освіти медичних фізиків та кваліфікації спеціалістів, яки виконують функції медичних фізиків тощо.

Imaging System Model for Experimental Instruction of Medical Physicists

Radchenko N. V.[1] , Radchenko S. P.[2], Sudakov O. O.[2]

Taras Shevchenko National University of Kyiv,
1) Training and Research Center for Radiation Safety, radchenko-n@ukr.net
2) Medical Radiophysics Department, spr@univ.kiev.ua, saa@univ.kiev.ua

Educational equipment on a par with curricula defines modernity and effectiveness of the learning process. It becomes particularly important during the practical laboratory sessions for professional training in coupling fields, such as biophysics, medical equipment and especially in medical physics. Medical physicists (MP) typically deal with areas of testing, optimization, and quality of diagnostic and physics of medical imaging such as radiography, fluoroscopy, mammography, angiography, and computed tomography (CT, PET, SPECT), as well as non-ionizing radiation modalities such as therapeutical and surgical laser light systems, ultrasound introscopic imaging, and MRI. MP have to contribute to maintaining and improving the quality, safety and effectiveness of healthcare services through expert action, involvement or advice regarding the specification, selection, acceptance testing, commissioning, quality assurance, control and optimized clinical use of medical devices. All activities have been based on current best evidence or own experience, knowledge of physical processes and functional principles of medical devices. So MP training includes several stages of theoretical and experimental operations. Training process should simulate conditions that occur in clinical healthcare facilities. Laboratory works on medical imaging physics must reproduce the equipment conditions, characteristics of objects as close to real physical experiment as well as to medical and biological situation.

Real medical imaging systems in medical departments and hospitals have high-usage by routine diagnostics and are very expensive to use during laboratory training. Thus usage of the clinical medical imaging systems recedes to the background and therefore the development of the experimental model of imaging system is urgent and useful for laboratory work. Model of CT for experimental instruction in medical imaging physics is present. Laboratory model of imaging system is proposed as computer-aided measurement system for the experimental investigation and based on digital X-ray system of Training and Research Center for Radiation Safety. Reconstruction and image processing algorithms as well as software are developed on Medical Radiophysics Department.

Ukrainian mHealth Application Designed to Manage Medical Data of Patients with Cancer

Kravchuk V.V*, Kulikov VM, Dvorschenko OS, P'yatchanina TV

RE Kavetsky Institute of Experimental Pathology, Oncology and Radiobiology, National Academy Sciences of Ukraine (IEPOR) Kyiv, Ukraine

In Ukraine, mobile penetration (number of subscribers relative to the total population) increased to 134% in 2014, the forecast for 2020 being 165%. According to Ericsson, the volume of mobile traffic per Ukrainian subscriber will reach 2000 Mb/month by 2020.

With the ever growing mobile market, development of mobile technologies is a must. One such technology is mHealth – an approach that ensures information support in the areas of health care and medicine using mobile devices. An example of successful implementation of this technology is the campaign entitled “measure up / pressure down”, which was conducted by the American Medical Group Foundation and has already helped to improve the detection and control of hypertension in 414,167 people. We at IEPOR are working on our own mHealth application.

Objective: To develop a reference-information mHealth application for mobile devices on the basis of Android platform, which would allow searching, classifying, and storing information supplied to the patient with breast cancer (BC) during examination, treatment, and rehabilitation.

The application is developed in Java and Android SDK using elements of object-oriented programming. The visual part of the software is developed with the use of XML language. Statechart diagrams are developed using UML language. The Integrated Development Environment (IDE) is presented by Eclipse program with built-in Android SDK.

As of now, design has been developed, UML diagrams have been built, and a friendly user interface has been developed. Currently, we are programming transitions and services that will be provided to the user. Stages of development include testing and configuring the application with the view of posting it to Google Play.

The application features the following services and components: "BC Guide" (information and reference section: user-friendly brief information about the nature of breast cancer, symptoms, treatment guidelines, etc.); "Case Record" (classified and stored information received by the patient from their physician; it includes sections: "Your diagnosis", "Examinations", "Subjective Feelings", "Prescription" and "History of Treatment"); "Ask Your Doctor" (contains several groups of standard questions doctors are frequently asked; the users can add their own questions and type text or add an audio record); "Your Doctor" (stores contact information of specialists, who comprise the medical support group); "Guide" (includes a glossary and information on specialized oncological institutions of Ukraine).

Особливості оцінювання коефіцієнтів пропускання тканин за вимірюваними дозами та за яскравістю зображення

Мірошниченко Н.С.[1,2*], Менелевська Н.В. [1], Куліч Є.В.[1], Хобта Ю.В.[2], Мірошниченко С.І.[2]

1) Київський національний університет імені Тараса Шевченка
2) Науково-виробниче об'єднання «Телеоптик»
** radbez@gmail.com*

Рентгенівська комп'ютерна томографія (КТ) є одним з найефективніших методів сучасної діагностики, оскільки має високий ступінь інформативності одержуваних результатів. Разом з тим, така інформативність має також високу ціну, яка виражається у вартості обладнання та дозових навантаженнях, які відчуває пацієнт.

У відмінності від КТ, одержуваний при рентгенографії рентгенівський знімок, являє собою проекційне зображення, на якому видно не органи і тканини людини, а лише їх тіні, що накладаються один на одного. Такий вид дослідження хоч і має меншу інформативність, однак володіє невисокою вартістю обладнання і низькими дозовими навантаженнями на пацієнта.

В зв'язку з цим, виникає зацикленість використати позитивні якості технологій КТ і рентгенографії для підвищення якості діагностики та зниження дозових навантажень на пацієнта порівняно з традиційним КТ.

Підвищення інформативності рентгенівських зрізів, отриманих за допомогою цифрових рентгенодіагностичних комплексів можна почати з отримання забарвлених в анатомічні кольори двомірних зображень. При цьому сформоване двомірне зображення матиме звичну для лікаря анатомічну розмальовку органів і тканин. Це суттєво полегшить для лікаря сприймання таких зображень і постановку діагнозу пацієнтові.

Колірне кодування може бути виконано на основі відповідності кольору тканини або органу його коефіцієнту пропускання. Наприклад, наявність жирового інфільтрату в печінці можна діагностувати, виявивши ділянку аномально низького пропускання в паренхімі печінки.

Проведення такої роботи необхідно почати з вивчення характеристик пропускання в різних середовищах. При цьому необхідно визначити умови відповідності коефіцієнтів пропускання, перерахованих за яскравості зображення, і коефіцієнтів пропускання, розрахованих на основі вимірянь дозиметром.

У проведеній роботі було досліджено коефіцієнти пропускання різних середовищ на прикладі алюмінію і води. При цьому було з'ясовано, що коефіцієнти пропускання, розраховані на основі яскравості зображень, значно відрізняються від коефіцієнтів пропускання, перерахованих за дозами, виміряних за допомогою апаратури. Похибка склала 20 ... 30%, що є неприпустимим для медичної практики. Така похибка може привести до неправильного колірного кодування зображення і відповідно спотворення в постановці діагнозу пацієнтові.

Корекція коефіцієнтів пропускання може бути здійснена як за допомогою коригувальних коефіцієнтів, так і апаратними засобами. Експериментально знайдено, що при додаванні до складу рентгенівського тракту алюмінієвого фільтра товщиною 4 мм розбіжність коефіцієнтів пропускання, розрахованих за яскравості зображення і по

дозам, виміряних апаратурою, істотно менше. Така розбіжність не перевищує 5%, що відповідає помилці вимірювання, і загальноприйнята у медичної практиці. Додавання алюмінієвого фільтра додатково веде до зниження дози, поглиненої пацієнтом, що також підтверджує раціональність використання додаткових фільтрів.

Методики опромінення молочної залози з урахуванням толерантності нормальних тканин за критеріями гістограми «ДОЗА / ОБСЯГ»

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

Клініка ізраїльської онкології ЛІСОД, м.Київ
** lissod.com.ua*

Щорічно рак молочної залози (РМЗ)в Україні діагностують близько 16,5 тис. жінкам, ,половина з них, жінки дітородного і працездатного віку[1].

РМЗ - гетерогенне захворювання з різними варіантами клінічного перебігу пухлинного процесу. У зв'язку з цим виникає необхідність вибору тактики лікування з урахуванням не тільки стадії захворювання, а й основних прогностичних факторів.[5]

Враховуючи сучасні тенденції в лікуванні злоякісних пухлин молочної залози на поліпшення якості життя пацієнток, протягом останніх десятиліть стандартом в лікуванні РМЗ стали органозберігаючі операції, а також реконструктивно-відновні операції з використанням місцевих тканин[5] .

Рандомізованими дослідженнями достовірно доведено, що проведення ад'ювантної променевої терапії (ПТ) при органозберігаючих операціях підвищує локальний контроль в 3-4 рази[2].

Метою сучасної ПТ при органозберігаючих операціях є досягнення косметичного ефекту та зменшення ускладнень, зумовлених опроміненням.

В залежності від стадії, виду радикальної операції, ступеня поширення пухлинного процесу, клінічної форми, локалізації пухлини, віку хворих та інших факторів, 70-80% пацієнток з пухлинами молочної залози отримують ад'ювантну ПТ [6].

Мета нашої статті розповісти про сучасні методики опромінення молочної залози з урахуванням толерантності нормальних тканин за критеріями гістограм обсяг / доза, що використовуються в клініці ЛІСОД.

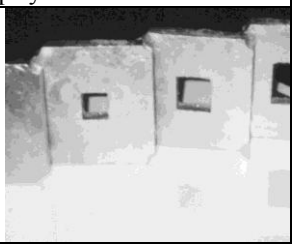
В клініці ЛІСОД променева терапія проводиться з використанням сучасного радіотерапевтичного обладнання, до складу якого входять: лінійні прискорювачі електронів «Clinac 2100 DMC», «Clinac 600C», з енергією фотонів 6 і 15 МВ і енергією електронів 4, 6, 9, 12, 15 МеВ, з комп'ютерною системою управління, з динамічною многопластінчатой діафрагмою Millennium MLC і пакетом програм, що дозволяє реалізувати найсучасніші методики опромінення (відображення в реальному часі «Portal Vision»).

Конформне опромінення проводиться під контролем положення коліматоров і різних блоків за допомогою комп'ютерного управління при створенні фігурних полів складної конфігурації. Конформне променеве лікування вимагає обов'язкового застосування тривимірного планування опромінення.

Наявність багатопелюсткового коліматора з рухливими вузькими пелюстками дозволяє блокувати частину радіаційного пучка і формувати необхідне фігурне поле опромінення, під управлінням комп'ютера.

До найпростіших методик створення конформного дозного розподілу відносяться методики опромінення з використанням вирівнювальних фільтрів, болюсов та індивідуальних формуючих блоків. (Рис.1)

Рис.1 Вирівнювальні фільтри

Вирівнювальні фільтри	Болюси	Індивідуальні формуючі блоки
		

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

Звичайна фракціонація: ад'ювантна променева терапія всієї молочної залози зазвичай здійснюється протягом 6-7 тижнів. Першим етапом опромінюється вся молочнаї залоза разовою осередковою дозою (РІД) 2 Гр щодня 5 разів на тиждень 25 фракцій (сумарна вогнищева доза (СВД) 50 Гр) з подальшим додаванням буста на ложе пухлини у вигляді додаткових 8 фракцій (16 Гр) [2,3,7].

Приклад: Хвора М.,36років. Діагноз :Інфільтративна протокова карцинома правої молочної залози pT2(2,9см)N0(0/2sn)M0 G3, Ki67-70%, L0, V0, R0, ER-, PR-, Her2/neu – від'ємне, 2А ст., 2 клін. гр. Стан після онкопластичної лампектомії з пластикою нижнім лоскутом по Aubert + БСЛУ.

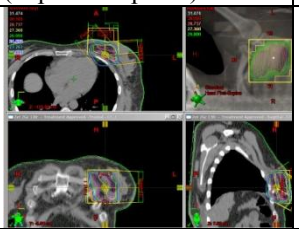
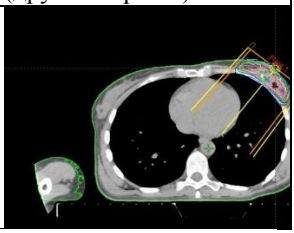
Рекомендовано:

1Ад'ювантна хіміотерапія по протоколу АС (4 цикли) + Таксол (12 щотижневих введень).

2. Ад'ювантна променева терапія на область ураженої молочної залози в СВД 50Гр/25фр + boost на ложе пухлини 16Гр/8фр (фотони або електрони).

План опромінення представлений на Рис.2

Рис.2 Звичайна фракціонація

Вся молочна залоза (1-ший етап)	Буст фотони (перший варіант)	Буст електорни (другий варіант)
		

Внутрішньогрудні лімфатичні вузли вражаються приблизно в 20% випадків, найчастіше при медіальній локалізації пухлини.

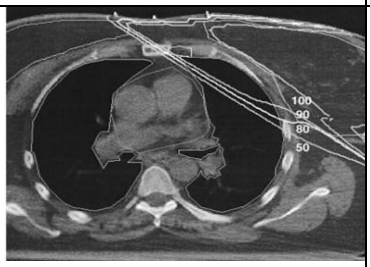
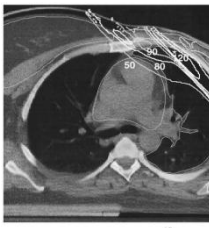
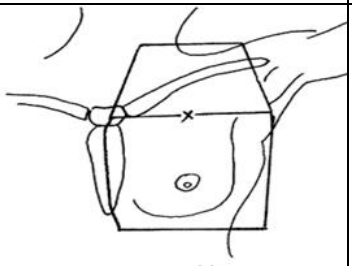
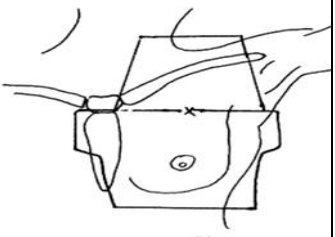
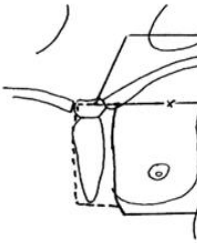
Для опромінення парастернальної зони ми використовуємо наступні методики (Рис.3):

1. Тангенційні поля (PWT)

2. Техника опромінення молочної залози та внутрішніх грудних лімфовузлів (фотони / електрони (Р / Е)

3. Стандартний метод по дотичній (ST)

Рис.3Методики опромінення молочної залози та внутрішніх грудних лімфовузлів

Тангенційні поля (PWT)	Фотони / електрони (Р / Е)	Стандартний мето дотичній
		 (d) . 2. (*Cont'd*) (c) Dose distribution with mastectomy and PWT. (d)
 (a)	 (b)	 (c)

PWT техника найбільш оптимальна при опроміненні внутрішньо грудних л/в з прийнятною токсичністю органів ризику, особливо серця, та з добрим ізодозним розподілом.

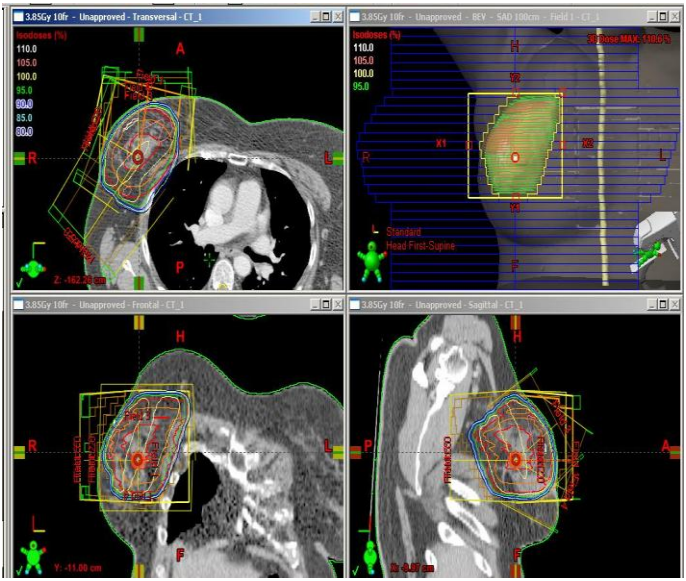
Канадський протокол [7]:

Променеву терапію починають протягом 8 тижнів після хірургічного етапу лікування. Після хіміотерапії опромінення рекомендовано почати як мінімум через 2 тижні після останнього циклу хіміотерапії. Сумарна доза 38,5 Гр за 10 фракцій - дві фракції в день, кожна по 3,85 Гр, з інтервалом 6годин, 5 робочих днів поспіль (з понеділка по п'ятницю).

Пацієнти, відібрані для проведення лікування за канадським протоколом мають наступні характеристики: середній вік більше 60 років; максимальний розмір пухлини <1 см; інвазивна протокова карцинома; пацієнтки в постменопаузі; розташування пухлини в верхній зовнішній та верхній центральній ділянці молочної залози.

Часткове опромінення молочної залози з використанням тривимірної конформной дистанційної променевої терапії технічно здійсненна та проводиться за умови суворого дотримання критеріїв дозиметрії (Рис4).

Рис.4 Часткове опромінення молочної залози.



Гіпофракціонація [4,7]: Методика ад'ювантної променевої терапії раннього РМЗ по 2,5 Гр на область всієї молочної залози щодня, 5 разів на тиждень, 18 фракцій, з подальшим бустом на ложе пухлини.

Показаннями для застосування даного режиму фракціонування є Т1-2 N0-1 M0 стадія РМЗ після проведеної консервативної хірургії, пухлина будь-якого біологічного підтипу і диференціювання з відсутністю показів для опромінення регіонарних лімфовузлів, будь-який вік пацієнтки, без обмеження за розміром молочної залози.

Показники частоти і термінів виникнення місцевих рецидивів, загальної виживаності, частоти і тяжкості кардіологічної токсичності та косметичного ефекту при опроміненні молочної залози РВД 2,5 Гр нічим не відрізнялися від результатів опромінення в режимі класичного фракціонування РВД 2 Гр. У ряді випадків косметичний ефект навіть краще, ніж при класичному фракціонуванні, показники локального контролю в групі 2,5 Гр виявилися кращими.

Органи ризику і допустимі значення дозиметричних параметрів доза / обсяг для органів ризику і нормальних тканин при конформному опроміненні оконтурюються та визначаються лікарями.

Органами ризику для даної анатомічної області є спинний мозок, легені, серце, плексит, стравохід, набряк руки (при опроміненні л / у).

Легеня : при опроміненні V20 .> 20% виникає симптоматичний пневмоніт

Пульмоніти з клінічними проявами виявляються у 1% -1,3% хворих при послідовному хіміопроменевому лікуванні; при опроміненні надключичного поля-у 3%; в 8,8% - при одночасній ХЛТ (Lingos T., Recht A., Vicini F.,1991)

Сердце: максимальна доза 55Гр на 1/3 об'єму.

Кардіальні ускладнення (ішемічна хвороба серця, інфаркти) - більш виражені у хворих з лівосторонньої локалізацією, при опроміненні парастернальной області, коли

в зону опромінення включається великий обсяг міокарда (Rutqvist L. et al., 1990; Paszat L. et al., 1998).

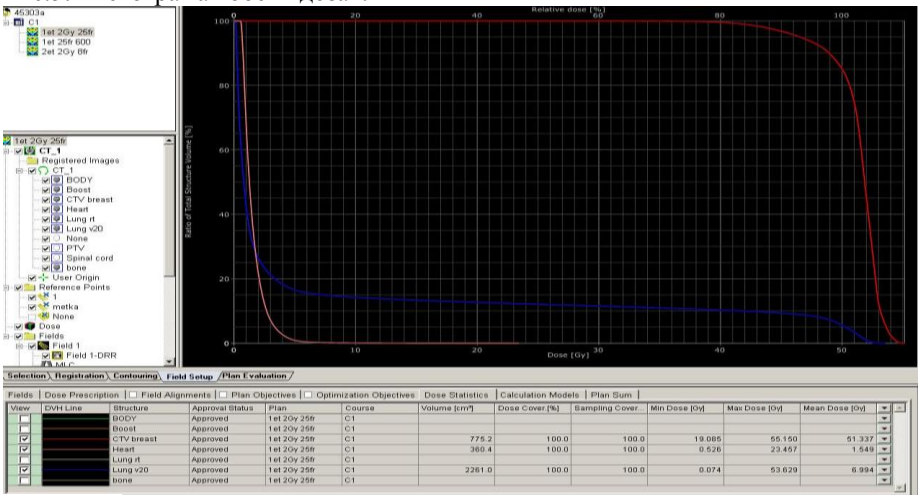
Набряк руки - після хірургічного лікування - 2% -10%, проведення післяопераційного опромінення збільшує його частоту до 13-18% (Meek A., 1998; Larson D. et al., 1986).

Основними завданнями медичного фізика при розробці плану променевої терапії є:

досягнення однорідного розподілу дози в клінічному обсязі опромінення (clinical target volume, CTV) і планованому обсязі опромінення (planning target volume, PTV);

Не перевищення толерантних сумарних доз на критичні органи за критеріями гістограм «обсяг-доза». Рис5.

Рис.5. Гистограма «обсяг-доза».



Висновки:

1.Променева терапія є ефективним методом лікування раку молочної залози.

2.Існує безліч методик , що дозволяють зменшити променеві реакції в ході лікування і після нього.

3.Професіоналізм лікаря, поряд з роботою медичного фізика, грає важливу роль в ефективності лікування і захисту органів ризику.

4.Вік і індивідуальна сприйнятливість до променевої терапії пацієнта має вплив на результативність лікування (вибір протоколу опромінення).

Література:

[1]. Федоренко З.П.Рак в Україні 2011.-№2.-С.73-74

[2]A Guide for Delineation of Lymph Nodal Clinical Target Volume in Radiation Therapy. Giampiero Ausili Cefaro , Carlos A. Perez , Domenico Genovesi, Annamaria Vinciguerra (Eds.). -2008-

[3]Handbook of Evidence-Based Radiation Oncology, 2nd Edition, Eric K. Hansen, Mack Roach, III. 2010

[4]Handbook of Radiation Oncology . Bruce G. Haffty, Lynn D. Wilsson. 2009

[5].Outcome of different timing of radiotherapy in implant-based breast reconstruction , M. Nava, A. Penatti at all// Plastic and reconstructive surgery.-2011.-Vol.128-P.353-359

[6]Radiotherapy in practice: external beam therapy. Peter Hoskin. 2006
[7]Radiation Oncology An Evidence-Based Approach. J. J. Lu ・ L. W. Brady. 2008
TNM Classification of Malignant Tumours - 7th edition

Підготовка плану променевого лікування методом променевої терапії з модуляцією інтенсивності (IMRT)

Р.М. Зелінський

Медичний центр «Кібер Клініка Спіженка», Київ
** zelinskyi.ruslan@cyberclinika.com*

Вступ: променева терапія з модуляцією інтенсивності (Intensity-modulated radiation therapy (IMRT)) – це метод високоточної променевої терапії, який, використовуючи прискорювачі елементарних частинок під контролем складних комп'ютерних алгоритмів, дозволяє змінювати форму та інтенсивність радіаційного випромінювання та доставляти його в необхідній кількості до визначених об'ємів будь-якого розташування, розмірів та форми, при цьому не перевищуючи толерантних доз органів ризику.

Показами до використання методу IMRT є близьке розташування критичних органів, складна форма зони опромінення, необхідність використання підвищених разових чи сумарних доз та ін.

Мета: визначення особливостей планування та верифікації планів, а також оптимізація процесу лікування з використанням методики променевої терапії з модуляцією інтенсивністю (IMRT) в роботі медичного фізика.

Методи та матеріали: для проведення променевої терапії використовується лінійний прискорювач Elekta Synergy та плануюча система XiO з опцією IMRT. Вперше планування та лікування хворого в режимі IMRT було проведено в травні 2012.

З січня 2012 до вересня 2015 в МЦ «Кібер Клініка Спіженка» радіотерапевтичне лікування проводилось 726 хворим. 353 (48,6%) хворих пройшли променеве лікування з використанням методу IMRT.

Процес проведення дозиметричних розрахунків медичним фізиком за допомогою даного методу має ряд особливостей. Зокрема, на відміну від попередніх методів з використанням прямого планування шляхом «спроб та помилок», це використання інверсного планування, при якому задаються клінічні цілі, а математичні алгоритми розраховують необхідні геометричні та дозиметричні параметри.

В плануючій системі XiO процес планування можна розділити на декілька основних кроків:

Розташування лікувальних пучків.

Задання клінічних цілей.

Визначення параметрів оптимізації.

Оптимізація інтенсивності пучків.

Сегментація пучків.

Визначення параметрів оптимізації інтенсивності сегментів.

Оптимізація інтенсивності сегментів.

Фінальна оцінка плану.

Кожен IMRT-план потребує ретельної верифікації шляхом порівняння теоретично розрахованої дози в плануючій системі з практично виміряною за допомогою фантома та дозиметричних детекторів. У випадку виявлення похибок, які перевищують допуски, необхідно визначити їх можливі причини та провести повторне планування.

Відповідальним за процес планування та верифікації є медичний фізик, який забезпечує точне та якісне лікування кожного пацієнта.

Висновки: метод IMRT має суттєві відмінності в процесі планування у порівнянні з іншими методами. Якісний дозиметричний розрахунок, який виконується медичним фізиком, є одним з основних факторів успішного лікування пацієнтів з використанням даного методу.

TomoTherapy. At last in Ukraine

Synchuk D.*, Gumeniuk M., Zinvaliuk.O., Gumeniuk K

Ukrainian Center of TomoTherapy

* D.Sinchuk@tomocenter.com.ua, N.Gumenyuk@tomocenter.com.ua, A.Zinvalyuk@tomocenter.com.ua, E.Gumenyuk@tomocenter.com.ua

TomoTherapy® HD (Helical & Direct) is a new system for radiation therapy treatment, which is specially designed for precise IMRT delivery. The beam is generated by a 6 MV linear accelerator that is mounted on a slip ring gantry. The beam passes through a primary collimator and is further collimated into a fan-beam shape by an adjustable jaw. The fan beam has an extension of 40 cm in the lateral (x) direction at isocenter. In the superior-inferior, or y-direction, the beam is collimated by an adjustable jaw that havean extension of 1.0, 2.5, and 5.0 cm at isocenter in the y-direction.

For further collimation, a binary 64 leaf multileaf collimator (MLC) is used to divide the fan beam in the x-direction. The MLC leaves travel in the y-direction. The MLC is pneumatically driven (rapid transitioning, ≈20 ms) and each MLC leaf is either closed or open and intensity modulation is achieved via leaf specific opening times. A beamlet is defined as the part of the treatment beam that one MLC leaf covers. The y-dimension of each beamlet at the isocenter depends on the y-jaw setting; the size of each beamlet in the x-direction is 0.625 cm. For the purpose of treatment planning each rotation is divided into 51 sections. These are called projections. For each projection, each MLC leaf has an unique opening time.

During treatment, the ring gantry continuously rotates (helical mode) or fixed (direct mode).while the patient is continuously translated through the beam plane.

The ring gantry also contains a detector system that is mounted opposite the accelerator and is used to collect data for MVCT acquisition. In this case nominal beam energy is lowered to 3.5 MeV. This feature allows us to provide image-guided radiation therapy (IGRT) and adaptive radiation therapy.

The TomoTherapy units do not have field flattening filters. TomoTherapy is ready to deliver SRS-SBRT treatment. A beam stopper is used to reduce room-shielding requirements.

Today this new type of radiation therapy, which provides high-precision and optimal treatment, is available in the "Ukrainian Center of TomoTherapy". TomoTherapy HD excels at treatment delivery for: head & neck cancers, whole brain cancers (wide spread primary & metastatic intracranial tumors), thoracic cancers, spinal lesions, prostate cancers, breast cancer, bone lesions, bone marrow indications (total marrow irradiation), many additional indications & diagnoses. TomoTherapy is superior in conformity and homogeneity indexes, normal tissue sparing which consequently increase the quality of life of patients undergoing radiotherapy treatment.

Capelle L., Mackenzie M. , Field C. et al. Adaptive radiotherapy using helical tomotherapy for head and neck cancer in definitive and postoperative settings: initial results. Clinical Oncology 24 (2012) p. 208-215

Langen K., Papanikolaou N., Balog J. et al. QA for helical tomotherapy: Report of the AAPM Task Group 148. Med. Phys. 37 (9), September 2010, p. 4817-4853.

Van Gestel D., van Vliet-Vroegindeweij C., Van den Heuvel F. et al. RapidArc, SmartArc and TomoHD compared with classical step and shoot and sliding window

intensity modulated radiotherapy in an oropharyngeal cancer treatment plan comparison, Radiation Oncology 2013

Розрахунок дози у фантомах та в пацієнтах за допомогою OCTAVIUS 4D без використання даних плануючої системи

B. Allgaier[1], E. Schüle[1], J. Würfel[1]
Переклад: Тищенко К. А.[2], Гальченко О. Ю.[3]
Українська редакція: Підлубна Т. Г.[4]

1) PTW-Freiburg Physikalisch-Technische Werkstätten Dr. Pychlau GmbH Lörracher Straße 7, 79115 Freiburg, Germany 1.
2) ТОВ «Канберра Паккард»
3) Національна медична академія післядипломної освіти ім. П. Л. Шупика
4) Клінічна лікарня «Феофанія», Всеукраїнський центр радіохірургії

Сучасні методи променевої терапії, такі як IMRT та VMAT, вимагають складних методів планування опромінення, важливою складовою яких є проведення контролю якості опромінення. Незалежними інструментами контролю якості були признані ті, що не потребують даних про дозу від системи планування лікування для реконструкції тривимірного розподілу дози. В статті наводяться описання сучасної незалежної системи для верифікації планів променевої терапії OCTAVIUS 4D, алгоритми реконструкції дози у фантомі та в тілі пацієнта, оцінка точності системи, що була проведена декількома методами.

1. Вступ

Променева терапія з модуляцією інтенсивності (IMRT) та об'ємно модульована аркова терапія (VMAT) є на данний момент найсучаснішими методами опромінення для доставки дози високо конформними радіаційними полями до об’єму мішені. Ці методи вимагають як складних алгоритмів комп’ютерної системи дозиметричного планування (КСДП), так і складних методик опромінення. Саме тому, використання інструментів гарантії якості для верифікації запланованого дозного розподілу перед початком опроміння пацієнта стала стандартною процедурою в клінічній практиці.

Найпростішими інструментами для контролю якості (QA) є двовимірні пристрої на основі стаціонарних пласких матриць детекторів [1], [2], [3], [4], [5]. Вони дозволяють вимірювати значення доз в одній площині для того, щоб порівняти його з відповідними значеннями у площині, розрахованими за допомогою КСДП. Деякі з цих інструментів мають обмеження щодо кута падаючого пучка через кутову залежність панелі детектора [4], що вимагає проводити так звані руйнівні вимірювання пучка, під час яких гантрі терапевтичного апарату фіксується на певний кут. Інші засоби дозволяють верифіковувати складний план опромінення шляхом корекції кутової залежності із застосуванням поправочних коефіцієнтів [1], [5] або за допомогою фантомів відповідної форми [3].

Через складну об'ємну форму висококонформних полів вважається недоліком обмежуватись однією площиною для вимірювання. В ідеалі, необхідним є отримання повної 3D дозної матриці. На теперішній день, єдиною реалістичною 3D системою для дозиметрії є гелева дозиметрія [6], але, на жаль, існують обмеження у використанні таких систем в клінічній практиці, такі як доступність гелів з відтворюваними властивостями, температурна залежність, зміна об’єму опроміненого гелю з часом, а також потреба у складній апаратурі для оцінки зразків опромінених гелів.

В якості альтернативи реальним тривимірним радіаційним детекторам для вимірювання дози можуть бути використані 2D матриці детекторів у поєднанні з методами реконструкції дози, при яких визначається значення дози в тривимірному об'ємі. Такі 2D детектори доступні або у вигляді плоскої панелі детекторів [7], [8], [9], або як поверхня циліндра [10]. Всі ці системи вимірюють дозний розподіл у часі в певних точках і реконструюють 3D значеня дози в повному об'ємі. В ой час як деякі системи [7], [9] виконують це завдання в якості незалежних вимірювальних інструментів, інші системи [8], [10] вимагають внесення значень дозного розподілу, що розраховані КСДП, для подальшої реконструкції дози. Багато медичних фізиків надають перевагу інструментам контролю якості, які є незалежними від об'єкту перевірки. Тому OCTAVIUS 4D був розроблений як дійсно незалежний інструмент процедури контролю якості перед лікуванням. Ця стаття описує алгоритми, які застосовані для реконструкції дози системою OCTAVIUS 4D у фантомі і в тілі пацієнта. Крім того, представлені деякі результати перевірки системи.

2. Методи 3D реконструкції дози

2.1 Методи, що залежать від даних КСДП

Одним з прикладів системи контролю якості для вимірів тривимірного дозного розподілу є ArcCHECK з опцією 3DVH [10]. Детектори ArcCHECK розміщені по поверхні, яка утворює циліндр, що дозволяє радіаційному пучку опромінювати центральні детектори під прямим кутом при будь-якому куті повороту гантрі. Реконструкція дозного розподілу в об'ємі циліндра базується на модифікації дозної матриці, обрахованої у КСДП. Отже, перед тим як ArcCHECK визначить об'ємну дозну сітку, план лікування із значеннями дози має бути завантажений в програмне забезпечення ArcCHECK. Потім дані із КСДП "коректуються" за допомогою виміряних значень і відкоректовані дані системи планування представляються як результат вимірів ArcCHECK. Цей метод називається "Спланована дозова пертурбація ArcCHECK" (ACPDP) [10]. Коефіцієнти масштабування для пертурбації плану інтерполюються із вимірянних вхідних і вихідних значень на фантом, в результаті чого, на відміну від простої перенормалізації, відбувається "перетворення" дозної сітки. Для визначення розподілу дози в пацієнті поправочні коефіцієнти, отримані для фантома, напряму використовуються для розрахованого плану опромінення, не беручі до уваги розмір та структуру пацієнта [10]. Таким чином, метод ArcCHECK для реконструкції дози базується на розрахованих планах опромінення для фантома і для пацієнта. ArcCHECK не може розрахувати 3D дозну сітку без імпорту даних дозного розподілу із КСДП. Таким чином, метод ArcCHECK не може вважатися незалежним від плану опромінення, що має бути перевірений.

Аналогічним чином, для визначення 3D дозної сітки система Delta-4 [8] потребує введення інформації дозного розподілу із КСДП. Delta-4 змінює план опромінення подібно до ArcCHECK.

2.2 Незалежні методи

Незалежні інструменти контролю якості не використовують дозову сітку, розраховану системою дозиметричного планування, для визначення дозного розподілу у фантомі або в пацієнті, вони потребують дозову сітку КСДП тільки для порівняння з вимірами.

Прикладами незалежних систем є COMPASS [9] і OCTAVIUS 4D [7], [12]. У той час як алгоритм COMPASS є більш складним, і по суті, є системою дозиметричного планування [11], алгоритм OCTAVIUS 4D дуже спрощений і вимагає невелику

кількість фундаментальних вхідних даних, тобто кривих процентних глибинних доз (ПГД) для полів різних розмірів.

Базова версія OCTAVIUS 4D реконструює дозові сітки у фантомі. Додатковий алгоритм "DVH 4D" дозволяє розраховувати в пацієнті гістограми доза-об'єм.

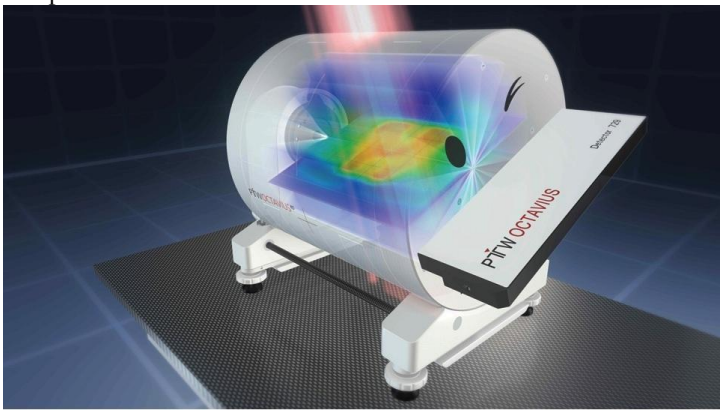
3. Реконструкція дози системою OCTAVIUS 4D

3.1 Обробка даних за допомогою OCTAVIUS 4D

Фантом OCTAVIUS 4D (мал.1) обертається синхронно з гантрі терапевтичного апарату, забезпечуючи виміри дози з урахуванням часу та кута нахилу гантрі. В результаті вимірів весь об'єм фантома покривається виміряними точками. В залежності від застосування, з ротаційним фантомом можна використовувати матриці детекторів різної роздільної здатності. Напрямок падіння пучка завжди перпендикулярний до поверхні матриці детекторів, це дозволяє уникнути введення кутових поправочних коефіцієнтів. Дані збираються та оцінюються за допомогою програмного забезпечення VeriSoft, який є частиною системи OCTAVIUS 4D.

Дані вимірюються та зберігаються через інтервали часу 200 мс. Цей вимірювальний інтервал вважається найкращим компромісом для отримання найбільш точних дозних даних, та є оптимальним для кореляції між значеннями дози та кута нахилу гантрі. Результатом збору даних через 200 мс є достатньо високе співвідношення сигнал-шум і те, що результати не потребують подальшого згладжування. У цьому контексті, використання іонізаційних камер замість кремнієвих діодів є більш оптимальним, оскільки камери, як правило, конструктивно мають на виході краще співвідношення сигнал-шум. З іншого боку, інтервал вимірювання у 200 мс забезпечує хорошу кореляцію між даними дози і значеннями кутів гантрі. Вважаючи, що на сьогодні найвища швидкість обертання гантрі є 360° на хвилину, невизначенність кута гантрі при інтервалах вимірювання 200 мс становитиме ± 0,6°. В поєднанні з властивою невизначеністю вимірів уклономіром ± 1° повна невизначеність кута гантрі для 3D алгоритмів реконструкції дози становить ± 1,2° при швидкості обертання 360° за хвилину. Радіологічні тести точності уклономіра можна знайти в літературі [7], [12].

Під час типового вимірювання для VMAT за 2 хвилини OCTAVIUS 4D проводить прямі вимірювання дози у більш ніж 400,000 точках, розподілених в циліндричному об'ємі фантома.



3.2 Введення OCTAVIUS 4D в експлуатацію

Алгоритм OCTAVIUS 4D оснований на вимірюванні дози на певній глибині в фантомі і на кривих глибинного розподілу доз у відсотоках (ПГД), які використовуються для відновлення значення дози вздовж ліній падіння пучків, що з'єднують відповідні детектори та фокус пучка. Як наслідок, введення в експлуатацію OCTAVIUS 4D є простою процедурою і обмежується вимірюваннями ПГД і перевіркою густини фантома у КСДП.

Для введення в експлуатацію у водному фантомі мають бути виміряні ПГД на відстані джерело-поверхня 85 см. ПГД для розмірів поля 4 х 4 см ², 10 х 10 см ² і 26 х 26 см ² є обов'язковими,а додаткові розміри полів можуть трохи поліпшити точність алгоритмів реконструкції.

Електронна густина фантома OCTAVIUS 4D по відношенню до води має бути встановлена у КСДП як 1,016. Якщо ця функція не підтримується системою дозиметричного планування, густина матеріала фантома або відповідні одиниці Хаунсфілда, що використовується КСДП, мають бути скориговані відповідно до методики, запропонованої виробником [13]. Фантом може бути імпортований до КСДП за допомогою штучного файла даних КТ, що поставляється з системою OCTAVIUS 4D, або шляхом проведення комп'ютерної томографії без матриці детекторів на місці.

3.3 Розподіл дози у фантомі OCTAVIUS 4D

Система OCTAVIUS 4D із відповідним програмним забезпеченням VeriSoft призначена для вимірювання та реконструкції тривимірної сітки розподілу дози без використання інформації щодо дози із системи дозиметричного планування. Таким чином, результати вимірювання цим інструментом контролю якості повністю незазалежні від даних плану опромінення. Основи 3D-алгоритму реконструкції дози прості для розуміння:

Перетворення ПГД, виміряних у воді при введенні в експлуатацію, у ПГД фантома OCTAVIUS 4D, використовуючи відоме співвідношення електронних густин води і матеріалу фантома.

При даному куті гантрі (даний час) розглядається один детектор на матриці детекторів ("поточний детектор").

Вимірюється доза DDet в Гр в даній точці.

Будується лінія падіння пучка через поточний детектор до фокуса пучка.

Визначається поточний розмір поля для опромінених детекторів.

Застосовується корекція для відношень тканина-фантом (TPR) вздовж нецентральної осі відповідно до [14] у випадку пучків з використанням вирівнюючого фільтра, або відповідно до [15] у випадку пучків без вирівнюючого фільтра (FFF).

Всередині фантома, відповідно до ПГД для даного розміру поля, розраховується значення дози D(r) в Гр на відстані r від поточного детектора вздовж лінії падіння пучка згідно із рівнянням (1).

Ця процедура повторюється для всієї матриці детекторів.

Ця процедура виконується для всіх кутів нахилу гантрі.

Використовуючи лінійну інтерполяцію всі значення дози, що були отримані таким чином, перетворюються у вокселі 2.5х2.5х2.5 мм³ (може змінюватись користувачем).

Для матриці Detector 729, від зовнішньої оболонки фантома видаляється прошарок товщиною 3 см, щоб отримати дозну сітку в циліндрі діаметром 26 см та довжиною 26 см. Для Detector1000 SRS циліндр реконструкції становить 11 см в діаметрі та 11 см у довжину.

Доза D(r) вздовж лінії пучка розраховується із дози DDet(0), що вимірюється поточним детектором, за співвідношенням:

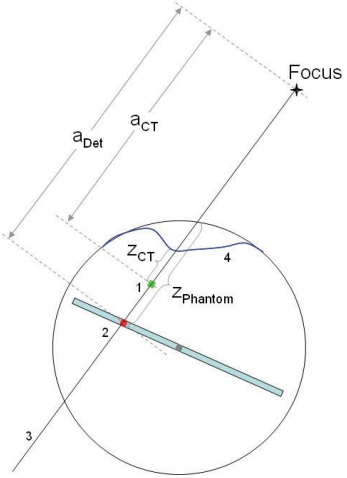
$$D(r) = D_{det}(0)\frac{PDD(r)}{PDD(0)} \quad (1)$$

де PDD(r) та PDD(0) є значеннями глибинного розподілу дози у відсотках на відстані r від поточного детектора на позиції цього детектора.

Зовнішня оболонка фантома видаляється з відновлених даних, тому що детектори в цій області відсутні. Розсіяне випромінювання враховується детекторами, що оточують поточний детектор. Для типового плану VMAT таким методом розраховуються приблизно 1,1 мільонів вокселів (дозних точок). Час, необхідний для реконструкції дози системою OCTAVIUS 4D, складає приблизно 25 секунд.

3.4 Розподіл дози у тілі пацієнта

Для розрахунку 3D дозного розподілу в тілі пацієнта, дані КТ, що містять густину структур, мають бути імпортовані до VeriSoft. Реконструкція дози в тілі пацієнта проходить кроки, описані в параграфі 3.3, проте на етапі g) виконуються інші дії. На відміну від фантома тіло пацієнта не є однородним вздовж лінії падіння пучка, а має структури з різною густиною. Крім того, відстань джерело-поверхня відрізняється через неправильну форму контурів тіла пацієнта. Ця ситуація зображена на Мал. 2.



Мал. 2 Фантом OCTAVIUS 4D з лінією падіння (3), що проходить через фокус пучка та поточний детектор (2), без масштабування. Контур (4) є поверхнею тіла пацієнта за даними КТ зображення. Поточний детектор вимірює дозу D_{Det} на еквівалентній до води глибині $Z_{Phantom}$. Алгоритм реконструює дозу D_{CT} для поточного вокселя (1) на еквівалентній до води глибині Z_{CT} на КТ зображенні. a_{Det} та a_{CT} є геометричними відстанями від фокусу пучка до, відповідно, поточного детектора та поточного вокселя.

Для визначення дози пацієнта в точці на лінії падіння пучка, встановлюється залежність між дозою, що вимірена в фантомі поточним детектором, DDet та дозою в точці на лінії падіння пучка на КТ зображенні DCT. Етапами алгоритму є:

Перетворення ПГД згідно відношень тканина-фантом (TPRs).

Обирається точка (“поточний воксель”) на лінії, що була проведена на етапі d).

Вздовж лінії падіння пучка одиниці Хаунсфілда за даними КТ перераховуються в електронну густину [16].

Проводиться розрахунок водно-еквівалентної глибини поточного детектора в фантомі zDet шляхом множення геометричної глибини на коефіцієнт електронної густини фантомного матеріалу відносно води.

Проводиться розрахунок водно-еквівалентної глибини поточного вокселя у пацієнта, ZCT, відповідно до рівняння (3)

Визначають геометричні відстані між фокусом і поточним вокселем, aCT, та між фокусом і поточним детектором, aDET.

Проводиться розрахунок дози в тілі пацієнта DCT для поточного векселя відповідно до рівняння (2)

Ця процедура виконується для всіх вокселів вздовж лінії падіння пучка в межах контура тіла пацієнта.

Реконструкція дози в тілі пацієнта (або на КТ зображенні) вздовж лінії падіння променя через поточний детектор і фокус пучка виконується за допомогою рівняння (2). Значення символів пояснюються вище.

$$D_{CT} = D_{Det}\frac{TPR(Z_{CT})}{TPR(Z_{Det})}\left(\frac{a_{Det}}{a_{CT}}\right)^2 \qquad (2)$$

Перша частина формули (2) описує різні товщини матеріалу поверхні перед поточним детектором у фантомі та перед поточним вокселем у тілі пацієнта (або КТ). Водно-еквівалентну глибину ZCT поточного вокселя у пацієнті отримують із геометричної глибини Z_{CT}^{geom} та електроних густин залучених матеріалів:

$$Z_{CT} = Z_{CT}^{geom}\frac{\sum_{i=1}^{n}\rho_{CT,i}}{n\cdot\rho_{water}} \qquad (3)$$

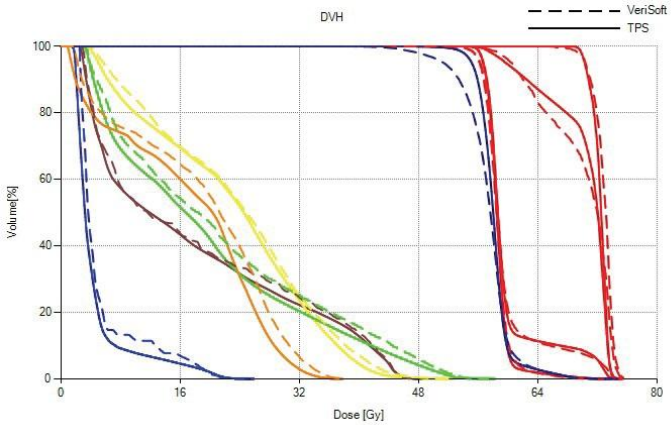
де n – це кількість вокселів вздовж лінії падіння променя від поточного вокселя до поверхні тіла пацієнта, ρWater – це електронна щільність води, а ρ CT ,i є електронною щільністю вокселя i (i = 1, 2, …, n).

Друга частина формули (2) описує різницю у відстані до фокусу пучка використовуючи обернену квадратичну залежність.

TPR у формулі (2) розраховуються із виміряних ПГД використовуючи обернену квадратичну залежність згідно з BJR 11 [17].

Цей алгоритм невзмозі врахувати вплив розсіяного випромінювання, оскільки структури, через які проведена лінія падіння пучка, мають різну густину.

Час, який потрібен системі OCTAVIUS 4D для розрахунку 3D дозного розподілу в тілі пацієнта, становить, як правило, близько двох хвилин.



Мал. 3 Гістограми доза-об'єм в тілі пацієнта, розраховані OCTAVIUS 4D (пунктирні лінії) та плануючою системою (суцільні лінії)

Як правило, дозний розподіл в тілі пацієнта візуалізується за допомогою гістограм доза-об'єм (DVHs). Зазвичай, DVHs представлені не для всього пацієнта, але для різних структур, таких як органи ризику або мішень. Для того, щоб визначити DVHs в програмному забезпечені VeriSoft, із КСДП необхідно імпортувати геометрію структур пацієнта. Алгоритм DVH використовує результати розрахунків 3D розподілу дози у тілі пацієнта і реконструює гістограми із значень доз всередині структур. VeriSoft розглядає тільки структури, які повністю знаходяться всередині вимірювального об'єму OCTAVIUS 4D. Якщо КСДП дозволяє експортувати DVH криві, то їх можна порівняти з аналогічними DVH кривими, визначеними системою OCTAVIUS 4D, як показано на Мал. 3.

4. Точність реконструкції

4.1 Методи перевірки

Абсолютну точність систем, подібних до OCTAVIUS 4D, важко визначити для всіх клінічних ситуацій. Крім інших параметрів точність залежить від складності плану опромінення, від наявності градієнтів дози та регіонів із низької густиною, від роздільної здатності матриці детекторів, яка використовується для вимірювань. У цій статті для оцінки точності виміряного дозного розподілу в фантомі були обрані два методи: порівняння результатів статичних полів із розрахунками комп'ютерної системи дозиметричного планування (параграф 4.2), та порівняння складних клінічних IMRT і VMAT планів опромінення з результатами КСДП, а також з результатами вимірювань, отриманих за допомогою стаціонарної системи Octavius II (параграф 4.3).

Точність гітограм доза-обєм (DVH) також була перевірена двома різними методами. Перший – реконструйований максимум дози в пацієнті був порівняний із розрахунком дози у КСДП. Другий – проведено порівняння гамма аналізу всього об'єму реконструйованого дозного розподілу з планом опромінення (параграф 4.4).

Перед початком вимірів та аналізу даних система OCTAVIUS 4D була коректно введена в експлуатацію, як описано в параграфі 3.2. Особливу увагу було приділено правильному налаштуванню відповідності електронної густини фантому в системі дозиметричного планування.

Якщо не вказано інше, всі порівняння розподілів доз були зроблені у програмному забезпеченні VeriSoft 6.0 у формі тривимірного гамма аналізу з локальним гамма критерієм 3% / 3 мм, забороною значень дози, нижче 10% від максимальної дози, та з активованою опцією “2nd and 3rd pass” [18]. Надалі, відносне число вокселів, які відповідають цьому гамма критерію, називають "відсоток проходження", і воно служить мірою для прийняття реконструйованого дозного розподілу.

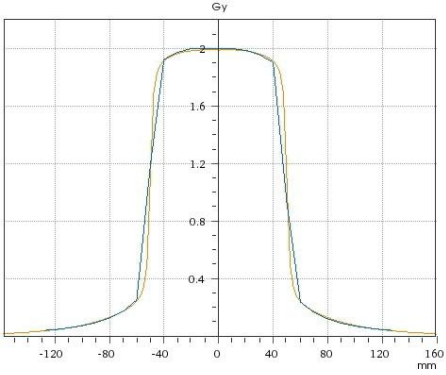
Вимірювання були зроблені на лінійному прискорювачі Varian Clinac iX і порівняні із планами опромінення, розробленими у КСДП Varian Eclipse V10. Результати комплексної перевірки системи Octavius 4D представлені у літературі [7], [12].

4.2 Порівняння із статичними полями

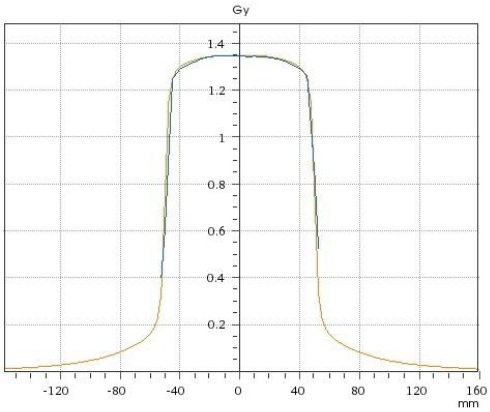
Простим способом отримати уявлення про точність реалізованого алгоритму є застосування статичного поля для OCTAVIUS 4D та порівняння реконструйованих поперечних профілів і реконструйованого глибинного профілю з відповідними профілями, отриманими із КСДП. Можна вважати, що точність КСДП для такої простої геометрії досить хороша, щоб бути референтною. На мал. 4 - 6 відображені результати для статичного пучка 10 x 10 см², який був обчислений за допомогою OCTAVIUS 4D. Як видно з мал. 4, на стандартній панелі детекторів (Detector 729) профілі показують відхилення в регіонах півтіні через те, що роздільна здатність матриці детекторів становить 10 мм. Проте ці відхилення стають менш важливі при обертанні пучка, вони усереднюються протягом вимірювання на багатьох кутах та розмивають ефект від роздільної здатності. Це було продемонстровано вимірюванням при опроміненні повною аркою з використанням того ж поля, в результаті чого циліндричний розподіл дози відповідав розподілу, що був розрахований КСДП з відсотком проходження 99,8% у порівнянні із 83,3% для статичного поля.

При використанні матриці детекторів з більш високою роздільною здатністю, такої як OCTAVIUS Detector 1000 SRS, ефект від роздільної здатності майже повністю усувається навіть для статичних пучків. Роздільна здатність в центральній області (5,5 x 5,5 см ²) цієї матриці становить 2,5 мм, а отриманий відсоток проходження склав 100%. В результаті, виміряні профілі дуже добре відповідають профілям КСДП (мал. 5).

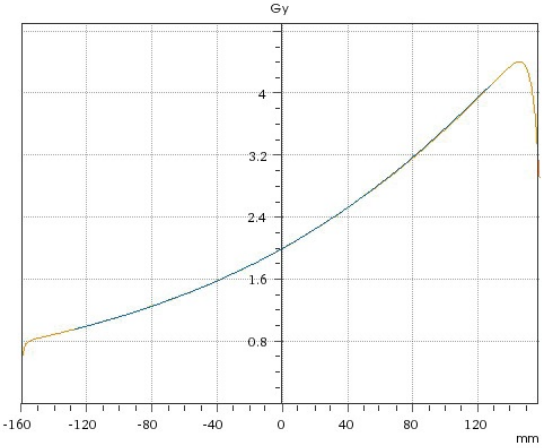
Мал. 6 відображає криву глибинного розподілу дози 6 MV, отриману за допомогою OCTAVIUS 4D із матрицею детекторів Detector 729, при статичному 10 x 10 см ² полі. Відповідність із профілем з КСДП дуже добра.



Мал. 4 Статичне поле 10 х 10 см ², фронтальна площина, ізоцентричний поперечний профіль: OCTAVIUS 4D з матрицею детекторів Detector 729 (роздільна здатність 10 мм, зелена крива) в порівнянні з даними КСДП (жовта крива). Відсоток проходження по всій площині становить 83,3%.



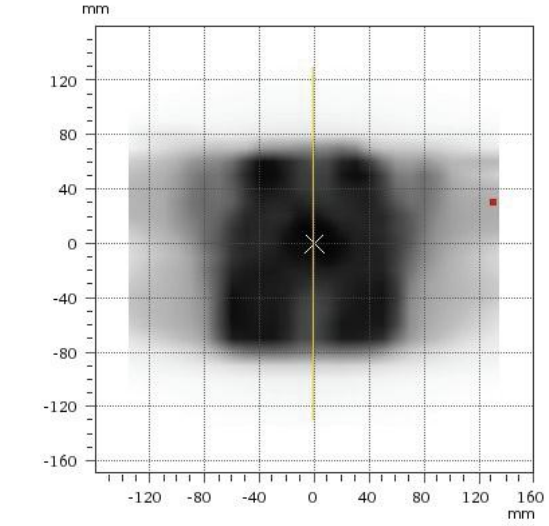
Мал. 5 Статичне поле, 10 х 10 см², фронтальна площина, ізоцентричний поперечний профіль: OCTAVIUS 4D з матрицею детекторів Detector 1000 SRS (роздільна здатність 2,5 мм, зелена крива) в порівнянні з даними КСДП (жовта крива). Відсоток проходження по всій площині становить 100% (95,5% при 1% / 1 мм).

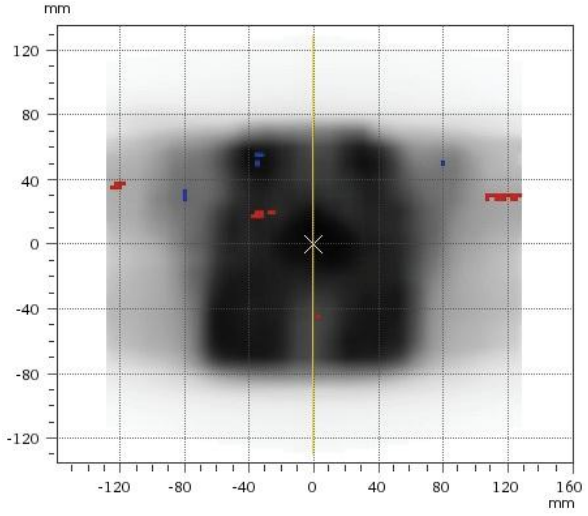


Мал. 6 Статичне поле 10 х 10 см ², поперечна площина: глибинний розподіл дози вздовж центральної осі, отриманий на OCTAVIUS 4D з матрицею детекторів Detector 729 (зелена крива) у порівнянні з даними КСДП (жовта крива). Відсоток проходження по всій площині становить 88,3% .

4.3 Порівняння із стаціонарною матрицею детекторів та данними КСДП

Більш реалістичним тестом є порівняння OCTAVIUS 4D із системою, яка використовує стаціонарну панель детекторів при застосуванні плану IMRT або плану ротаційного опромінення. Для цього систему OCTAVIUS II, що складається із стаціонарного восьмикутного фантома і матриці із 729 детекторів, опромінювали згідно плану IMRT для локалізації голова-шия, який мав 11 полів. Фронтальна площина, що визначена на матриці детекторів, була оцінена за допомогою програмного забезпечення VeriSoft. Потім той же план опромінення був реалізований на системі Octavius 4D, і ті самі фронтальні площини були отримані із 3D дозної сітки. На мал. 7 відображено порівняння обох вимірювань із КСДП. Відсоток проходження для OCTAVIUS II був 99,8%, тоді як для OCTAVIUS 4D він склав 99,2%.

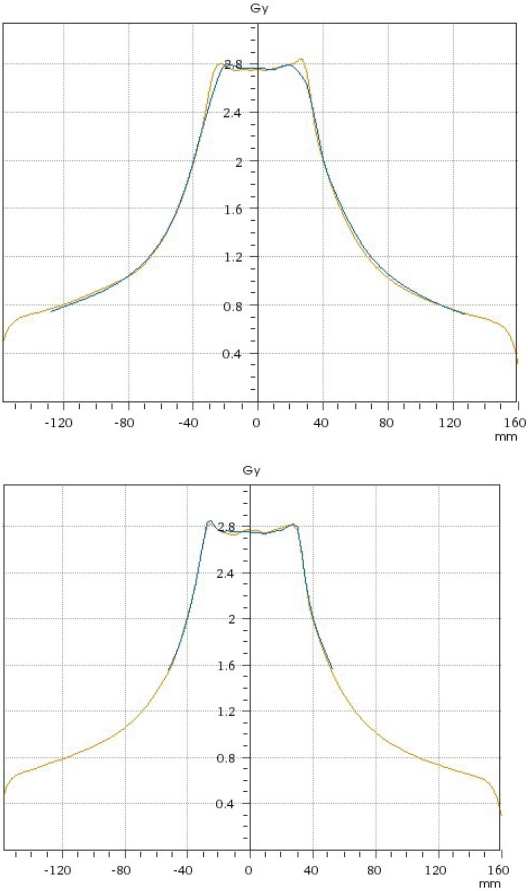




Мал. 7 Порівняння даних розподілу дози у фронтальній площині, отриманих за допомогою стаціонарної системи OCTAVIUS II (верхній графік) і системи OCTAVIUS 4D (нижній графік). План опромінення для голови та шиї, складається з 11 полів. Відсотки проходження 99,8% і 99,2%, відповідно.

Подібне порівняння було проведено між системами OCTAVIUS II і OCTAVIUS 4D для плану опромінення легень із лімфатичними вузлами методом RapidArc. Відсотки проходження становили 100% для OCTAVIUS II і 99,6% для OCTAVIUS 4D.

Зрештою, за допомогою OCTAVIUS 4D з матрицями детекторів різної роздільної здатності був виміряний клінічний план опромінення передміхурової залози. На мал. 8 відображено результати для матриці детекторів Detector 729 з роздільною здатністю 10 мм і для матриці детекторів Detector 1000SRS з роздільною здатністю 2,5 мм. Для критерію 3% / 3 мм відсотки проходження становили 100%, тому він був змінений на 2% / 2 мм. Відсотки проходження відповідно становили 95% і 98,5%.



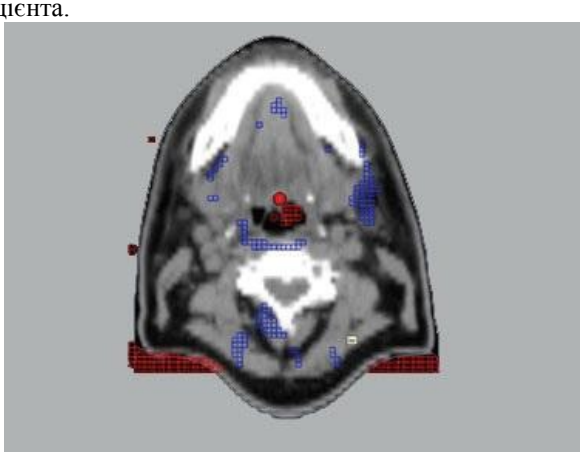
Мал. 8 Вплив просторової роздільної здатності матриці детекторів. На першому графіку відображено профіль у фронтальній площині отриманий за допомогою матриці детекторів Detector 729, другий графік відображує аналогічний профіль, отриманий за допомогою Detector 1000^{SRS}. Обидві матриці детекторів були використані із системою Octavius 4D. Відповідні

профілі КСДП показані жовтим кольором. Відсотки проходження по всій площині із гамма-критерієм 2% / 2 мм становили 95% і 98,5% відповідно.

4.4 Перевірка точності DVH

Точність гістограми доза-обєм, що були отримані OCTAVIUS 4D, оцінювались порівнянням із DVH, що були експортовані із системи дозиметричного планування. Були визначені відмінності між реконструйованими даними та даними КСДП, і розраховані їх середні значення. Невизначеність максимальної дози DVH, виміряної Octavius 4D, становила ± 2% для відносно однородних планів і ± 6% для планів опромінення легень. Ці невизначеності приблизно в два рази вище, ніж невизначеності для DVH розрахованих у КСДП.

Для більш глибокого аналізу точності реконструйованого 3D дозного розподілу у тілі пацієнта, комерційна версія VeriSoft була модифікована, що дозволило порівняння реконструйованих дозних площин у тілі пацієнта з тими, що отримані від КСДП. На мал. 9 показаний результат такого гамма аналізу плану опромінення пацієнта.



Мал. 9 Дозний план у геометрії пацієнта, порівняння даних OCTAVIUS 4D та КСДП. Червоні точки знизу відображають той факт, що алгоритм реконструкції враховував повітря між пацієнтом і кушеткою, тоді як у КСДП це не враховано. Для цього гамма-аналізу комерційна версія програми VeriSoft була модифікована і результати були порівняні з даними системи планування лікування Pinnacle. Відсоток проходження для критерію 2% / 2 мм становив 93,3%.

Для того, щоб оцінити помилки в дозі при реконструкції в тілі пацієнта, була проведена серія гамма аналізів у повному об'ємі шляхом зміни критерію дози при збереженні критерію по відстані у 2 мм. З отриманого співвідношення між критерієм дози і відсотком проходження можна побачити, що відсоток проходження для одного стандартного відхилення (к = 1) відповідає похибці у дозі приблизно ± 2% для відносно однородних планів і ± 5,5% для планів опромінення легень. Це повністю відповідає тим розбіжностям, що були виявлені при порівнянні дозних максимумів, як описано вище.

5. Обговорення

Алгоритми, які використовуються в OCTAVIUS 4D, є простими, вони використовують дозові матриці певних положень гантрі і дуже обмежений набір

додаткових даних, наданих користувачем при введенні системи в експлуатацію. Для розподілу дози в фантомі додаткові дані складаються з ПГД для різних розмірів полів і електронної густини фантому. Для розподілу дози в організмі пацієнта також необхідна інформація про геометрію структур пацієнта і їх густину. Відсутність використання інформації від КСДП для відтворення виміряного дозного розподілу робить систему OCTAVIUS 4D дійсно незалежним інструментом контролю якості.

Найбільші розбіжності між даними OCTAVIUS 4D і КСДП виявляються для поперечних профілів, виміряних з Detector 729 для статичних полів (мал. 4). Це є результатом порівняно низької роздільної здатності детекторної панелі. Детектори, кожен з яких має розмір 0,5 x 0,5 x 0,5 cm^3, відстоять на 10 мм від центру до центру. Той факт, що фантом зазвичай обертається з пучком, викликає ефект розмазування роздільної здатності на великих кутах, що збільшує відсоток проходження в площині, який оцінюється від 83,3% до 99,8%. Крім того, використання матриці детекторів з більш високою роздільною здатністю покращує результати (мал. 5).

Вимірювання статичної кривої глибинної дози показує дуже гарне узгодження з даними КСДП (мал. 6). Однак, відсоток проходження 88,3% для поперечної площини, що оцінюється, є відносно низьким. Це є очевидним, оскільки аналіз гамма індексу охоплює не тільки центральну вісь, показану на мал. 6, але й повне поле, що включає півтіні. Знову ж таки, обмежена роздільна здатність матриці Detector 729 відповідає за цей ефект.

На мал. 7 порівнюються дозний розподіл, реконструйований OCTAVIUS 4D і виміряний безпосередньо стаціонарною матрицею детекторів без використання алгоритмів реконструкції дози. Якщо стаціонарна система OCTAVIUS II тільки оцінює гамма значення для кожного детектора на матриці, ротаційна система OCTAVIUS 4D розраховує гамма значення для всіх відновлених вокселей у всьому об'ємі. Реконструкція вокселів базується на лінійній інтерполяції між детекторами, що призводить до невеликих невизначеностей. В результаті, відсоток проходження для OCTAVIUS 4D з матрицею Detector 729 є трохи нижчим, ніж у OCTAVIUS II, особливо в областях із похилим градієнтом дози.

Порівняння OCTAVIUS 4D для планів опроміненя голови і шиї для 50 пацієнтів представлено в статті [12]. Середній відсоток проходження становив (99.2 ± 0.8)%. Виміри проводились для пучків високої потужності дози без вирівнюючого фільтру (FFF). Це означає, що алгоритм реконструкції OCTAVIUS 4D дійсний для згладжених і незгладжених пучків.

Дані на мал. 8 ясно демонструють той факт, що відсоток проходження для клінічних планів лікування зростає із збільшенням роздільної здатності матриці детекторів.

Незважаючи на те, що проблема значно зменшена за рахунок обертання фантома, роздільна здатність в 10 мм для матриці детекторів Detector 729 і алгоритм лінійної інтерполяції вносять невелику, однак помітну похибку в гама аналіз. Однак, варто відзначити, що аналогічні пристрої мають подібні обмеження. Наприклад, Delta-4 також використовує алгоритм лінійної інтерполяції [8], а ArcCHECK вимагає узгодження між вимірами і планом лікування приблизно до 10%, для того, щоб мати можливість надійно коригувати розрахований дозний розподіл для пацієнта [10]. Для системи COMPAS були зареєстровані похибки до 17% [9].

Зрештою, самі системи дозиметричного планування не позбавлені помилок. Були зареєстровані помилки в діапазоні 1% - 3% [19], [20], [21]. При наявності об'ємів

повітря (легені) неточності розрахунків КСДП можуть бути навіть вищі з коефіцієнтом 3 - 5 [19], [20], [21].

Невизначеність у розрахунку DVHs у пацієнті походить від похибок вимірювання і неточностей алгоритму реконструкції, який використовується OCTAVIUS 4D. Чим більш однорідні структури пацієнта в зоні цікавості, тим краща точність реконструйованого DVH. Невизначеність реконструйованих дозних максимумів в DVHs коливається в межах ± 2% для відносно однорідних планів і ± 6% для планів опромінення легень. Цей результат є досить непоганим, враховуючи той факт, що в алгоритмі реконструкції не використовується інформація про розподіл дози від КСДП.

6. Висновки

Були описані алгоритми реконструкції тривимірних дозних розподілів у фантомі і в пацієнті системою OCTAVIUS 4D. Алгоритми є повністю незалежними від дозової інформації, що розрахована у системі дозиметричного планування, і вони потребують незначну кількість базових даних для введення в експлуатацію. Були представлені різні процедури перевірки і результати, що доводять придатність системи OCTAVIUS 4D для клінічного використання при процедурах контролю якості IMRT і VMAT. Дані про перевірку системи для використання з FFF пучками представлені в літературі [12]. Точність дози для гістограм доза - об'єм дози в геометрії пацієнта, за різними оцінками, варіюється від ± 2% до ± 6% в залежності від зміни значень густини структур в тілі пацієнта. Точність системи може бути поліпшена за рахунок використання матриць детекторів з високою роздільною здатністю, таких як Detector 1000SRS.

Посилання

[1] E Spezi et al., "Characterization of a 2D ion chamber array for the verification of radiotherapy treatments", Phys. Med. Biol. 50 (2005) 3361 - 3373

[2] S. Cilla et al., "Portal dose measurements by a 2D array", Physica Medica (2007) 23, 25 – 32

[3] Ann Van Esch et al., "On-line quality assurance of rotational radiotherapy treatment delivery by means of a 2D ion chamber array and the Octavius phantom", Med. Phys. 34 (10), October 2007, 3825 - 3837

[4] Paul A Jursinic et al., "MapCHECK used for rotational IMRT measurements: Step-and-shot, Tomotherapy, RapidArc", Med. Phys. 37, (6), June 2010, 2837 - 2846

[5] M Stasi et al., "D-IMRT verification with a 2D pixel ionization chamber: dosimetric and clinical results in head and neck cancer", Phys. Med. Biol. 50 (2005) 4681 - 4694

[6] Yoichi Watanabe et al., "3D evaluation of 3DVH program using BANG3 polymer gel dosimeter", Med. Phys. 40 (8), August 2013, 082101-1 - 082101-11

[7] Sotirios Stathakis et al., "Characterization of a novel 2D array dosimeter for patient-specific quality assurance with volumetric arc therapy", Med. Phys. 40 (7), July 2013, 071731-1 - 071731-9

[8] R Sadagopan et al., "Characterization and clinical evaluation of a novel IMRT quality assurance system", Journal of Applied Clinical Medical Physics, Vol. 10, No. 2, Spring 2009, 104 - 119

[9] J Godart et al., "Reconstruction of high-resolution 3D dose from matrix measurements: error detection capability of the COMPASS correction kernel method", Phys. Med. Bol. 56 (2011), 5029 - 5043

[10] Benjamin E. Nelms et al., ”VMAT QA: Measurement-guided 4D dose reconstruction on a patient”, Med. Phys. 39 (7), July 2012, 4228 - 4238

[11] R Boggula et al., “Experimental verification of a commercial 3D dose verification system for intensity-modulated arc therapies”, Phys. Med. Biol. 55 (2010), 5619

[12] Conor K. McGarry et al., “Octavius 4D characterization for flattened and flattening filter free rotational deliveries”, Med. Phys. 40 (9), September 2013, 091707-1 - 091707-11

[13] PTW-Freiburg, Technical Note, “Parameter Settings in VeriSoft when relative Electron Density cannot be set in the КСДП”, D655.200.07

[14] R. C. Taylor et al., ”A generic off-axis correction for linac photon beam dosimetry”, Med. Phys. 25 (5), May 1998, 662 - 667

[15] Dietmar Georg and Gabriele Kragl, „Photon beam quality variations of a flattening filter free linear accelerator“, Med. Phys. 37 (1), January 2010, 49 - 53

[16] S J Thomas, “Relative electron density calibration of CT scanners for radiotherapy treatment planning”, The British Journal of Radiology, 72 (1999), 781 - 768 [17] “Central Axis Depth Dose Data for Use in Radiotherapy”, British Journal of Radiology, Supplement 11, London 1972

[18] Tom Depuydt et al., ”A quantitative evaluation of IMRT dose distributions: refinement and clinical assessment of the gamma evaluation”, Radiotherapy and Oncology 62 (2002) 309 - 319

[19] I. Ali et al., “Quantitative assessment of the accuracy of dose calculation using pencil beam and Monte Carlo algorithms and requirements for clinical quality assurance”, Medical Dosimetry, in press, 2013

[20] Tao Han et al., “Dosimetric comparison of Acuros XB deterministic radiation transport method with Monte Carlo and model-based convolution methods in heterogeneous media”, Med. Phys. 38 (5), May 2011, 2651 - 2664

[21] M. W. K. Kan et al., “Experimental verification of the Acuros XB and AAA dose calculation adjacent to heterogeneous media for IMRT and RapidArc of nasopharygeal carcinoma”, Med. Phys. 40 (3), March 2013, 031714-1 - 031714-19

Експериментальне стерео рентгенівське вимірювання тривимірних об'єктів

Волков Е.В. [1,2*], Мірошниченко С.І.[1,2*]

1) Національний Авіаційний Університет
2) ТОВ «НВО Телеоптик»
** eugenewolf507@gmail.com*

Тривимірні рентгенівські стереозображення можуть бути отримані із меншим дозовим навантаженням ніж при комп'ютерні томографії або томосинтезу. А саме за допомогою стереоефекту, коли два зображення виконуються із деяким паралаксом. Результуючий знімок переглядається із використанням спеціальних окулярів, які розділяють перегляд стереопару для перегляду відповідного зображення окремим оком. головним недоліком такого підходу є відсутність можливості проведення вимірювання об'єкту.

Ми пропонуємо синтезувати стерео курсор на стереозображені за тією ж технологією за якою сформоване основне стереозображення. Його позиція у об'ємі між оператором і екраном монітору відповідатиме певним координатам у просторі між рентгенівською трубкою і детектором. Змінюючи позицію курсору на зображеннях стереопари мі змінюємо його положення у просторі. Значення координат розраховується коли оператор співставляє стерео курсор на тривимірному зображенні із точкою об'єкту. Вимірювання геометричних розмірів досліджуваного об'єкту проводиться на основі декількох визначених значеннях координат.

Нами було створено два тестових об'єкти і виміряно їх глибину (довжину вздовж вісі Z). першим об'єктом є прямокутний паралелепіпед. А другим - анатомічний тест об'єкт, що моделює грудину людини: ребра, хребет і тазову кістку.

П'ятнадцять операторів проводили вимірювання по рентгенівським стереозображенням. Вимірювання прямокутного паралелограму становить 237,8 мм із довірчим інтервалом 4,3 мм. І відносною похибкою 1,8%. Для анатомічного тестового об'єкту обрано дві точки. Одну на кістці і одну на рентгенівській мірі, що розташована всередині тестового об'єкту. Відстань між точками визначена рівною 50 мм із відносним інтервалом 7,3 мм. Відносна похибка рівна 14,5 %. Вище значення відносної похибки обумовлюється особливостями анатомічних структур, а саме заокругленнями і плавними формами. Проте очевидно, що точність вимірювань по стереозображенням вище за точність при використанні звичайних рентгенограмм.

Розрахунок фракціонування в конвенційній променевій терапії

Ващишин В.П.

МЦ "Кібер Клініка Спіженка"

В більшості випадків променевої терапії перед терапевтом стоїть задача вибору між різними стандартними схемами фракціонування. Залежно від віку пацієнта, загального стану, супутніх патологій, конкурентної хіміотерапії та ін. лікар підбирає оптимальний режим подачі дози.

Але практиці в променевій терапії часто доводиться вдаватися до відхилень від запланованої схеми лікування. Причиною цього можуть бути: неможливість використання стандартних режимів через анатомічні особливості розміщення пухлини, вимушені зупинки в лікуванні пацієнта через погіршення його стану, поломки лікувального апарату, надзвичайні стани, природні катаклізми та ін. Такі відхилення призводять до неможливості використання стандартних приписаних доз на пухлину, а також використання табличних обмежень на здорові органи та тканини.

Для пошуку виходу з таких ситуацій та обрахунком необхідної радикальної дози та знаходження границі допустимих доз на здорові органи необхідно звертатися до статистично-математичних моделей. В радіобіології на даний момент існує лише одна робоча модель, що адекватно описує вплив різних доз іонізуючого випромінювання на клітини – лінійно-квадратична модель.

Лінійно-квадратична модель (ЛКМ) використовується для опису кривої виживаності клітин та кількісної оцінки радіаційного впливу на них. Межі використання даної моделі доволі розмиті. Її недооцінювали в цьому плані приписуючи межі разових доз в яких вона працює від 0,5 до 5Гр за фракцію. Недавні експериментальні результати показали, що вона працює при дозах до 20Гр, що дає можливість використовувати її також в радіохірургії.

Проте модель піддається гострій критиці майже від часу її створення, деякі параметри визначаються експериментально з похибкою в десятки відсотків, що піддає сумніву її корисність та здатність давати хоч якісь результати. Проте на даному етапі розвитку променевої терапії в цілому та радіобіологічних моделей зокрема, альтернативних моделей, що наближалися б по точності до даної моделі немає.

Одна з можливих проблем - це закоренілість підходів до променевої терапії, є напрацьовані стандарти, які ніхто не хоче порушувати, бо вони статистично працюють. Але персоніфікація лікування є одною із головних завдань радіології, і саме математичні моделі, що будуть підкріплюватись експериментом дадуть змогу цього досягти. ЛКМ – являється, по суті, початком шляху створення індивідуальних режимів фракціонування і дає змогу з достатньою статистичною достовірністю вже зараз створювати гнучкі режими лікування.

Determination of kernel functions for scattering estimation in X-ray imaging

Danyk A.Y.*, Sudakov O.O.

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

Abstract: Practically efficient method for obtaining the optimal number of convolution (superposition) kernels in X-ray imaging scatter estimation is proposed, implemented and tested. Proposed method is based on realistic Monte-Carlo simulation using Zubal phantom and clustering analysis. Five kernels is proved to be the optimal number for interior chest imaging using conventional X-ray imaging systems at 75 keVP.

Introduction

Sensed by X-ray scanner detecting system radiation consists of the initial or primary radiation and radiation that was scattered. The primary X-rays passed straight through the object contains useful information for the physician but the scattered radiation reduces image contrast.

According to scatter kernel superposition method the scattered radiation is defined through the operation of general linear combination of primary radiation with scatter kernel functions. Investigated object is split into multiple homogeneous regions each of which is represented by one scatter kernel. Splitting of the object is performed in accordance to available calculated scatter kernels and statistical characteristics of the measured radiation.

The required scatter kernels may be calculated by Monte Carlo simulation using X-ray pencil beams and different types of objects. In this case the scatter radiation will be equal to scatter kernel for pencil beam application point scaled by primary photons number.

Reducing the number of kernels will result in degradation of scattering estimation precision, but also dramatically increase efficiency. We suggest determination of optimal scattering kernels number through clustering of calculated scatter kernels by their statistical moments: maximum and minimum values; mass center; mean and tensor of inertia elements.

Testing

Scatter kernels were calculated by Gate software for Zubal realistic human body phantom on the computing cluster of National Taras Shevchenko University. In total 625 scattering functions with spatial resolution of 1.3 cm were obtained. Each simulation was performed using 25 000 000 photons taking into account Photo-effect, Brehmshtrattlung, Compton and Rayleigh scattering. Then statistical moments described above were calculated for each kernel. Clustering was performed by several clustering techniques using programming language for statistical computing R. Optimal number determined by comparing of inter-cluster and intra-cluster distances is 5 that corresponds to air, lungs, soft tissues, left and right edges of body.

Conclusions

The Gate software has proved to be good during testing and recommended both as resource of educational material and as scientific instrument. Optimal number of scattered kernels for chest X-ray images is 5, that corresponds to air, lungs, soft tissues, left and right edges of the body. Proposed method may be used for procession of medical diagnostic images.

Покращена локалізація активності головного за електроенцефалографічними і магнітно-резонансними томографічними даних

Воробей Д. М., Лефтеров О. О., Радченко С. П.

Київський національний університет імені Тараса Шевченка, кафедра медичної радіофізики, dimonc7@gmail.com, sanich_lef@list.ru, spr@univ.kiev.ua

Своєчасне діагностування патології головного мозку було і залишається однією з найбільш важливих задач в клінічній неврології. Актуальність зумовлена великою кількістю таких захворювань та їх наслідками. На виявлення патологій головного мозку спрямовані різні фізичні методи діагностування: ангіографія, комп'ютерна томографія (КТ) і магнітно-резонансна томографія (МРТ) головного мозку, електроенцефалографія (ЕЕГ). Поєднання просторової томографічної інформації і функціональних даних дозволило б суттєво розширити діагностичну інформативність методів. Такою спробою є розвиток методик МР-зображень, зважених по неоднорідності магнітного поля, які дозволяють отримувати зображення контрастовані за магнітною сприйнятливістю тканин. Але в їх основі лежать складні методики фільтрації сигналів. Одним із можливих розв'язків задачі є покращення локалізації активності головного мозку за електроенцефалографічними сигналами з використанням магнітно-резонансних томографічних даних, зважених за значеннями сталої часу спін-граткової релаксації.

В роботі проведено вивчення гемодинамічних змін мозку під час електричної активності, зокрема встановлено узагальнену залежність між електричною провідністю і релаксаційними характеристиками тканин головного мозку. На основі отриманих регресійних залежностях розроблено і запропоновано методику змішаної нейровізуалізації за МРТ даними. Для картування характеристик активності мозку за ЕЕГ сигналами використовуються сегментовані T_1-зважені МР-томограми головного мозку. Алгоритм сегментації різних тканин головного мозку враховує просторове розташування однотипних тканин за допомогою аналізу всіх томограм (томографічних перерізів). Параметри роботи алгоритму були оптимізовані для стабільного виділення до 9 областей за поперечними томографічними перерізами головного мозку.

Методами математичного моделювання показано, що розроблена методика реконструкції дозволяє покращити просторову роздільну здатність карт електричної активності, реконструйованих за ЕЕГ даними, які характеризують стани мозку з високою часовою роздільною здатністю.

Радіаційний захист
Radiation protection

Проблеми поширення культури безпеки в Україні

О.Насвіт [1)], Ю.Скалецький [2)]

1) Національний інститут стратегічних досліджень
2) Національна комісія з радіаційного захисту населення України
nasvit@niss.gov.ua

Навчально-науковий центр радіаційної безпеки Київського національного університету імені Тараса Шевченка вже протягом ряду років знайомить слухачів курсів підвищення кваліфікації персоналу, який працює з джерелами іонізуючого випромінювання (далі – ДІВ), з основами культури безпеки при використанні ДІВ в промисловості та медицині (далі – КБ). За останні півтора року з основами КБ ознайомлені біля 200 слухачів зі 110 організацій. Біля чверті слухачів складають користувачі ДІВ в промисловості, решта – в медичних установах. Слід зазначити, що абсолютна більшість слухачів курсів від медичних установ професійно пов'язана з використанням ДІВ з діагностичною метою і лише одиниці – з використанням ДІВ в терапії. Реально ж безпекові проблеми можуть виникати переважно при використанні ДІВ в терапії, де дози опромінення і потужність джерел істотно більші, ніж в діагностиці.

Знаковим є те, що до занять на курсах слухачі взагалі не були знайомі зі словосполученням «культура безпеки». Виняток складають слухачі, а таких були одиниці, представники організацій яких раніше вже проходили навчання на цих курсах. На нашу думку, це засвідчує, з одного боку, винятково важливу роль курсів у поширенні культури безпеки в Україні, а з іншого – катастрофічний стан із її поширенням в Україні.

Культура безпеки має два структурних компоненти. Перший містить необхідні робочі умови в організації, включає прихильність культурі безпеки на державному/політичному рівні й на рівні керівництва установи/закладу, належить до відповідальності управляючої ієрархії та є визначальним. Другий компонент – це позиція персоналу на всіх рівнях як реакція на ці умови і результат цих умов.

На жаль, в Україні чимало прикладів дій посадових осіб різних рівнів, які суперечать принципам культури безпеки. Нерідко на керівні посади в органах державного управління у сфері використання ядерної енергії і поводження з радіоактивними відходами призначаються особи, які не мають необхідної освіти, знань і досвіду.

В доповіді розглядаються чинники, які сприяють чи перешкоджають поширенню культури безпеки в Україні.

Безпека пацієнтів в онкорадіології: медико-соціальні спекти

Пилипенко М.І.[1], Стадник Л.Л.[2], Риган М.М.[3], Скалецький Ю.М.[4], Шальопа О.Ю.[2]

1) Харківський національний медичний університет, pilip_nicholas@ukr.net,
2) ДУ «Інститут медичної радіології ім. С.П. Григор'єва НАМН України», Lstadnyk@ukr.net
3) «Клініка сучасної ортопедії», mrigan@i.ua
4) Національна комісія з радіаційного захисту населення України, syn1953@yandex.ru

Проблема з доведенням дози до пухлини-мішені розглядається значною мірою як технічна з орієнтацією на ідеологію МКРЗ, НКДАР, МАГАТЕ, і з поля зору випадають медико-соціальні аспекти такої проблеми, дані про які могли б привернути більшу увагу до неї громадськості та влади.

Починаючи з 2002 року ВООЗ активно реалізує самостійну політику з підвищення безпеки пацієнтів. Велика увага приділяється попередженню дефектів медичної допомоги, до яких належать і проблеми розрахунку дози в онкорадіології.

За результатами аналізу даних міжнародного ТЛД-аудиту якості дозиметрії в процесі проведення процедур на кобальтових телегамма-апаратах в Україні встановлено, що в 1998, 2000, 2002, 2007, 2008, 2009, 2011 і в 2013 роках у більш ніж 30 % апаратів дистанційної гамма-терапії, що підлягали ТЛД-аудиту, точність відпуску поглинутої дози перевищувала ±5%, а в 2005 та 2006 роках такі відхилення мали місце у 50 % аналогічних апаратів.

У середньому ж за 15 років у період з 1998 по 2014 рік невідповідність радіаційного виходу апаратів дистанційної променевої терапії завданим параметрам спостерігалась у 32,6 % випадків.

Беручи до уваги, що розрахунок дози – це лише один з 19 етапів променевої терапії, на кожному з яких може бути допущена помилка, можна стверджувати, що значні відхилення в розрахунку і доведенні поглинутої дози до пухлини-мішені можуть мати місце в половини дистанційних гамма-терапевтичних апаратів, як це відмічено у 2005 і 2006 роках.

З огляду на те, що на телегамма-терапевтичних апаратах щорічно проліковується близько 30 000 осіб, то, враховуючи вищезазначені результати ТЛД-аудиту цих апаратів, досить просто визначити кількість хворих, у яких променева терапія буде неефективною.

За оптимістичним варіантом (32,6 % телегамма-апаратів з незадовільними результатами ТЛД-аудиту) ми отримаємо близько 10 000 онкохворих, а за песимістичним (32,6 % телегамма-апаратів з незадовільними результатами ТЛД-аудиту) – до 15 000 онкохворих відповідно, для яких променева терапія буде неефективною.

Шляхи розвитку системи радіаційного захисту в України

Павленко Т.О.

ДУ "Інститут гігієни та медичної екології ім. О.М. Марзєєва НАМН України"
tpavlenko@ukr.net

Гармонізація українського законодавства з Директивами «Євроатому» вимагає перегляду вітчизняної нормативної бази та розробки окремих регламентів для тих сценаріях опромінення, які будуть вперше застосовані в Україні.

Доповідь присвячена вимогам міжнародних документів щодо обмеження опромінення в медицині та опромінення техногенно-підсиленими джерелами природного походження. Ці два сценарія опромінення сьогодні обумовлюють 80-90% сумарної дози опромінення населення. За вимогами «Основних стандартів радіаційної безпеки» МАГАТЕ (2013) всі країни мають запровадити національні «плани дій» щодо зменшення впливу цих джерел.

Окремо буде надана інформація про публікації МКРЗ та регламенти МАГАТЕ, які вийшли за останній рік.

Методичні підходи до оцінки доз пацієнтів при флюороскопічних дослідженнях

Стадник Л.Л., Носик О.В., Шальопа О.Ю.

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

За частотою досліджень та внеском у колективну дозу населення України флюороскопія різних органів займає друге місце серед рентгенодіагностичних досліджень після рентгенографії. Згідно даних літератури індивідуальні ефективні дози при флюороскопії на порядок вище, ніж в рентгенографії, та коливаються в межах 6,0–25,0 мЗв (Доклад ЄС № 154 European Guidance on Estimating Population Doses from Medical X-Ray Procedures). Між тим, в Україні не проводиться мониторинг доз пацієнтів, а в протоколах досліджень вказуються значення ефективних доз пацієнтів у відповідності до табличних даних згідно з Наказом МОЗ України від 18.07.2001 р. № 295. Вказані табличні значення ефективних доз не відповідають реальним рівням опромінення пацієнтів, оскільки не враховують умови проведення дослідження та радіаційні характеристики рентгенівських апаратів.

Флюороскопія є динамічним дослідженням, тому для моніторингу доз пацієнтів доцільно використовувати дозиметричну величину – добуток доза-площа (ДДП), що дозволяє обчислити інтегральну дозу за весь період виконання дослідження з урахуванням зміни області опромінення пацієнта та режимів роботи апарату. Згідно вимог стандартів МАГАТЕ та Директиви 2013/59/Євратом кожний флюороскопічний апарат повинен бути обладнаний прохідною камерою, яка дозволяє вимірювати ДДП при кожному дослідженні.

Нажаль, в Україні флюороскопічні апарати не оснащені дозиметрами з прохідними іонізаційними камерами для визначення дозових навантажень пацієнтів, а для більшості апаратів старих моделей відсутня можливість її розміщення на виході рентгенівської трубки.

У роботі проведено вивчення доз пацієнтів при флюороскопічних дослідженнях як прямим методом дозиметрії (вимірювання ДДП іонізаційної камерої безпосередньо під час проведення досліджень пацієнтів), так і непрямим методом – оцінка ДДП за результатами вимірювання потужності повітряної керми при певний напрузі та використанні даних про умови проведеного дослідження.

Встановлено, що при флюороскопії органів грудної клітки середні дози пацієнтів коливалися від 2,0 до 6,8 Гр·см2, при флюороскопії органів

шлунково-кишкового тракту – від 3,6 до 163,1 Гр·см2, при іригоскопії – від 7,90 до 124,3 Гр·см2. Тобто розкид отриманих значень добутку доза-площа для одного виду дослідження може складати майже декілька порядків, що потребує подальшої оптимізації.

При зіставленні значень ДДП, які було виміряні під час проведення різних видів флюороскопічних досліджень, та розрахованих значень ДДП за результатами вимірювання потужності повітряної керми коефіцієнт кореляції значень складав $R = 0,81 – 1,00$, а коефіцієнт регресії рівнянь лінійної залежності $a = 0,79 – 1,20$. Тобто розрахункове значення ДДП фактично дорівнювало виміряному іонізаційним методом з похибкою вимірювання не більше ± 20 %.

Таким чином, при відсутності можливості прямих вимірювань ДДП впровадження непрямого метода дозволить оцінити значення доз пацієнтів при флюороскопічних дослідженнях з прийнятою точностю, що дозволить проводить контроль кожного апарату та та може бути використано для встановлення діагностичних рекомендованих рівнів при флюороскопії в Україні.

Необхідність розробки та впровадження програми контролю якості в рентгенодіагностичних відділеннях

Стадник Л.Л., Носик О.В., Шальопа О.Ю.

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

Забезпечення високої інформативності рентгенівських методів діагностики при мінімальних дозах опромінення пацієнтів можливо при впровадженні в практику програми контролю якості, що базується на контролі фізико-технічних параметрів рентгенівських апаратів, оцінки доз опромінення пацієнтів та якості отриманого зображення .

Насьогодні в Україні контроль параметрів рентгенівського обладнання та оцінка якості приймачів зображення рентгенівських апаратів практично не проводиться тому, що відсутнє необхідне дозиметричне оснащення обласних рентгено-радіологічних відділень та не розроблено необхідна нормативно-методична база з контролю якості.

В рамках українсько-шведського проекту «Система забезпечення та контролю якості в медичній радіології» було проведено стажування медичних фізиків 6 областей України в університеті м. Мальмо (Швеція) та отримано 5 комплектів обладнання для проведення контролю якості в рентгенодіагностиці та при мамографії, а саме: універсальні дозиметри Piranha, модель 657 (RTI, Швеція), тести-об'єкти FLURO та тканиноеквівалентні фантоми для мамографії (CIRS, США), які було передано в обласні рентгено-роадіологнічні відділення та ДУ «Інститут медичної радіології ім. С.П. Григор'єва НАМН України».

В наступний час Інститутом проводиться розробка методичних документів по процедурам контролю якості рентгенодіагностичних досліджень, в основу яких покладено вимоги МАГАТЕ (Технічний доклад № 457 «Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice»), Європейської комісії (Критерії приємності медичного обладнання - Criteria for Acceptability of Medical Radiological Equipment used in Diagnostic Radiology, Nuclear Medicine and Radiotherapy), стандарти МЕК та інш.

Розроблено схему проведення контролю якості рентгенодіагностичного обладнання та форми протоколів контролю рентгенівського обладнання: фізико-технічних параметрів з використанням дозиметру Piranha та якості зображення за допомогою тест-об'єктів.

Тести з контролю якості, які включали вимірювання основних дозоформувальних параметрів рентгенівських апаратів, контроль якості зображення та оцінку доз «стандартних» пацієнтів (вхідна поверхнева доза при рентгенографії, добуток доза-площа при флюороскопії, середня поглинута доза на грудну залозу при мамографії), було апробовано на 16 рентгенографічних, 10 флюороскопічних та 5 мамографічних апаратах. Запропоновано частота та об'їм параметрів внутрішнього (персоналом рентгенівського кабінету) та зовнішнього контролю (фахівцями обласних рентгено-радіологічних служб).

Висновки. Впровадження системи контролю якості рентгенодіагностичного обладнання та оцінки доз «стандартних» пацієнтів на кожному рентгенодіагностичному апараті при типових рентгенодіагностичних дослідженнях дозволить вчасно виявити порушення в роботі рентгенівського обладнання, або в

обраних режимах проведення дослідження. Проведення відповідних коригувальних дій для кожного окремого апарату дасть можливість знизити кількість випадків отримання неякісних зображень та повторного необґрунтованого опромінення пацієнтів, буде сприятиме підвищенню діагностичної інформативності рентгенодіагностичних досліджень, зниженню індивідуальних та колективних доз опромінення пацієнтів, і, відповідно, зменшенню ризику додаткових радіогенних раків серед населення України.

Система обеспечения радиационной безопасности в онкологических диспансерах Республики Узбекистан

Д.А. Зарединов, О.Л. Тен

Ташкентский институт усовершенствования врачей
zda@tipme.uz, ten@tipme.uz

Онкологическая служба Республики Узбекистан (РУз) представлена Республиканским онкологическим диспансером Республики Каракалпакстан, 9 областными онкологическими диспансерами, Ташкентским городским онкологическим диспансером и Республиканским онкологическим научным центром.

В настоящее время онкологическая служба претерпевает колоссальные изменения, так, интенсивно ведется работа по модернизации радиологических отделений и переоснащение их в соответствие с проектом «Модернизация онкологических учреждений РУз», привлекаются проекты технической кооперации с МАГАТЭ и др.

В плане контроля работы объектов первой категории, усилия Министерства здравоохранения (МЗ) направлены на:

1. Выдачу радиационно-гигиенических паспортов;
2. Контроль выполнения норм радиационной безопасности;
3. Контроль качества диагностического и терапевтического оборудования;
4. Индивидуальный дозиметрический контроль персонала;

Ранее был проведен анализ существующих недостатков онкологической службы и были выявлены нижеследующие проблемы:

1. Недостаток квалифицированных кадров.
2. Устаревшее оборудование.
3. Не разработаны национальные методики калибровки оборудования.
4. Недостаток методической документации.

В этой связи государством стали предприниматься усилии по поэтапному исправлению имевшихся недостатков.

Так, ныне существующая четкая система законодательных и нормативно-правовых актов позволяют в должной мере обеспечивать радиационную безопасность объектов, в их числе:

1. Лицензирование вида деятельности (МЗ) и деятельности, связанной с использованием источников ионизирующего излучения (Кабинетом Министров РУз) в соответствие с Постановлением Кабинета Министров Республики Узбекистан (ПКМ РУз) №111 «Об утверждении положения о лицензировании деятельности в области оборота источников ионизирующего излучения» от 6 марта 2004 г.

2. Физическая защита объектов проводится в соответствие с Постановлением ГИ «Саноатгеоконтехназорат» и МЗ «Об утверждении Правил физической защиты радиационных источников, ядерных установок, ядерных материалов, радиоактивных веществ и пунктов хранения» за №01-1028 и №1012-1/2304 от 27.08.2008 соответственно.

3. Постоянный учет и контроль источников ионизирующего излучения в соответствие с ПКМ РУз за №98 от 03.04.2009 «Об утверждении правил организации системы государственного учета и контроля за оборотом источников ионизирующего излучения» и №231 от 13.08.2009 «Об утверждении положений о порядке

государственного учета и контроля за оборотом радиоактивных веществ и радиоактивных отходов, а также ядерных материалов».

4. Модернизация, строительство новых отделений, техническое переоснащение онкологических диспансеров и перезарядка радиотерапевтических аппаратов проводится в соответствие с инвестиционным проектом между Правительством Республики Узбекистан (Государственный сектор здравоохранения) и Исламским банком развития (ИБР) «Модернизация онкологических учреждений РУз».

5. Обучение и повышение квалификации медицинских и инженерно-технических кадров в соответствие с Законом «Об образовании» и подзаконными актами проводится по следующей схеме: бакалавриат – магистратура или первичная специализация – курс по «Основам радиационной безопасности» - тематические национальные и международные усовершенствования. Также, в соответствие с опубликованным общим уведомлением по закупкам (GPN) в рамках проекта «Модернизация онкологических учреждений РУз», предпринимается подход поэтапного обучения: Фаза 1. Обучение тренеров в соответствующем специализированном учебном центре. Фаза 2. Тренеры будут проводить дальнейшую подготовку кадров, практикующих в Узбекистане.

6. Внедряются алгоритмы лечения пациентов и стандарты.

7. Транспортировка активных и отработанных источников производится в соответствие с ПКМ РУз №35 16.02.2011 «Об утверждении правил перевозки опасных грузов автомобильным транспортом в РУз».

8. Предупреждение радиационных аварий и аварийных ситуация, а так же готовность отделений к ним определяется в соответствие с ПКМ РУз №358 от 20.12.2012 «Об утверждении Положения о единой государственной системе прогнозирования, раннего выявления и реагирования на радиационные аварии».

Решением проблемных вопросов видится:

1. Открытие направления «Медицинская физика» на базе Национального университета Узбекистана им. М.Улугбека.

2. Реализация 1 этапа Государственной программы развития на 2012-2016 гг. по замене всего парка диагностического и терапевтического оборудования.

3. Использование рекомендаций МАГАТЭ и разработка национальных методик калибровки оборудования.

4. Привлечение международных и национальных экспертов к анализу дальнейших потребностей службы.

5. Организация территориальных центров по обеспечению контроля качества работы диагностического и терапевтического оборудования в регионах страны.

6. Метрологическое обеспечение лигитимности работы диагностического и терапевтического оборудования и калибровка.

Как показывает практика, только комплексный, поэтапный и целенаправленный подход, с достаточны финансированием, позволит должным образом решить проблемные вопросы и дать развитие онкологической службе, что и предпринимается сейчас в Узбекистане.

Вплив розчинника на властивості протипухлинного антибіотика Доксорубіцин

М.А. Заболотний [1], Н.А. Полуян [1*], Г.І. Довбешко [2], М.П.Куліш[1], О.П.Дмитренко[1],Мизников Д., Стрельчук В.В.[3]

1) Київський національний університет ім. Тараса Шевченка
2) Інститут фізики НАНУ
3) Інститут фізики напівпровідників ім. В.Є. Лашкарьова НАН України
**poluyannadia@gmail.com*

Доксорубіцин гідрохлорид – антибіотик антрациклінового ряду, який має високу протипухлинну та протилейкозну активність при низькій вибірковості дії, що говорить про необхідність модифікації препарату, з метою зменшення його токсичності та/або підвищення ефективності.

В очищеному від твердотільних домішок зразку водного розчину NaCl, присутні газові частки мікронного масштабу - бабстони. Їх стабільність обумовлена адсорбцією на їх поверхні іонів одного знаку.[1]

Метою роботи є вивчення механізму впливу бабстонів на конфірмаційний стан молекул доксорубіцину. Для цього було знято ІЧ спектри чистого препарату та зразків сумішей з неопроміненим та опроміненим розчином для інфузій, в якому передбачається утворення стабільних газових порожнин нанометрових розмірів. Результати представлені на Рис.1.

Теоретична частина виконаної роботи включає в себе розрахунок ІЧ спектрів молекули доксорубіцину у програмному пакеті Gaussian методом DFT B3LYP у базисі 6-31G.

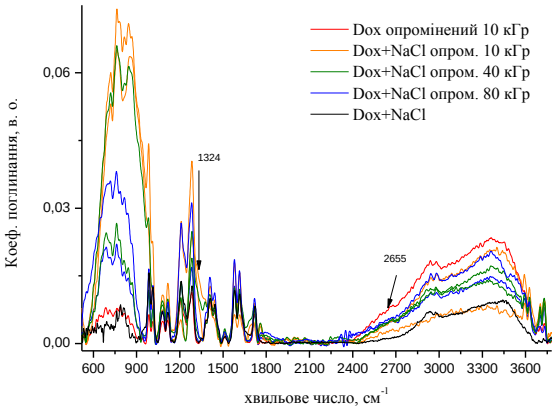


Рис. 1 Порівняння експериментальних ІЧ спектрів розчинів Доксорубіцину з фізіологічним розчином, опроміненим електронами з Е=1 Мев різними дозами

Результати розрахунків вказують на зміну конформації молекули докорубіцину, при врахуванні розчинника в рамках моделі функціоналу густини, що підтверджується, при порівнянні з експериментальними спектрами.

1. Н.Ф.Бункин, А.В.Шкирин, В.А.Козлов, А.В.Старосветский, П.С.Игнатьев, Квазистабильные кластеры нанопузырьков растворённого газа в воде и водных растворах электролитов.- Наносистеми, наноматеріали, нанотехнології 2011, т. 9, №2, сс. 499—504

Unique properties of water: effects of low temperatures and confinement, medical applications

A.V. Chalyi

Department of Medical and Biological Physics, Bogomolets National Medical University, Kyiv

Problems going to be discussed are as follows:

Anomalous behavior of water at the temperature of the "no man's land" ($\approx -45^0 C$).

Existence of two densities in a supercooled water with different behavior near the low temperature of dynamic phase transition.

Effect of hydrophobic confinement in water to avoid freezing and vitrification.

Dimensional crossovers between 3D and 1D, 2D and 4D systems.

Physical properties of water and aqueous solutions, its medical and biophysical applications.

References

Debenedetti P G and Stanley H E (2003) Physics Today 56(6), 40.

Poole PH, Sciortino F, EssmannU, and Stanley H E (1992) Nature 360, 324. Brovchenko I and Oleinikova A. J. (2007)Chem Phys 126, 214701.

Chalyi AV and Lebed AG (1993) Non-homogeneous liquids, Harwood Academic Press, London.

Lakoza EL, Sysoev VM, and Chalyi AV (1973) Zh Exsp Teor Fiz 65, 605; Sov Phys JETP (1974) 38, 298.

Boston University Bridge, Research Briefs, Water wisdom and Widom (2003). Luo J, Xu L, Lascaris E, Stanley HE, and Buldyrev SV (2014) Phys.Rev.Lett. 112, 135701.

Chalyi AV, Bulavin LA, Chekhun VF et al (2013) Condensed Matter Physics 16 (2), 23008.

Biocompatible and absorption properties of SiO2, CaO and automated systems of anisotropy processing

Onanko A., Kulish M., Prodayvoda G., Onanko Y., Dmitrenko O., Kovalova D., Yakimchuk D.

Taras Shevchenko National University of Kyiv
onanko@univ.kiev.ua

Thin oxidic film, which appears on the alloys surface and its alloys provides the complete corrosion protection of metal in many environments including physiology. Endoprosthetics - are the basic method of treatment of pathology of thurl, which allows to deliver a patient from claudication and pain.

Experimental results. The quasilongitudinal US velocity V∥[001] = 5270 m/sec was determined from the oscilloscopegramma on fig. 6 elastic module $E_{001} = \rho V_{\Updownarrow[001]}^2$ = 75,26 GPa; "fast" quasitransversal US velocity V⊥[100] = 2740 m/sec, shear module $G_{100} = \rho V_{\Leftrightarrow[100]}^2$ = 18,84 GPa; after Puasson coefficient μ = 0,2996, Debye temperature θD = 267,0 K SiO2. Temperature-pressure dependence (directional surface of elastic body) of elastic module $E_{001} = \rho V_{\Updownarrow 001}^2 = \rho V_{\perp 001}^2 \left[3 + \frac{1}{1 - \left(\frac{V_{II001}}{V_{\perp 001}} \right)^2} \right]$ SiO2 before and after the satiation of physiological solution NaCl ρNaCl = 180 $\frac{kg}{m^3}$ are represented. The longitudinal US velocity V∥[001] = 5270 m/sec, elastic module $E_{001} = \rho V_{\Updownarrow[001]}^2$ = 75,26 GPa "fast" transversal US velocity V⊥1[100] = 2740 m/sec, shear module $G_{100} = \rho V_{\Leftrightarrow[100]}^2$ = 18,48 GPa, Puasson coefficient μ = 0,2996, Debye temperature θD = 267,0 K of CaO are determined. The longitudinal US velocity V∥[001]S = 5845 m/sec, elastic module $E_{001}^{S} = \rho V_{\Updownarrow[001]}^2$ = 92,58 GPa, "fast" transversal US velocity V⊥1[100]S = 3200 m/sec, shear module $G_{100}^{S} = \rho V_{\Leftrightarrow[100]}^2$ = 27,75 GPa, Puasson coefficient μS = 0,2860, Debye temperature θDS = 319,3 K of CaO after saturation ρNaCl = 120 $\frac{kg}{m^3}$ are determined. The defect of internal friction (IF) $\frac{\Delta Q^{-1}}{Q^{-1}} = \frac{Q^{-1}_{s} - Q^{-1}_{sk}}{Q^{-1}_{sk}}$ and US attenuation coefficient $\alpha = \frac{\lg\left(\frac{A_0}{A_1}\right)}{h}$ were determined from the oscilloscopegrammas of corresponding impulses polarization VP[001] in SiO2 before and after the satiation VP[001]H, from ln of amplitudes relationship A1, A2, (A0 – without specimen) $Q^{-1} = \frac{\ln\left(\frac{A_1}{A_2}\right)}{\pi}$ are represented.

Conclusions. 1. The correlation between elastic module E, pressure P and temperature T may be presented az surface (“directional surface of elasticity body”) before and after satiation, which gives additional information about influence of the saturation of solution.

2. The measuring of internal friction background Q-10 after different heat, mechanical, radiation treatments gives information about the changing of the thermoelastic strains fields σi in SiO2, CaO.

3. The growth of heights IF maximums QM-1 testifies the growth of structural defects concentration, and the broadening of IF maximums ΔQM-1 here represents the relaxation process of structural defects new types in SiO2, CaO.

4. The automated system of the numerical analysis of anisotropy parameters measurings of ultrasound velocities are created, which provide the account of influence texture structure. The automated system of ultrasound measuring of anisotropy parameters data of velocities of elastic longitudinal,"rapid” and "slow" transversal waves are tested.

Difractive-refractive microprisms for redusing chromatism area

Novikov P. K.

Faculty of Radiophysics, Electronics and Computer Systems,
Taras Shavchenko National University of Kyiv
novikovpk@gmail.com

Abstract: The ways of reducing chromatic abberations, the structure and surface relief of diffractive-refractive antichromatic microprisms have been analyzed, optimal properties of such devices have been calculated.

Chromaticism is unpleasant phenomenon since it reduces the visual acuity of the patient, distorting the results of diagnostics and treatment. To reduce chromatic aberrations, first of all, it is necessary to use materials with higher Abbe dispersion coefficient:

$$k_A = 100\frac{(n_E - 1)}{n_H - n_C}$$

where n_E - refractive index of material for the green zone of the spectrum; n_H - refractive index for the blue zone; n_C - refractive index for red zone [1]. The materials most frequently used for manufacturing are PMMA - polymethylmethacrylate ($k_A = 58$) or plastic CR-39 ($k_A = 58$) instead of, for example, polycarbonate ($k_A = 32$), polyurethane ($k_A = 34$) or polystyrene ($k_A = 30$).

At the same time, there is a purely physical method of influencing the nature of chromatic effects associated with the use of special refractive-diffractive microprisms with double relief [2].

Scheme of refractive-diffractive antichromatic structure at normal angle of incidence of beam of light on the refractive prism is shown in Fig1, where W is step of microrelief, H - nominal depth of relief, α_r - refracting angle of prism, β - reverse angle of prism, θ_r - angle of the beam declination on the refractive prism , D - step of microrelief, h- nominal depth of relief, α_d - refracting angle and θ_d - angle of refraction of the beam after the diffraction grating.

Пресинаптична модуляція процесів збудження та гальмування в інтестинальних гладеньких м'язах за дії нанорозмірного матеріалу TiO_2

Науменко А.М.[1*], Цимбалюк О.В.[1], Скорик М.А.[2], Нипорко О.Ю.[1], Давидовська Т.Л.[1], Скришевський В.А.[1]

1) Київський національний університет імені Тараса Шевченка, Інститут високих технологій
2)"Лабораторія фізико-хімічного аналізу наноматеріалів" компанії "НаноМедТех"
e-mail: ganna.naumenko@gmail.com

У роботі було досліджено дію діоксиду титану (TiO2) у концентраціях (10-6 - 10-3) мг/мл на викликані гістаміном скорочення гладеньком'язових смужок (ГМС) caecum. Встановлено, що TiO2 у концентрації 10-3 мг/мл збільшує величину скорочення м'язових препаратів , активованих гістаміном (10-5 Моль/л), але не впливає на викликане нікотином (10-5 Моль/л) на фоні дії гістаміну їх розслаблення, величина якого залишалась на рівні контролю. Встановлено, що TiO2 у концентрації 10-3 мг/мл призводить до зменшення величини скорочення ГМС, викликаного нікотином у концентрації 10-7 Моль/л на фоні підвищеного гістаміном (10-5 Моль/л) м'язового тонусу.

Досліджували також кумулятивну дію TiO2 у концентраціях (10-6 - 10-4) мг/мл на гістамін- (10-5 Моль/л), а також нікотин- (10-7 Моль/л) викликані на фоні гістаміну скорочення ГМС caecum. Час аплікації TiO2 у кожній з концентрацій становив 20 хв. Встановлено, що у порівнянні з контролем, додавання TiO2 у зазначених вище концентраціях супроводжувалось пригніченням як гістамінового скорочення, так і скорочень гладеньких м'язів (ГМ), одержаних у відповідь на аплікацію нікотину на фоні дії гістаміну.

Було проведено дослідження кумулятивної дії TiO2 (10-7-10-4) мг/мл на гладенькі м'язи caecum, активовані ацетилхоліном (АХ) у концентрації 10-5 Моль/л та АХ у поєднанні з аплікацією нікотину (10-7 Моль/л). Як і у попередніх дослідах, час аплікації TiO2 у кожній з концентрацій становив 20 хв. Встановлено, що за присутності TiO2, відбувалось значне зменшення фазного компонента ацетилхолін-індукованих скорочень ГМ, тоді як його відношення до тонічного компонента у порівнянні з контролем не змінювалось. За цих же умов, фазний компонент скорочень ГМС, одержаних у відповідь на аплікацію ацетилхоліну та нікотину також залишався без змін, тоді як його відношення до тонічного компонента у порівнянні з контролем значно збільшувалось і набувало найбільшого значення при концентрації TiO2 10-4 мг/мл.

Досліджували також кумулятивну дію TiO2 (10-6 - 10-4 мг/мл) на викликане гістаміном (10-5 Моль/л) та нікотином (10-7 Моль/л) скорочення кільцевих ГМ шлунку щурів на фоні дії гістаміну, а також на гіперкалієву контрактуру та скорочення, викликані АХ (10-5 Моль/л). Встановлено, що у контролі величини гістамін- та нікотин-індукованих скорочень ГМС шлунку значно перевищували аналогічні скорочення гладеньких м'язів caecum. Дослідження показало, що TiO2 у

зазначених концентраціях викликав значне зменшення величини скорочень гладеньких м’язів, одержаних у відповідь на аплікацію гістаміну та нікотину на фоні дії гістаміну, а також зменшення фазних компонентів ацетилхолінового скорочення та гіперкалієвої контрактури.

A model of light-activated changes in reaction of purple bacteria

M. A. Zabolotny[1], M.P. Kulish[1], M. A. Drapikovskyi[1*],
Y. M. Barabash[2], L. Korobko[1]

1) National Taras Shevchenko University of Kyiv
2) Department of Physics of Biological Systems, Institute of Physics, Natl. Acad. of Sci. of Ukraine.
* drapikovskyi.maksym@gmail.com

It is known that the absorption of a quantum of light in the reaction centers (RCs) of purple bacteria Rb. sphaeroides R-26 causes the photooxidation of the primary donor of an electron, a bacteriochlorophyll dimer (P). Thereafter the excited electron appears at the primary (QA) quinone acceptor, passes through a number of intermediate carriers, and then gets into the terminal quinone acceptor (QB) [1--3]. The process of localization of an electron at quinone acceptors is defined by the state of intraprotein hydrogen bonds (which are formed, in particular, with participation of water molecules of a solution) and the protonation of the nearest amino acid residues by ionogenic groups and is accompanied by a conformational rearrangement of the molecular complex of RC [2--5]. The information about regularities defining the character of light-activated structural transitions of biomolecules is of independent interest. The conformation determined the bioactivity of a molecule, and the control over structural transitions opens a possibility to use them in molecular electronics.

Despite the great number of publications devoted to the study of photoinduced processes running in RCs, there are the great number of obscurities in their theoretical comprehension. Far from being completed is the development of a model allowing the adequate description of the intramolecular dynamics of an electron under the action of exciting light. The complications arising in this case are caused by both the great number of stages of the process of electron transfer inside the complex of RC and the variety of the transition channels for an electron inside RC. In the simple case, it is considered that RC can be represented in the form of a protein matrix containing some built-in molecules (redox-cofactors) which manifest the donor–acceptor properties relative to the light-excited electron. The electron leaves the donor, a bacteriochlorophyll dimer, appears at the primary quinone QA, passes a distance of 30–40 E through a number of inremediate states, and is stabilized at the secondary quinone-acceptor QB, by generating, in this case, the difference of potentials on a photosynthetic membrane. The displacement of the electron induced by exciting light can be described [5] in the frame of of the three-level model with the level of acceptor QB which slowly varies in the process of electron transfer. A change of the energy level of QB is defined by structural transitions in RC and polarization processes in its environment. A change of the energy characteristics of RC must lead to a change of the rate constants of photoinduced electron transitions. At the present time, the kinetics of these most important characteristics of RC is studied slightly. The posed problem [2, 5] concerning the electron transport in RC is complicated, and therefore the additional simplifying assumptions are used in its analysis [2, 5]. Two of such assumptions are the quasiequilibrium behavior of the ratio of the electron populations on quinones QA and QB and the independence of this ratio on the intensity of exciting light. The conditions for these assumptions to be valid require the additional analysis.

1. Olson J.M., Trornber J.P. Membrane Proteins in Energy Transduction // New York: Marcel Dekker. - 1999. - P. 279-340.Introduction // Adv Protein Chem.-2002.-61.-P. 1-8.

2. Rubin A.B. Biophysics, Moscow: Moscow State Univ., 2000, Vol. 2 (in Russian).

3. Amin M, Vogt L, Vassiliev S, Rivalta I, Sultan MM, Bruce D, Brudvig GW, Batista VS, Gunner MR. Electrostatic effects on proton coupled electron transfer in oxomanganese complexes inspired by the oxygen-evolving complex of photosystem II. J. Phys. Chem. (2013) Vol. 117: 6217-26.

4. Kharkyanen V. N., Barabash Yu. M., Berezetskaya N. M., Lukashev E. P., Knox P. P., Christophorov L. N., Peculiarities of light-induced slow protein dynamics in the photosynthetic reaction center, Chemical Physics Letters, Vol.Том: 512, No 1-3, 2011, 113 – 117

5. Barabash Yu.M., Berezetskaya N.M., Christophorov L.N., Goushcha A.O., Kharkyanen V.N. // J. Chem. Phys, 2002, Vol. 116, No. 10, P. 4339–4352.

6. Kukushkin A.K., Tikhonov A.N. Lectures on Biophysics of Photosynthesis, Moscow: Moscow State Univ., 1988 (in Russian).

7. Barabash Yu.M., Zabolotny M.A., Sokolov N.I., Kharkyanen V.N. // Biofiz., 2002, Vol. 47, No. 6, P. 970-976.

The nature of interaction of copper nanoclasters with the antibiotics

D.O. Kovalova[1*], O.P. Dmytrenko[1], M.P. Kulish[1], T.O. Busko[1], O.L. Pavlenko[1], P.V. Simanov[2], I.S. Chekman[2] , N. Vityuk[3], D.I. Petriv[1]

[1]*Taras Shevchenko National University of Kyiv, Faculty of Physics*
[2]*Bogomolets National Medical University*
[3]*Chuiko Institute of Surface Chemistry, NASU*
**kovaloyvadaria@mail.ru*

Ceftriaxone is one of the effective bactericidal antibiotics used in modern medicine. But there is a tendency to reduce the effectiveness of Ceftriaxone therapy because of the emergence of insensitive bacteria. There are evidences of the conjugation of drugs to nanoparticles enhances their potency.

The interaction between copper nanoparticles and Conjugate of copper nanoparticles with Ceftriaxone were investigated by the optical spectroscopy and quantum-chemical calculations. Also we have investigated the interaction with peptides, lipids and carbohydrate components of the bacteria cell wall.

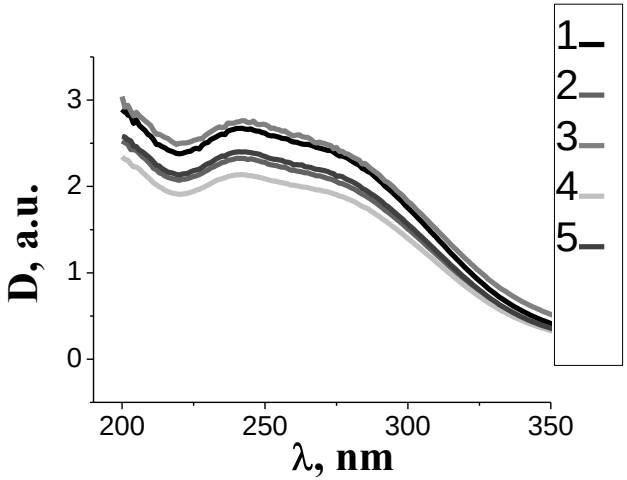


Fig.1. The UV-vis spectra of Conjugat of copper nanoparticles with Ceftriaxone (4) and Conjugat of copper nanoparticles with Ceftriaxone with: Alanine (1),glycine (2), glutamic acid (3), lysine (5)

Most probable that the antibacterial action of Conjugat of copper nanoparticles with Ceftriaxone for the cell membrane occurs due to interaction with a glutamic acid and lysine.

Magnetic Isotopes as New Trend in Anti-Radiation Defense: "Teaching Comes from Kiev"

V.K. Koltover

Institute of Problems of Chemical Physics, Russian Academy of Sciences
** koltover@icp.ac.ru*

It is well known that biological systems are constructs, i.e., structures designed with the aim to perform predetermined functions. For example, a function of any enzyme as a biomolecular construct is to catalyze the preset biochemical reaction. As devices with dimensions of the order of tens angstroms, enzymes are assigned, in modern terminology, to objects of "nanoengineering" – a catchall term for engineering devices sized between 1 and 100 billionths of a meter. As it is, it brings such devices down to intrinsic instability of their functional parameters due to thermal, mechanic and other fluctuations. This inevitably decreases reliability ("robustness") of such a device, i.e. – its ability to perform the preset function for the given time under the given conditions [1].

At the same time, all biomolecular nanoreactors, like other cell constructs, are composed from atoms of chemical elements. Many of the chemical elements have magnetic and nonmagnetic stable isotopes. Meanwhile, magnetic fields of atomic nuclei of some stable isotopes produce intramolecular magnetic fields which are 10-100 times greater than terrestrial. This raises the question of weather magnetic isotopes have influence on living cells along with the question of whether the magnetic isotopes could be of practical use in therapy. Of special interest is cation of magnesium, Mg2+, as obligatory cofactor of the enzymes of ATP synthesis and hydrolysis, etc. This element has three stable isotopes, 24Mg, 25Mg and 26Mg, with natural abundance about 78.7, 10.13 and 11.17 %. Only 25Mg is the magnetic isotope (nuclear spin I = 5/2) producing the magnetic field, whereas 24Mg and 26Mg are the nonmagnetic isotopes (spin-less, nuclear spin I = 0)

Here I present a mini-review of the recent works of our group in which we have revealed, for the first time, the magnetic isotope effects of 25Mg (nuclear spin catalysis) in vivo [2-5]. It has been revealed that 25Mg, by comparison with 24Mg or 26Mg, accelerates adaptation of living cells to the stress conditions. The enrichment of yeast cells, Saccharomyces cerevisiae, with 25Mg gives two-fold increase in the rate constant of post-radiation recovery of the cells after irradiation when compared to the enrichment of the cells with the nonmagnetic isotope. The beneficial effects of magnetic 25Mg were also detected in experiments with another commonly accepted cell model, Escherichia coli. The bacterial cells enriched with 25Mg adapt essentially faster to the novel growth media by comparison to the cells enriched with nonmagnetic 24Mg or 26Mg.

The striking effect of the nuclear spin catalysis has been documented in the reaction driven by one of the most important "molecular motors" of cell bioenergetics, myosin. In cooperation with biochemists from Palladin Institute of Biochemistry, Kyiv, Ukraine, we studied effects of the different magnesium isotopes, magnetic 25Mg and nonmagnetic 24Mg and 26Mg, on Mg2+-dependent ATP hydrolase activity of the catalytic fragment (subfragment-1) of myosin isolated from myometrium muscle. The enzymatic activity has turned out to be 2–2.5 times higher in the presence of magnetic 25Mg than the activity of

the same enzyme in the presence of the nonmagnetic isotopes or the activity with the natural Mg (natural isotope abundance).

The discovery of the nuclear spin catalysis in living cells enables the potential applications of the stable magnetic isotopes in biomedicine including synthesis of novel anti-radiation (radioprotective) drugs, low toxic and, hence, suitable for long-term use as nutrition additives.

Funding was provided by Russian Foundation for Basic Research (RFBR), project no. 14-04-00593a.

1. V.K. Koltover. Theory of reliability in systems biology: aging versus reliability. In: “Recent Advances in Systems Biology Research”, New York: Nova Science Publishers Inc., 2014, pp. 109-130.

2. D.M. Grodzinsky, T.A. Evstyukhina, V.K. Koltover, V.G. Korolev, Y.A. Kutlakhmedov. Effect of the magnetic isotope of magnesium, 25Mg, on post-radiation recovery of Saccharomyces cerevisiae. Reports Natl. Acad. Sci. Ukraine, 2011, No. 12, 153-157.

3. V.K. Koltover, R.D. Labyntseva, A.A. Lul’ko, V.K. Karandashev, S.A. Kosterin. Magnetic isotope of magnesium 25Mg accelerates the reaction of ATP hydrolysis catalyzed by myosin. Reports Natl. Acad. Sci. Ukraine, 2014, №1, 163-170.

4. V.K. Koltover. Stable magnetic isotopes: from spin chemistry to biomedicine. Russ. Chem. Bull., 2014, №5, 1029-1035.

5. V.K. Koltover. Nuclear spin effects in physics of living nature. In: “Horizons in World Physics”, Vol. 286, New York: Nova Science Publishers Inc., 2015 (in press).

The inhibition of proliferative activity of tumor cell lines LLC and LLC / R9 by modifying solvent of antitumor drugs

Kuzmenko M.O.[1*], Kuzyura O.V.[1],Solyanyk G.I.[2], Zabolotnyi M.A.[1], Dmetrenko O.P.[1] ,Kulish M.P.[1]

1) Faculty of Physics, Taras Shevchenko National University of Kyiv
2) IEPOR by Kavetskie
** kuzjamaryna@gmail.com*

Chemical synthesized antitumor drugs have a good bioavailability but high toxic effects to normal tissues. On the other part, the natural drug has unstable properties. It is know that the nanostructure modification of drugs can reduce cytotoxic effects. In the recent years, oxyresveratrol has attracted considerable interest for its beneficial effects for human health: cardiovascular protective effects, anti-inflammatory properties, platelet anti-aggregate and antitumor activity. However, the utilization of beneficial effects of the oxyresveratrol is limited. This molecule is an easily oxidizable and extremely photosensitive. The oxyresveratrol able to exhibit antioxidant properties in a range of concentrations 1pM 20 μM relative to hydrogen peroxide, and within 0.02-20.0 nM concentrations to detect superoxide dismutase activity. Meanwhile, at higher concentrations (0.2-2.0 mM) he shows prooxydative properties. The goal of the research is to study the change of the conformation of the molecules under the influence of irradiated solvent and the interaction between oxyresveratrol with free radicals, reactive oxygen species and theirs metabolites. The solvent had translated to excited metastable state under the influence-absorbed radiation. It is explained the babstone existence (nanoscale air bubbles surrounded by a double electric layer) in the irradiated solvent.

The saline was irradiated at a linear accelerator pulse (PLA-6) with energy 2 MeV, absorbed dose was 10 Mrad. During the exposure of the saline, his temperature increased to $25C^0$.

The cell lines were planted on 15,000 cells in 0.1 ml standard environment in 96 well plates.

Assessed impact on oxyresveratrol in normal saline and irradiated saline for viability of the cell lines LLC. There was a significant inhibition of cell proliferation activity using irradiated saline.

Electronic skin: determinant level of external STIMULI

Kratko S.A., Ivanyuta O.M.

National Taras Shevchenko University of Kiev
** segodnya1992@gmail.com*

Biological skin has no parallel in the world of today's electronics skin (e-skin). The prototype of biological skin can be e-skin. Its implementation will be a revolution in areas such as robotics a rich sense of tactile presence and medicine, especially in the autonomous, prosthetics and telemedicine. Most of these designs require a complicated maze of wiring, each signal output to multiplexing arrays and the central digital processor must be diluted in time and space. Although it is possible, and some methods of wireless communication, but they are not included in the concept of e-skin. Practice e-skin requires a distributed set of network hubs data for processing digital inputs sites sensors.

Recent noteworthy achievements in the use of functional materials and the optimization of device design are convincing solutions to mimic the unique features of human skin. The pressure sensitivity of sensors is dramatically enhanced with the use of transistors with structured gate dielectrics, which enables the active matrix to reduce signal crosstalk between pixels and promotes rapid addressing and low-power consumption. The fabrication of multifunctional e-skins is an essential research goal to satisfy industry requirements for various applications. Highly integrated electronics for the detection of multiple stimuli are the subject of many investigations. With the aid of newly emerging technologies and the preparation of ultrathin sensors, these efforts have received substantial attention in the field of health monitoring and medical implant services.

The production of devices with low-power consumption or self-powering ability remains a topic worthy of in-depth study. The different types of artificial smart e-skins are urgently required for emerging fields in healthcare, including health monitoring, prosthesis techniques, and clinical medicine. Similar to real human skin that can adjust and provide feedback in real time according to the different types of external stimuli via the peripheral nervous system, future e-skins will also intelligently respond to variations in the external environment based on novel information transmission technology, which has a bright future for the development of e-skins.

Biochips: a tool for monitoring health

Kratko S.A., Ivanyuta O.M.

National Taras Shevchenko University of Kiev
** segodnya1992@gmail.com*

Companies formerly occupied by developments in electronics and pharmaceutical industry began to implement in practical medicine research and development in the field of molecular medicine. They went beyond the formal diagnosis, and no reason to speculate on the circumstantial evidence on the causes of the disease. Laboratory diagnosis of the XXI century - a diagnosis of Hi-Tech, based on the latest achievements of molecular biology, requires a minimum of material, a minimum of time, and gives the most reliable information through a variety of microarray (biochips).

They allow you to find in a short time to identify thousands of different Genetic defects, oncogenes, allergens, markers that correspond to specific diseases, certain viruses, bacteria, cancer cells, and to identify a wide range of drugs, hormones, drugs, poisons, pesticides almost any test material - blood, saliva, perspiration, water, food, air or soil samples. In the near future biochips replace the entire diagnostic laboratories with their numerous staff and cumbersome, often very expensive equipment thus will increase to thousands and tens of thousands of times the performance of most diagnostic methods and to drastically reduce the cost of testing.

Biochip is a solid support on which cells are applied sectional with a substance - reagent. All reagents are arranged in a specific order and interact with the molecules of the test sample as keys to locks. When applied to the biochip test sample (a drop of blood, saliva, etc.) In place of the chip where there is a match (complementarities) between the analyzed molecules and the probe molecules, a new product is formed, which is determined on the basis of the analyzing equipment electrical phenomena.

Thus, there is every reason to hope that microarray technology will grow rapidly and, quite possibly, any of us will soon be able to buy all the necessary equipment, "to at home to dig into their own genome, looking for signs of disease or genetic predisposition to genius» .

Collagen–hydroxyapatite composite scaffolds for tissue engineering

Kratko S.A., Ivanyuta O.M.

National Taras Shevchenko University of Kiev
** segodnya1992@gmail.com*

Biohydroxyapatite (bHA) of the apatite group, hydroxyl analogue Fluor and Hlor appetites'. Is the main mineral component of bone (about 50 % of the total weight of the bone) and the tooth (enamel 96 %) witch chemical radical to 2%. In medicine, synthetic bHA is used as a filler, a replacement the lost the coating of implants facilitate the growth new bone.

The ideal scaffolds should have an appropriate surface chemistry and microstructures to facilitate cellular attachment, proliferation, and differentiation. It should also possess adequate mechanical strength for handling and a biodegradation rate without any undesirable by-products. Both collagen and HA have been used in bone tissue engineering owing to their excellent osteoconductive property to provide a relatively successful means of augmenting bone growth. The composite scaffold of these two natural materials has been proved to be more useful than a monolithic component.. A strong potential to integrate architecture with surface chemistry of the scaffolds has been shown. *In vitro* and *in vivo* performance of collagen–HA composite scaffold has been reported and discussed. It is recommended that collagen–HA composite scaffold used for musculoskeletal tissue engineering should direct 3-D organization of cells *in vitro* or *in vivo*. To achieve this, the structural properties of the collagen–HA scaffold should be refined in a way to provide a microenvironment that can control the spatial organization of cells attachment, growth, and differentiation. Such scaffolds will contribute to achievement of the goal of musculoskeletal tissue engineering and regenerative medicine.

HA based composite will be promising biomaterial for bone tissue engineering. The combination of bHA with polymer nanocomposites is best approach to construct artificial bone. Combination of biopolymer with bHA can result in the expected 3D dimensional scaffold as bone graft substitute with sufficient bone behavioral properties such as mechanical strength. However, cell-material interaction, mechanical strength and biological response of bHA based nanocomposites need to be analyzed in detail and further be investigated for their biomedical significance. In addition, clinical studies are to be performed on the bHA based composite biomaterial for the further biophysiochemical implications.

Зміст
Content

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

Роль органів місцевого самоврядування в організації контролю за дотриманням законодавства при використанні джерел іонізуючого випромінювання в сфері охорони здоров`я
Сесемко А.О. 1

Роль медичного фізика при застосуванні альтернативних медичних технологій в Україні
Макаровська О.А., Асламова Л.І., Куліч Є.В., Меленевська Н.В. 3

Imaging System Model for Experimental Instruction of Medical Physicists
Radchenko N. V., Radchenko S. P., Sudakov O. O. 4

Інноваційні технології в медицині *Innovation technologies in medicine* **5**

Ukrainian mHealth Application Designed to Manage Medical Data of Patients with Cancer
Kravchuk V.V, Kulikov VM, Dvorschenko OS, P'yatchanina TV 5

Особливості оцінювання коефіцієнтів пропускання тканин за вимірюваними дозами та за яскравістю зображення
Мірошниченко Н.С., Менелевська Н.В., Куліч Є.В., Хобта Ю.В., Мірошниченко С.І. 6

Методики опромінення молочної залози з урахуванням толерантності нормальних тканин за критеріями гістограми «ДОЗА / ОБСЯГ»
І.М.Репецька, В.І.Лисак, О.В.Гордєєва, І.В.Мирошниченко, Г.Ю Чорнай, Г.Б.Бернштейн, А.Б.Вінницька 8

Підготовка плану променевого лікування методом променевої терапії з модуляцією інтенсивності (IMRT)
Р.М. Зелінський 14

TomoTherapy. At last in Ukraine
Synchuk D., Gumeniuk M., Zinvaliuk.O., Gumeniuk K 16

Розрахунок дози у фантомах та в пацієнтах за допомогою OCTAVIUS 4D без використання даних плануючої системи
B. Allgaier, E. Schüle, J. Würfel 18

Експериментальне стерео рентгенівське вимірювання тривимірних об’єктів
Волков Е.В., Мірошниченко С.І. 33

Розрахунок фракціонування в конвенційній променевій терапії
Ващишин В.П. 34

Determination of kernel functions for scattering estimation in X-ray imaging
Danyk A.Y., Sudakov O.O. 35

Покращена локалізація активності головного за електроенцефалографічними і магнітно-резонансними томографічними даних
Воробей Д. М., Лефтеров О. О., Радченко С. П. 36
Радіаційний захист *Radiation protection* **37**
Проблеми поширення культури безпеки в Україні
О.Насвіт, Ю.Скалецький 37
Безпека пацієнтів в онкорадіології: медико-соціальні спекти
Пилипенко М.І., Стадник Л.Л., Риган М.М., Скалецький Ю.М., Шальопа О.Ю. 38
Шляхи розвитку системи радіаційного захисту в України
Павленко Т.О. 39
Методичні підходи до оцінки доз пацієнтів при флюороскопічних дослідженнях
Стадник Л.Л., Носик О.В., Шальопа О.Ю. 40
Необхідність розробки та впровадження програми контролю якості в рентгенодіагностичних відділеннях
Стадник Л.Л., Носик О.В., Шальопа О.Ю. 42
Система обеспечения радиационной безопасности в онкологических диспансерах Республики Узбекистан
Д.А. Зарединов, О.Л. Тен 44
Біомедична інженерія *Biomedical engineering* **46**
Вплив розчинника на властивості протипухлинного антибіотика Доксорубіцин
М.А. Заболотний , Н.А. Полуян, Г.І. Довбешко, М.П.Куліш, О.П.Дмитренко, Мизников Д., Стрельчук В.В. 46
Unique properties of water: effects of low temperatures and confinement, medical applications
A.V. Chalyi 48
Biocompatible and absorption properties of SiO2, CaO and automated systems of anisotropy processing
Onanko A., Kulish M., Prodayvoda G., Onanko Y., Dmitrenko O., Kovalova D., Yakimchuk D. 49
Difractive-refractive microprisms for redusing chromatism area
Novikov P. K. 51
Пресинаптична модуляція процесів збудження та гальмування в інтестинальних гладеньких м'язах за дії нанорозмірного матеріалу TiO_2
Науменко А.М., Цимбалюк О.В., Скорик М.А., Нипорко О.Ю., Давидовська Т.Л., Скришевський В.А. 52
A model of light-activated changes in reaction of purple bacteria
M. A. Zabolotny, M.P. Kulish, M. A. Drapikovskyi, Y. M. Barabash, L. Korobko 54

The nature of interaction of copper nanoclasters with the antibiotics
D.O. Kovalova, O.P. Dmytrenko, M.P. Kulish, T.O. Busko, O.L. Pavlenko, P.V. Simanov, I.S. Chekman, N. Vityuk, D.I. Petriv 56
Magnetic Isotopes as New Trend in Anti-Radiation Defense: "Teaching Comes from Kiev"
V.K. Koltover 57
The inhibition of proliferative activity of tumor cell lines LLC and LLC / R9 by modifying solvent of antitumor drugs
Kuzmenko M.O., Kuzyura O.V.,Solyanyk G.I., Zabolotnyi M.A., Dmetrenko O.P.,Kulish M.P. 59
Electronic skin: determinant level of external STIMULI
Kratko S.A., Ivanyuta O.M. 60
Biochips: a tool for monitoring health
Kratko S.A., Ivanyuta O.M. 61
Collagen–hydroxyapatite composite scaffolds for tissue engineering
Kratko S.A., Ivanyuta O.M. 62
Зміст Content **63**

Для нотаток

Для нотаток

Для нотаток

Для нотаток

Для нотаток