

III International Workshop

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

Workshop proceedings

June 06 – 07, 2013, Kyiv, Ukraine

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

Medical physics – the current status, problems, the way of development. Innovation technologies. Proceedings of 3rd International Workshop, June 06 – 07, 2013, Kyiv, Taras Shevchenko National University of Kyiv, 2013. – 186 p.

The published proceedings are speaker's and participant's papers of 3rd International Workshop "Medical physics – the current status, problems, the way of development. Innovation technologies". Proceedings are reflecting the scientific, methodical and practical results of scientific researches. Results are directed to improve the way of medical physics development in post-Soviet countries and further promotion of innovation technologies in the market of medical services.

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

Organizers of workshop:

Taras Shevchenko National University of Kyiv (KNU);

Training-Research Center for Radiation Safety of Taras Shevchenko National University of Kyiv;

Swedish radiation safety authority (SSM).

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

Organizing committee:

Chairman Hubersky L., Academician of NAS of Ukraine, Rector

International Izewska J., Head, Dosimetry Laboratory, International Atomic Energy Agency, Austria

Chernyaev A., Pro-rector, M.V. Lomonosov Moscow State University, Russia

Mattsson S., Professor, Lund University at Malmö, Sweden

Tarutin I., Chief Scientist, N.N. Alexandrov National Cancer Centre, Belarus

KNU Anisimov I., Dean, Radiophysics Faculty

Aslamova L., Director, TRC for Radiation Safety

Bulavin L., Academician of NAS of Ukraine, Head of Department of Molecular Physics, Physics Faculty

Makarets M., Dean, Physics Faculty

Vyzhva S., Pro-rector (Scientific Work)

Grabovska E., Secretary of Workshop

SSM Project Leader Somell C.

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

Третій міжнародний семінар

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

Збірник наукових праць

06 – 07 червня 2013 року, м. Київ, Україна

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

Медична фізика – сучасний стан, проблеми, шляхи розвитку. Новітні технології. Збірник наукових праць 3-го міжнародного семінару, 06 - 07 червня 2013 р., м. Київ, Київський національний університет імені Тараса Шевченка, 2013. – 186 с.

Статті, що публікуються, являють собою матеріали доповідей та учасників 3-го міжнародного семінару „Медична фізика – сучасний стан, проблеми, шляхи розвитку. Новітні технології”, та відображають наукові, методичні та практичні результати досліджень, спрямованих на вдосконалення шляхів розвитку медичної фізики в країнах пострадянського простору, подальшого просування новітніх технологій на ринку медичних послуг.

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

Організатори семінару:

Київський національний університет імені Тараса Шевченка (КНУ);

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

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

Організаційний комітет:

<i>Голова</i>	Губерський Л.В., академік НАН України, ректор
<i>Міжнародний</i>	Іжевська Д., начальник дозиметричної лабораторії МАГАТЕ, Австрія
	Метсон З., професор, Університет Лунда, Швеція
	Тарутін І.Г., головний науковий співробітник, Республіканський науково-практичний центр онкології та медичної радіології ім. Н.Н. Александро́ва, Білорусь
	Черняєв О.П., проректор, Московський державний університет ім. М.В. Ломоносова, Росія
<i>КНУ</i>	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
	Вижва С.А., проректор з наукової роботи
	Макарець М.В., декан фізичного факультету
	Грабовська Є.В., секретар семінару
<i>SSM</i>	Сомел С., керівник проекту, Швеція

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

Третий международный семинар

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

Сборник научных трудов

06 – 07 июня 2013 года, г. Киев, Украина

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

Медицинская физика – современное состояние, проблемы, пути развития. Новейшие технологии. Сборник научных трудов 3-го международного семинара, 06 - 07 июня 2013 г., г. Киев, Киевский национальный университет имени Тараса Шевченко, 2013. – 186 с.

Публикуемые статьи представляют собой материалы докладчиков и участников 3-го международного семинара „Медицинская физика – современное состояние, проблемы, пути развития. Новейшие технологии”, и отображают научные, методические и практические результаты исследований, направленных на усовершенствование путей развития медицинской физики на постсоветском пространстве, дальнейшего продвижения новейших технологий на рынке медицинских услуг.

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

Организаторы семинара:

Киевский национальный университет имени Тараса Шевченко (КНУ);
Учебно-научный центр радиационной безопасности Киевского национального университета имени Тараса Шевченко; Шведский регулирующий орган (SSM).
Семинар проводится в рамках проекта **“Support to development of quality assurance and quality control in medical radiology, phase 2”**.

Организационный комитет:

<i>Глава</i>	Губерский Л.В., академик НАН Украины, ректор
<i>Международный</i>	Ижевская Д., начальник дозиметрической лаборатории МАГАТЕ, Австрия
	Метсон З., професор, Университет Лунда, Швеция
	Тарутин И.Г., главный научный сотрудник, Республиканский научно-практический центр онкологии и медицинской радиологии им. Н.Н. Александрова, Беларусь
	Черняев А.П., проректор, Московский государственный университет им. М.В. Ломоносова, Россия
<i>КНУ</i>	Анисимов И.О., декан радиофизического факультета
	Асламова Л.И., директор УНЦ радиационной безопасности
	Булавин Л.А., академик НАН Украины, заведующий кафедрой молекулярной физики физического факультета
	Выжва С.А., проректор по научной работе
	Макарец Н.В., декан физического факультета
	Грабовская Е.В., секретарь семинара
<i>SSM</i>	Сомел С., руководитель проекта

CURRENT DEVELOPMENTS AND FUTURE OF MEDICAL PHYSICS CHALLENGES AND OPPORTUNITIES

S. Mattsson¹, D. Adlienė²

1) *Medical Radiation Physics Malmö, Lund University, Skåne University Hospital, SE-205 02 Malmö, Sweden; soren.mattsson@med.lu.se*

2) *Department of Physics, Kaunas University of Technology, Studentu g. 50, LT-513 68 Kaunas, Lithuania*

Abstract. Medical physics is a branch of applied physics. It uses concepts and methods of physics to help identify and treat human disease. Medical physics plays an essential role in medical imaging, radiation therapy and in radiation protection.

Medical imaging, which is a prerequisite for all modern hospital and health care, is today one of the fastest growing areas in medicine, exemplified by CT-, MR- and PET-imaging for anatomical, functional and molecular information.

Radiation therapy is unique among the cancer treatment modalities because it can be modulated in space and in time (4D). Spatial modulation will be facilitated by recent technological advances in image guided treatment planning and delivery to be optimised for the individual patient.

Radiation protection involves the protection of patients as well as of occupationally exposed persons in all areas of society, as well as of the general public.

The future progress of medical physics depends on future groundbreaking innovations in physics and technology. It is also highly related to the future of medicine and its research challenges in the new explosive fields of genetics, molecular and cellular biology. Organisation of medical physics education, basic research, translational research and clinical work – and how these fields are cooperating - will have the highest impact on future progress in the field.

Key words: medical physics, development, future, imaging, radiation therapy, radiation protection, multidisciplinary work, research, education, organisation.

1. Introduction

Medical physics is a branch of applied physics. It uses concepts and methods of physics to help diagnose, treat and prevent disease [1]. Medical physicists and engineers have played a crucial role in the development of new technologies that have revolutionized the way medicine is practiced today. They have contributed with technological innovations including computed tomography (CT), positron emission tomography (PET), the compact linear accelerator, magnetic resonance imaging (MRI) and many other developments. Some medical physicists generate new ideas and develop new technologies in their laboratories, while most of them are clinically working professionals who apply these technologies in the clinic for the diagnostic and treatment of diseases. They also ensure the safety of a large number of patients, occupationally exposed persons and the general public.

2. Medical imaging

Medical imaging together with molecular medicine is among the fastest growing areas within medicine. It covers a number of techniques such as computed tomography (CT), magnetic resonance imaging (MRI), ultrasound (US), nuclear medicine (NM) including positron emission tomography (PET) and single photon tomography (SPECT) and several methods in optical imaging. Traditionally, and most often also today, medical imaging is used for noninvasive mapping of anatomy and for detection and localisation of a disease. Hybrid imaging techniques (PET/CT, SPECT/CT, and PET/MRI) reveal important biological information about physiology, organ

function, biochemistry, metabolism, molecular biology and even functional genomics. These new methods combine the ability to measure and quantify biological processes with the ability to localise the measured parameter in a high quality anatomical image [2]. Furthermore, advanced imaging techniques have developed into essential parts of advanced methods for treatment as an alternative to surgery: e.g. coronary angioplasty, and treatment of aortic and cerebral aneurysms. The important and exciting progress in biotechnology, nanomedicine and new innovative therapies is highly dependent on integration with medical imaging for successful application into clinical practice [2].

3. Radiation therapy

Accurate target delineation and image guidance are essential for the precise radiation therapy. Despite the tumour target volume and the amount of radiation needed to treat is known, the delineation of normal tissue and the reliable prediction of normal tissue complication probabilities (NTCP) in each organ is important. Developments in multimodality and 4D imaging techniques, as described above, provide opportunities to improve tumour localisation as well as improved tumour and normal tissue delineation. The imaging techniques, especially CT, are extremely helpful in dose planning and contribute to the reduction of set up variations and treatment margins. Proper use of imaging technologies can provide sparing dose to normal tissue and permit safer escalation of tumour doses [3].

Technical developments in the form of inverse treatment planning and dynamic multi-leaf collimation systems have given radiotherapy the ability to deliver conformal and intensity-modulated radiotherapy (IMRT). Linac based CT systems and applications of megavoltage (MV) imaging systems have opened new possibilities for image-guided radiation therapy (IGRT). Other examples are the so-called volumetric modulated arc therapy (VMAT) technique, involving IMRT delivery during gantry rotations, the Rapid ArcTM technique and the helical TomoTherapy®. Stereotactic treatment techniques as well as improved patient immobilization techniques are other examples of important improvements.

For targets in the thoracic and abdominal regions, the organ motion due to breathing limits the precision of radiotherapy. Field sizes must be sufficiently large to include tumour motion and this means a limitation in the dose that can be delivered. Respiratory-gated beam delivery is intended to limit the irradiation to selected parts of the respiratory cycle, and thereby enable reduction of the required treatment field margins. Treatments of breast cancer, lung and liver tumours are examples where respiratory gating is an advantage. It is also essential to adapt to changes that happen slowly over the course of treatment, e.g. due to tumour shrinkage and weight loss.

The major advantage of proton (and heavier particle) treatment over conventional radiation therapy is that the energy of protons can be directed and deposited in tumour volumes in a three-dimensional pattern from each beam used. In this way the absorbed dose to the tumour can be increased while reducing the dose to surrounding normal tissues. The ultimate goal is to do fully automated pencil beam scanning and three-dimensional intensity modulated proton therapy (IMPT). This allows the dose to be increased beyond that what less-conformal radiation will allow. The overall effect potentially leads to fewer harmful side effects, more direct impact on the tumor, and increased tumour control – advantages which are now under clinical trials.

Some of the major impacts in radiation therapy might come from biological modeling and new fractionation schemes [3]. Bioeffect modeling includes the modeling of dose-response relationships, linear-quadratic time-dose-fractionation models and normal tissue complication probability (NTCP)/tumor control probability (TCP) models. Bentzen [4] proposes that radiation therapy is optimised through personalised prescriptions of the 4D dose distribution using molecular risk profiling and functional imaging, a method that he calls theragnostic radiation oncology. The aim is to provide the clinical basis for rational prescription of non-uniform dose distributions in individual patients. Molecular risk profiling will be directly linked to research related to the outcome of the treatment, mainly based on data from clinical trials, which are based on high-quality dosimetric and clinical outcome data. Most work so far, has been based on immunohistochemical

markers or DNA gene expression arrays, but is expanding into proteomics and metabolomics. When new methods are introduced, it is important to continue to design, conduct, analyse and interpret randomized controlled trials.

4. Radiation protection

Both natural and man-made sources of ionising radiation contribute to human exposure and poses a risk to human health [5]. Exposure of the population to natural radiation is partly unavoidable and medical use of radiation is now an indispensable part of modern healthcare. The exposure of workers, and to a smaller extent of the public, to low levels of radiation from nuclear energy production and other industrial uses of ionising radiation have become an integral part of our society. These uses are carefully regulated. Radiation protection standards rely on current knowledge of the risks from radiation exposure. Any over-, or under-, estimation of these risks could lead either to unnecessary restriction or to a lower level of health protection than intended.

Medical procedures represent the largest source of human-made radiation exposures. There are 3600 million medical x-ray investigations (including diagnostic medical and dental investigations) made each year in the world. Most of them are carried out on 1/4 of the world's population (for which the medical investigations give an effective dose per capita of 1.2 mSv/year). On top of that there are 33 million investigations in diagnostic nuclear medicine and 5.1 million patients treated each year in radiation therapy [6]. In our part of the world, there has been a dramatic change of CT-investigations (more procedures, more scans per procedure). Today CT accounts for around 5-15% of the investigations but gives rise to a dominating contribution to the collective dose from diagnostic radiology. Interventional procedures, increasingly being used to replace surgery, can lead to very high local skin doses, in some cases exceeding the threshold for deterministic effects. For most X-ray examinations, there are still too large inter-hospital variations in doses for the same type of examination.

The different imaging and treatment modalities present an enormous benefit, but also a number of potential hazards, for the patient and the environment. The problem with ionising radiation in x-ray and nuclear medicine investigations is well known and needs to be continuously monitored. There are also concerns about potential hazards from magnetic resonance imaging when moving to higher field strengths and from ultrasound when moving to higher frequencies and intensities.

Care for the personnel in radiology was the start of radiation protection [5]. Today there are 2.7 million occupationally exposed persons of whom 3/4 works in the health care sector. The individual doses are very low in diagnostic radiology, somewhat higher in nuclear medicine and still somewhat higher in the nuclear industry. For personal dosimetry, there are some remaining dosimetric problems related to the weighting of the neutron components in reactor environments, at waste handling and at high-energy accelerators for radiotherapy and physics research.

5. Challenges in research and education

For success in medical physics research it is necessary to create true multi- and interdisciplinary research environments and networks [7] and be ready to explore new technologies as nanotechnology, drug discovery, pre-clinical imaging, optical imaging and biomedical informatics [8]. A particular challenge is to achieve an increased collaboration between imaging specialists (radiologists, nuclear medicine physicians, medical physicists) and the clinicians with knowledge of different organ systems and diseases. We now see an exponential increase in the number of images acquired for each patient and the possibility of using the images as raw data for quantification in order to measure relevant parameters describing organ function, physiology and molecular biology. Medical imaging research must address these changes through focusing on solutions that support decision, which have to be done by radiologists, nuclear medicine physicians and other physicians, and also focusing on improved quantification of imaging results and biomarkers. Medical physicist need to be active also in areas outside radiation oncology and radiology. As pointed out by several authors [9,10,11,12] there is a need for increased collaboration

between basic scientific research within medical physics and applications in the clinic. While the clinical applications of medical physics seem to be getting appropriate attention and training, the research/academic activity does not. In many countries, the medical physics profession is even lacking organised academic training. There is a need to create research positions in medical physics either in the hospital environment and/or at the physics departments.

In the field of radiation protection, the research capacity was reduced during the last decades, but the increasing application of ionising radiation in medicine, unsolved problems with nuclear waste, reactor accidents (most recently Fukushima) and terrorist and military activities now accentuate the need to revitalise the field [13]. The awareness is increasing that many countries have lost key competences and are no longer capable to retain independently their current research activities in radiation sciences with implications to fulfil effectively operational and policy needs and obligations.

Like many specialties, medical physics is undergoing profound changes, including some of them with an unpredictable impact on the profession. Currently, the emphasis is concentrated on cost containment and optimisation within the limited resources available in health-care. At the medical physicists' level, the emphasis relies on enhancing specific skill development and competency, in both diagnostic and therapeutic medical physics. However, many opportunities created by translational and frontier research is missed because the profession is focused on achieving higher competence, sub-specialization and certification, which is driven by economic and political pressure. There is also an increasingly competitive environment for research funding. This makes problems for future medical physics research, with a potential diminution in the innovation and creativity that have been the signature of progress leading to improvements in patient care over the past 50 years. To improve the situation the link and the mutual support between clinical medical physics and a strong and active medical physics research must be kept and strengthened.

6. Summary

Medical physics has been at the forefront of the development of the dynamic field of medical imaging and pioneering the radiation oncology. Medical physics ensure the safety of a large number of patients, occupationally exposed persons and the general public.

Also for the future, medical physics needs specialists in the various areas of diagnostic and therapeutic applications and in radiation safety. It also needs generalists able to work in interdisciplinary field related to physics, medicine, biology, computer sciences, and mathematics and in social sciences. Medical physics will have great opportunities for the future, provided that the two disciplines of medical imaging and radiation therapy can come closer together and if the link between clinical disciplines and academic research and education in medical physics can be kept and strengthened.

1. *Mattsson S, Adliene D.* Current developments and future of medical physics. In: Adliene D (Ed.) Medical physics in the Baltic States 6, Kaunas, Lithuania, 2008, pp. 8-11
2. *Brunetti A., Cuocolo A.* European science foundation calls for more and better medical imaging research. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 35, 1749–1757, 2008
3. *Paliwal B.* Medical physics practice in the next decade. *J Med Phys* 31(3), 98-108, 2006
4. *Bentzen S. M.* From cellular to high-throughput predictive assays in radiation oncology: Challenges and opportunities. *Semin Radiat Oncol* 18, 75-88, 2008
5. *Mattsson S.* Radiation protection among populations, patients, personnel, plankton and plants – What can we learn from one another? In: Paile W. (Ed.). *Radiation Protection in the 2000S – Theory and Practice*. Report STUK-A195, Vantaa, Finland, 2003, pp. 16-22
6. *UNSCEAR.* Sources and effects of ionizing radiation. Volume 1, UNSCEAR, 2008
7. *Jeraj R.* Future of physics in medicine and biology. *Acta Oncol* 48, 178-184, 2009
8. *Ng K H.* Medical physics in 2020: Will we still be relevant? *Australas Phys Eng Sci Med* 31(2), 85-89, 2008

9. Boone J, Fahrig R, Rogers D, Starkschall G, Halvorsen P, Hendee W, Seibert J. The future of medical physics: Challenges and opportunities. *Med Phys* 38(6), 3708, 2011
10. Bortfeld T, Jeraj R. The physical basis and future of radiation therapy. *Br J Radiol* 84, 485-498, 2011
11. Christofides S. The future of medical physics. The role of medical physics in research and development. An opinion. *IFMBE Proceedings* 25/13, 114-116, 2010
12. Webb S. The contribution, history, impact and future of physics in medicine. *Acta Oncol* 48, 169-177, 2009
13. MELODI Multidisciplinary European low dose initiative dedicated to low dose radiation risk research. <http://www.melodi-online.eu>

THE ADOPTION OF TRAINING-RESEARCH DIGITAL X-RAY UNITS FOR MEDICAL PHYSICIST EDUCATION IN UKRAINE: PROVIDING THE RADIATION SAFETY STANDARDS

L. Aslamova¹, N. Miroshnichenko¹, N. Melenevska¹, S. Miroshnichenko^{2,3}, E. Grabovska¹

1 Training-Research Centre of Radiation Safety, Taras Shevchenko National University of Kyiv, 64/13, Volodymyrska st., 01601, Kyiv, Ukraine,

2 Association of Radiologists of Ukraine (ARU), 9, Dorogozhytska st., 04112, Kyiv, Ukraine

3 Production and Research Association «Teleoptic» Ltd., 58, Dmitrivska st., 01054, Kyiv, Ukraine, radbez@gmail.com

Abstract. The present Ukrainian radiation safety regulatory base differ in some positions from international IAEA standards providing some educational stages for medical physicists, in particular, the clinic practice for ionizing radiation sources operating. The high school students even after certain age stated in national regulatory base usually do not refer to the category “A” personnel. For this reason the organization of distance training excludes the student radiation risk. The Training-Research Centre for Radiation Safety proposes the arrangement of distance practical training simulating clinical diagnostics or therapy with protected digital X-ray systems.

Анотація. У сучасній українській законодавчій базі з питань радіаційної безпеки існує ряд розбіжностей з міжнародними рекомендаціями МАГАТЕ, які, зокрема, передбачають певні етапи отримання освіти медичного фізика, а саме, проходження необхідної клінічної практики по роботі з джерелами іонізуючого випромінювання. Оскільки, студенти вищих навчальних закладів, навіть, по досягненню зазначеного в національній регуляторній базі віку, як правило, не відносяться до персоналу категорії “А”, постає питання організації дистанційного практичного навчання, яке позбавляє ризику опромінення студентів. Для цього навчально-науковим центром з радіаційної безпеки запропоновано використання захищених роботизованих цифрових рентгенівських установок, за допомогою, яких симулюються клінічні діагностичні або терапевтичні процедури.

Key words: radiation safety, radiation sources, protected X-ray systems, personnel.

Ключові слова: радіаційна безпека, джерела іонізуючого випромінювання, захищені рентгенівські установки, персонал категорії “А”.

The increasing development and application of new X-ray sources usage technologies in medicine in Ukraine caused the crucial changes in medical service quality. The growing amount of new X-ray digital units should be well serviced, and radiologists should be enough consulted to provide the high quality diagnostics and treatment. For this reason the medical physicists are in a great demand in Ukraine. The medical physics students are being educated in our university. According to the EURATOM directive [1] the medical physicists provide the radiation safety during the medical procedures. For this reason the medical physicists should be not only theoretical educated, but also should have clinical practice. Taras Shevchenko national university of Kyiv

organizes the practical laboratory working with X-ray source for the medical physics students, taking into account the problem of differences that should be harmonized between the national and international regulatory bases.

The national Radiation Protection and Safety Standards categories [2] differ from standard groups defined by IAEA [3]. Ukrainian standards involve 3 groups, which include, the so-called the “A” group, with defined limit of an effective dose, delivered due the occupation exposure of workers up to 20 mSv in a year, and also people under 18 years are not allowed working with radiation sources. The medical physics students do not refer to the “A” group, so they cannot work directly with radiation X-ray units. The Training-Research Center provides the possibility to organize educational practice, using ”protected” X-ray digital unit, taking into account all radiation risks. Such digital X-ray units provide full radiation protection being installed in X-ray protected box (lead skin-plating). This construction has the remote control and all its components are computer-aided. This reduces the health risk of educated specialists. Also it gives the possibility to organize the distance education and practice using the remote control (via Intranet or Internet).

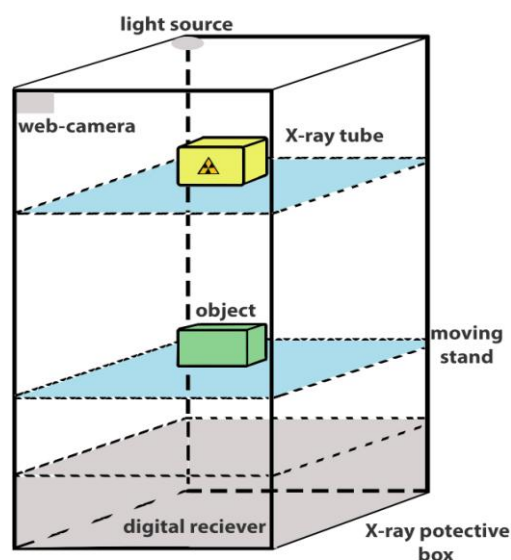


Fig 1. The “protected” training-research X-ray unit for distance education for medical physics students.

The wide range of practical tasks is performed with protected training-research X-ray unit. The students become proficient in the following X-ray examination methods provided with protected training-research X-ray unit:

- the measurements of transmission, absorption and scatter of X-rays by objects;
- the measurement of spatial resolution, dynamic range and quantum efficiency of detection in X-ray systems;
- the measurement of contrast and signal to noise ratio, and object detection;
- the problems of automatic objects detection and recognition;
- the storage of axial projection, tomographic slices calculations and 3D pictures building.

Table 1. Maximal operation parameters of training-research X-ray unit and ambient dose equivalent (ADE), measured over the four external sides of the unit.

Maximal tube potential	Tube current	Exposure time	ADE, measured over the first external X-ray unit wall	ADE, measured over the second external X-ray unit wall	ADE, measured over the third external X-ray unit wall	ADE, measured over the fourth external X-ray unit wall
50 kV	185 μ A	10 sec	0,03 μ Sv/h	0,3 μ Sv/h	0,3 μ Sv/h	0,1 μ Sv/h

Not only training, but the research work [4,5] is performed by medical physics students within the field of new image digital processing algorithms testing, using the X-ray units equipped with micro-focused X-ray generators and multi-sensors detectors. The reasonable size of tomographic research field is a sphere with 15...18 cm diameter. The recommended tube to receiver distance is 50 cm, and the viewing angle is up to 45°. To exclude any possibility of student or occupation workers contact with X-ray stream all tasks are being performed with the closed X-ray protected box door.

1. EC Directive 1997/43/Euroatom of 30 June 1997 on health protection of individuals against the danger of ionizing radiation in relation to medical exposure, Official Journal, Vol. L 180 (1997) 0022-0027.
2. Radiation Safety Standards of Ukraine (RSSU-97), National Sanitary Standards, Ukraine (1998).
3. Radiation Protection and Safety of Radiation Sources: International Basic Safety Standards, IAEA Safety Standards Series No. GSR Part 3 (Interim), International Atomic Energy Agency, Vienna, (2011).
4. *Miroshnichenko S.I., Radko D.A., Druzheruchenko A.G.* "Decrease of the exposure dose at digital photoroentgenography screening" International Conference "Medical Physics in The Baltic States", Kaunas, Lithuania, (2011).
5. *Aslamova L.I., Melenevskaya N.V., Miroshnichenko S.I., Miroshnichenko N.S., Radko D.A., Grabovskaya E.V.* "The possibilities of contrast digital improvement in chest screening imaging" International Conference "Medical Physics in the Baltic States", Kaunas, Lithuania, (2012).

РАДИОНУКЛИДНЫЕ ТЕХНОЛОГИИ В МЕДИЦИНЕ

**А.П. Черняев^{1,2,*}, А.В. Белоусов¹, П.Ю. Борщеговская¹, С.М. Варзарь¹, М.В. Загоруйко²,
М.А. Колыванова¹, А.С. Осипов³, А.В. Попов³**

1) Физический факультет Московского государственного университета имени М.В. Ломоносова,

2) Научно-исследовательский институт ядерной физики имени Д.В. Скобельцын

3) ЗАО ИМПЕКС МСМ

**Россия, 119991, Москва, Ленинские горы, д.1, стр. 2, +7(495)939-38-89,
chernyaev@rector.msu.ru*

Аннотация. В статье приводится описание роли радионуклидов среди ядерно – физических методов, используемых в медицине. Анализируется состояние и перспективы развития ядерных технологий с использованием радионуклидов в медицине, и, в частности, метода брахитерапии. Приводится анализ современного состояния применения радионуклидных установок в медицине.

Abstract. The article describes the role of radionuclide nuclear - physical methods used in medicine. The condition and prospects of development of nuclear technologies with use of radionuclides in medicine, and, in particular, a brachytherapy method is analyzed. The analysis of a current state of application of radionuclide installations in medicine is provided.

Ключевые слова: медицинская физика, ядерные технологии, радионуклиды.

Keywords: medical physics, nuclear technology, radionuclides.

Медицинское применение ионизирующих излучений началось практически одновременно с их обнаружением в конце девятнадцатого века. В 1895 году В. Рентген открыл X-лучи или рентгеновское излучение. В 1896 году А. Беккерель обнаружил излучение, исходящее от солей урана, а в 1899 году Э. Резерфорд и в 1900 году П. Виллард определили, что радиоактивные элементы испускают альфа- и бета-частицы, а также гамма-излучение. Соответственно уже в начале 1896 года ученые документировали повреждающее

действие на кожу рентгеновского излучения, а в ноябре того же года Леопольд Фройнд провел спланированное облучение волосяного невуся. В 1901 г. А. Данлос использовал радиоизотопы при лечении больного туберкулезом, а в 1903 году А. Белл стал располагать источники радия в опухоли или около нее.

В 1919 году Резерфордом на азоте была осуществлена первая ядерная реакция под действием α -частиц, позволяющая превращать одни химические элементы в другие. Оказалось, что под действием налетающих частиц происходит изменение состава ядра, так что ядро одного химического элемента может превратиться в ядро другого химического элемента. В конце 20-х – начале 30-х годов были построены первые ускорители заряженных частиц: каскадный генератор, циклотрон и линейный ускоритель. На них были осуществлены другие ядерные реакции по превращению химических элементов, получены первые искусственные радиоактивные изотопы.

Эти и другие открытия стали основой для развития ядерных технологий в различных областях мирового хозяйства, в том числе и в медицине.

К настоящему времени в медицине действует более сотни тысяч высокотехнологичных медицинских установок. И это не учитывая рентгеновских установок, которых несколько миллионов.

Ядерные технологии в медицине используются в лучевой терапии и ядерной медицине. Лучевая терапия осуществляется дистанционным способом (пучки электронов и фотонов из электронных ускорителей, протонов и ионов из ускорителей протонов, и нейтронов из генераторов нейтронов или ядерных реакторов, фотоны из кобальтовых установок), либо контактным. Последнее десятилетие из лучевой терапии постепенно выделяется новое направление развития технологий – стереотактическая хирургия, использующая такие уникальные установки как гамма- и кибер-ножи, модифицированные для этих целей линейные ускорители. Ядерная медицина включает в себя радионуклидную диагностику и терапию.

Среди ядерно-физических технологий особое значение приобрели технологии с использованием изотопов. Они применяются в лучевой терапии и ядерной медицине. Лучевая терапия с использованием изотопов Co^{60} осуществляется дистанционным способом или контактным, который получил название брахитерапии. Этот метод подразумевает помещение источника радиоактивности вблизи или внутри области, подвергаемой лучевому лечению.

К началу двадцать первого века достижения ядерных технологий в медицине привели к широкому распространению установок, действующих с использованием радионуклидов - кобальтовых установок, комплексов радиохирургии гамма-нож, диагностической аппаратуры: гамма-камер, ОФЭКТ, ПЭТ. Нарботка изотопов для медицины осуществляется с использованием ядерных реакторов и ускорителей протонов.

К настоящему времени в мире общее число высокотехнологичных медицинских аппаратов, действующих на основе достижений ядерной физики, превышает 100 тысяч. Из них установки, использующие радионуклиды составляют примерно 26 тысяч единиц или около 25% от общего числа высокотехнологичной медицинской техники. Основная доля (около 90%) этих радионуклидных установок работает в диагностике, а в дистанционной и контактной лучевой терапии немного менее 10%.

В России в медицине используются более 400 установок для дистанционной лучевой терапии: более 130 аппаратов, использующих ускорители, в том числе 2 кибер-ножа; около 270 источников γ -излучения Co^{60} и 4 гамма - ножа. Диагностических установок в России: около 240 гамма- камер (в том числе 140 ОФЭКТ-сканеров), 100 компьютерных томографов, 22 ПЭТ – сканера (включая 7 полных ПЭТ-центров) и 450 МРТ томографов. Действует 4 центра радионуклидной терапии (46 коек) и 5 – радионуклидной диагностики. В контактной лучевой терапии (брахитерапии) работает примерно 150 установок. Для того, чтобы выйти на среднеевропейский уровень необходимо ~1000 ускорителей, ~20 центров протонной терапии и 4 – адронной, и 1000 КТ – сканеров и 100 ПЭТ-центров соответственно.

Всего в России в медицинских учреждениях работает примерно 1400 единиц высокотехнологичной медицинской техники, основную часть (~40%) которой составляют КТ и МРТ. Половина этой техники составляют приборы, использующие радионуклиды, работающие в радионуклидной диагностике и лучевой терапии. Около 10% медицинской высокотехнологичной техники в России составляют аппараты для брахитерапии. Порядка десяти реакторов и 10 - 20 ускорителей протонов готовят изотопы для медицинского использования.

В медицине могут использоваться около 50 видов изотопов, из них промышленно нарабатываются около 25-30. За всю историю в брахитерапии применялись до полутора десятков радионуклидов. В настоящее время активно используются только шесть. К ним относятся ^{60}Co , ^{137}Cs , ^{192}Ir , ^{125}I , ^{103}Pd , $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$. Существенно реже применяются радионуклиды ^{198}Au , ^{106}Ru и ^{252}Cf . В течение длительного периода с тридцатых годов в брахитерапии использовались изотопы ^{226}Ra и ^{222}Rn , но по соображениям радиационной безопасности их использование практически прекращено.

Всего в мире действует более 800 центров брахитерапии. В СССР этот метод лечения начал применяться с 1961 года, а с 1969 года стали использоваться аппараты класса АГАТ с источниками Co^{60} . В настоящее время в России брахитерапия осуществляется примерно в 20 онкологических центрах, в которых используются около 150 брахитерапевтических аппаратов, хотя значительная часть из них уже устарела.

В настоящее время рядом фирм ведутся разработки отечественных приборов для брахитерапии, соответствующих уровню самых современных аппаратов импортного производства.

1. Черняев А.П. Ускорители в современном мире // Изд-во московского университета. – Москва, 2012.
2. Черняев А.П. Ядерно – физические методы в медицине // ЭЧАЯ. – 2012.- Т.43. Вып.2. - С.500 - 518.

IAEA EFFORTS IN MEDICAL PHYSICS EDUCATION IN EASTERN EUROPE

J. Izewska*, A. Meghzifene

International Atomic Energy Agency

**Head, Dosimetry Laboratory, Division of Human Health, Vienna International Centre, P.O. Box 100, 1400 Vienna, Austria, Tel. (+43-1) 2600- 28331, j.izewska@iaea.org*

Abstract: The IAEA supports education and training in medical physics in Eastern Europe through the provision of educational programmes, teaching material, training courses and fellowships. The shortage of medical physicists, insufficient education and training, and lack of professional recognition are identified as the main issues to be addressed.

Keywords: IAEA medical physics training, IAEA teaching material

Introduction

The IAEA conducts systematic and comprehensive activities in support of the development of teaching programmes in medical radiation physics for its Member States including countries in Eastern Europe. Multiple IAEA projects are in operation at various levels which, together with the well-known IAEA training courses and specialization fellowships funded by the IAEA Technical Cooperation (TC) programme, aim at supporting countries to develop their own programmes in medical radiation physics.

IAEA handbooks for teachers and students

One of the early activities by IAEA was the development of a "Syllabus in Radiotherapy Physics", with the goal of harmonizing the various levels of training that the IAEA provided. Following further developments, the early syllabus became a comprehensive handbook for teachers and students, with topical coverage deeper than a simple 'teachers guide'. The present "Radiation Oncology Physics: a Handbook for Teachers and Students" [1] provides the basis for the education of medical physicists initiating their university studies in the field. The handbook successfully fills a gap in the teaching material for medical radiation physics, providing in a single manageable volume the largest possible material coverage available today. It is widely disseminated by the IAEA and contributes to the harmonization of education in the field. It is of value to newcomers as well as those preparing for their certification as medical physicists.

To support the implementation of the Handbook for self-study of medical physicists and for various training courses in medical radiotherapy physics that the IAEA organized, a set of about 2500 slides based on each chapter of the Handbook has been developed and placed on the IAEA's web site [2]. The slides can be used to prepare different teaching modules for IAEA courses. They are available in English and Russian.

The wide spread success of the handbook on radiation oncology physics has led to the proposal to complement it with companion handbooks in diagnostic radiology and nuclear medicine [3, 4]. These volumes will be supplemented by teaching slide presentations.

Clinical training of medical physicists

There is a general and growing awareness that radiation medicine is increasingly dependent on well trained medical physicists in the clinical setting. However, an IAEA analysis of the availability of medical physicists indicates a large shortfall of qualified and capable professionals. This is particularly evident in several low and middle income countries. The holder of a university degree in medical physics without the required clinical training cannot be considered clinically qualified. Consequently, the IAEA developed suitable clinical training packages for the physics of radiation therapy, diagnostic radiology and nuclear medicine that were published under the IAEA Training Course Series no. 37, 47 and 50 [5-7], respectively. Prior to the dissemination of the clinical training books they were successfully tested in the clinical setting and it is considered that they are generally applicable to the medical physics community worldwide. The IAEA clinical training material for medical physicists is now available in other languages including Russian.

Developing and disseminating dosimetry codes of practice

The IAEA has maintained an interest in standardization and development of Codes of Practice (CoP) for radiotherapy dosimetry going as far back as the seventies, with several publications in the field. One important example is the development of TRS-398 [8], a CoP based on absorbed dose to water standards in 2000. TRS-398 is presently used by many physicists involved with dosimetry in radiation therapy, and has been adopted by several countries as their national dosimetry protocol. TRS-398 is also available in Russian.

An extension of the existing Codes of Practice to provide recommendations on dosimetry procedures for small and composite radiotherapy fields is under preparation at the IAEA by the working group consisting of international experts.

It is worth mentioning, a Code of Practice to aid in the standardization of various dosimetry techniques in X-ray diagnostic radiology was published as TRS-457 [9].

IAEA reports, guidance books and e-learning material

In the last decade the IAEA has published several technical reports, guidance documents and advisory books that are a useful resource for medical physics training, in particular for equipment acceptance testing and commissioning including imaging, treatment planning and record and verify systems, as well as for quality assurance (QA) in the various areas of clinical radiotherapy physics, both for equipment and patient related procedures [10-13]. There are also numerous IAEA publications available in QA for imaging both in X-ray diagnostics and nuclear medicine [14-16].

The IAEA has also developed a website called Human Health Campus [17] to serve as a resource for health care professionals and students in radiation medicine. The aims of the NAHU

Campus website are to a) serve as a dependable resource for health professionals b) highlight material available in IAEA reference documents and other relevant resources, and c) provide a space and technological foundation for the future integration of web based resources and learning material in IAEA projects involving health care related activities.

IAEA conferences/symposia

The IAEA has a long tradition on organizing conferences and symposia in dosimetry and medical radiation physics to foster the exchange of information among professionals and highlight developments in the field. The last International Symposium on Standards, Applications and Quality Assurance in Medical Radiation Dosimetry (IDOS) was organized by the IAEA and held in Vienna from 9 to 12 November 2010 [18]. The symposium provided a forum for physicists and scientists of medical institutions, research centres and standards laboratories to discuss advances in radiation dosimetry made during the past decade and to exchange scientific knowledge. The topical sessions included all specialties in radiation medicine (radiation oncology, nuclear medicine and diagnostic radiology) and radiation protection dosimetry, with a specific focus on the challenging issues of dosimetry in small and non-standard radiotherapy beams. The symposium summarized the present status and outlined future trends in medical radiation dosimetry, and also identified possible areas for developments through a set of recommendations.

An IAEA inter-regional project on medical physics

An interregional TC Project aiming at strengthening medical physics in radiation medicine undertook a task of harmonizing the various approaches to medical physics profession definition and practices among the world regions. The IAEA, together with the World Health Organization, European Commission and major medical physics professional societies worldwide, seeks to strengthen medical physics in radiation medicine to ensure safe and effective treatment and diagnosis of patients. Specifically, the project objectives are to: a) define internationally endorsed roles and responsibilities of medical physicists and requirements for education and training, including clinical requirements; b) identify gaps in education and training and develop/harmonize materials as needed; c) raise awareness and recognition of medical physics as a profession.

The shortage of clinically qualified medical physicists, insufficient education and training (especially a properly organized and coordinated clinical training) and lack of professional recognition were identified as the main problems to be addressed under this project. A joint report [19] has been developed in response to these findings that defines the roles and responsibilities of a clinically qualified medical physicist in radiotherapy, diagnostic radiology and nuclear medicine. It also provides a detailed description of the medical physicist role in a clinical environment. The document further recommends minimum requirements for the academic education and clinical training of clinically qualified medical physicists, along with requirements for continuous professional development. A set of criteria are presented to support the harmonization of education and clinical training worldwide, as well as to promote the recognition of medical physics as a profession.

Training of medical physicists through IAEA courses and fellowships

Cancer rates are rising worldwide, however the cancer incidence in Europe is particularly high, thus requiring a proper number of well qualified medical physicists. In recent years, the increasing complexity of equipment producing radiation and used both for diagnosis and treatment, coupled with the raising of the expectations of good health care, as well as the implementation of more stringent radiation safety standards and accreditation requirements has exacerbated the already critical shortage of fully competent medical physicists.

For several years, through a series of TC projects addressing regional capacities in medical radiation physics, the IAEA has organized and supported regional training courses for medical physicists to upgrade their skills and practices in various world regions including Europe. These courses offered opportunities for training of medical physicists in order to allow for improvement of their professional status and for enhancing their specialist capabilities and strengthening their contributions to radiation medicine developments.

Within the regional TC projects in Europe, the IAEA has provided support for the participation of medical physicists from Central, Eastern and South-Eastern Europe in teaching courses organized by the European Society for Radiotherapy and Oncology (ESTRO). Special versions of the ESTRO courses were organized for the Russian speaking medical physics community, with the IAEA arranging for the translation of the course hand-outs, the interpretation of lectures and the facilitating of discussions in Russian.

It has been recognized that the status of medical physics education and training in some countries of Eastern Europe exhibits limitations in university education, shortages in post-graduate training and too few opportunities for continuous professional development. There are also insufficient numbers of adequate clinical facilities available for training of medical physicists and much of the equipment is outdated and obsolete. This calls for the provision of special training packages in Russian language for medical physicists to improve their skills, competence and knowledge. Using the IAEA TC support, the Association of Medical Physicists in Russia (AMPR) has organized a training centre to address the educational and training needs of the Russian speaking medical physics community. In addition, several national TC projects are in operation in Eastern Europe that support medical physics training through national training courses, scientific visits and on on-the-job training in recognized radiotherapy centres abroad.

Another opportunity to participate in IAEA supported training is through teaching courses jointly organized by the IAEA and the International Centre of Theoretical Physics (ICTP) in Trieste, Italy. These courses are organized on regular basis and cover various topics in QA, imaging and radiotherapy physics.

Conclusion

Training and continuous professional development of medical physicists are vital to ensure safe and effective use of radiation in medicine as medical physicists have an important role, especially in cancer treatments and diagnostic imaging, where radiation is used for diagnosis of disease. The shortage of medical physicists, insufficient education and training opportunities and lack of professional recognition are the main shortfalls identified in some countries of Eastern Europe. To address these problems the IAEA offers support in education and training of medical physicists through the provision of educational programmes, teaching material, training courses and fellowships.

1. *International Atomic Energy Agency, Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students* // IAEA, Vienna, 2005.
2. *International Atomic Energy Agency, Slides for Radiation Oncology Physics Handbook:* <http://www-naweb.iaea.org/nahu/DMRP/slides.html>
3. *International Atomic Energy Agency, Diagnostic Radiology Physics: A Handbook for Teachers and Students* // IAEA, Vienna (in press).
4. *International Atomic Energy Agency, Nuclear Medicine Physics: A Handbook for Teachers and Students* // IAEA, Vienna (in press).
5. *International Atomic Energy Agency, Clinical Training of Medical Physicists Specializing in Radiation Oncology* // Training Course Series No. 37, IAEA, Vienna, 2009.
6. *International Atomic Energy Agency, Clinical Training of Medical Physicists Specializing in Diagnostic Radiology* // Training Course Series No. 47, IAEA, Vienna, 2010.
7. *International Atomic Energy Agency, Clinical Training of Medical Physicists Specializing in Nuclear Medicine* // Training Course Series No. 50, IAEA, Vienna, 2011.
8. *International Atomic Energy Agency, Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water*, Technical Reports Series No. 398 // IAEA, Vienna, 2000.
9. *International Atomic Energy Agency, Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice*, Technical Reports Series No. 457// IAEA, Vienna, 2007.
10. *International Atomic Energy Agency, Commissioning and Quality Assurance of Computerized Planning Systems for Radiation Treatment of Cancer*, Technical Reports Series No. 430 // IAEA, Vienna, 2005.

11. *International Atomic Energy Agency*, Setting up a Radiotherapy Programme: Clinical, Medical Physics, Radiation Protection and Safety Aspects // IAEA, Vienna, 2008.
12. *International Atomic Energy Agency*, Transition from 2-D Radiotherapy to 3-D Conformal and Intensity Modulated Radiotherapy, TECDOC-1588 // IAEA, Vienna, 2008.
13. *International Atomic Energy Agency*, Comprehensive Audits of Radiotherapy Practices: A Tool for Quality Improvement. Quality Assurance Team for Radiation Oncology (QUATRO) // IAEA, Vienna, 2007.
14. *International Atomic Energy Agency*, Quality Assurance for PET and PET/CT Systems, IAEA Human Health Series 1 // IAEA, Vienna, 2009.
15. *International Atomic Energy Agency*, Quality Assurance Programme for Digital Mammography, IAEA Human Health Series 17 // IAEA, Vienna, 2011.
16. *International Atomic Energy Agency*, Quality Assurance Programme for Computed Tomography: Diagnostic and Therapy Applications, IAEA Human Health Series 19 // IAEA, Vienna, 2012.
17. IAEA Human Health Campus: <http://nucleus.iaea.org/HHW/Home/index.html>
18. *International Atomic Energy Agency*, Standards, Applications and Quality Assurance in Medical Radiation Dosimetry (IDOS), Proceedings of an International Symposium, Vienna, 9-12 November 2011 (2 Vols.) // IAEA, Vienna, 2011.
19. *International Atomic Energy Agency*, Requirements for the Education and Clinical Training of Clinically Qualified Medical Physicists// IAEA, Vienna (in press).

MEDICAL PHYSICS PROFESSION IN GEORGIA - PROBLEMS WITH RECOGNITION AND AUTHORITY

N. Kobalia¹, K. Kotetishvili²

- 1) *Mardaleishvili Medical Centre, Lisi Lake 4, Tbilisi 0186 Georgia, Cell: +995592231808 E-mail: ninkobalia@gmail.com*
- 2) *Georgian Technical University, Merab Kostava St77, Tbilisi Georgia, Cell: +995599504821 E-mail: k.kotetishvili@gtu.ge*

Abstract. Medical Physicist is a professional who can give you better life with increased accuracy of Diagnostic and Treatment procedures. Medical Physics professional is just recently recognized as an important stuff in Georgian medical departments where treatment and diagnostic procedures are contributed with radiation sources. In spite of large number of radiation units in Georgia there is nobody to take care of the QA/QC in Radiation Diagnostic units and there is a lack of Medical Physics professionals in Radiotherapy departments, what doesn't allow to be sure in accuracy of diagnostic and treatment procedures. Problems were defined long ago, but now they are recognized as an important to increase quality of the medical service what is directly addressed to qualifications of responsible people and many other minor issues what has to be solved on time; even thought, frequent changes connected with privatization slows this process down.

Keywords: Medical Physicist, Lack of qualified professional, Recognition, HealthCare system.

Introduction

The first Radiotherapy Department in Georgia was opened in 1958 in Radiology Scientific Institute of the National Cancer center, where main part, from the very beginning, considering Radiation Protection, equipment accuracy measurements and treatment planning was done by physicist. Already that time it was clearly understood that best after treatment results for cancer patients could be achieved in case of Physicist's involvement in radiation treatment procedures.

Increased number of Radiation units and lack of Medical Physics professionals provoke medical stuff to Establish Association of Medical Physics in Georgia (AMPG) in 1994 and to raise

the question of Medical Physics Education in Georgia at the University level, but despite of their endeavors Universities couldn't adopt new direction.

Today we have pioneer university - Georgian Technical University, where they already have 45 undergraduate students on Medical Physics module and it is a successful leap, because field is very popular among students.

In May 2013 was enacted new law on Nuclear and Radiation protection, according to what Medical Physicist's responsibilities are strengthened and all procedures together with dose levels and quality test performances has to be justified with well-organized protocols and guidelines.

New Georgian Law will create many job positions for Medical Physics professionals and it will help us to save many patients' life. Already many issues were discussed and many problems worked out, but still there are many things to do and more serious problems to surmount.

Medical Physics Education and Accreditation

Since 2005, when Georgia has joined Bologna Process and since that time in all around Georgian universities, including Georgian Technical University has been carried out Education Reforms. Nowadays, Higher Education system of Georgia consists of three cycles: Bachelor's Degree (240 credits); Master's Degree (120 credits); and Doctor's Degree (180 credits).

At the Georgian Technical University (GTU) offers the qualification of Certified Specialist, as well as the Bachelor, the Master and the Doctoral degrees to the people who study on the faculty of an of Informatics and Control Systems. The university offers bachelor's degree in Engineering Physics with 240 credits, from where 120 credits are admission to fundamental subjects of physics (mechanics da molecular physics, electricity and magnetism, optics and constitution of atoms, physics of solid states, physics of semiconductors and dielectrics, physics of quantum, physics of unified field theory, statistical physics, research physical methodology) and subjects in Maths (Mathematical analyses, higher algebra, analytical geometry, differential and integral equations, vector and tensor calculations, Mathematical Physics). On the third year of Bachelor study student has access to choose two desired modules (each with 60 credits). In 2012 new module – Medical Physics and Radiation Protection of a Human and Environment was added to the Engineering Physics programme and it is already accredited as a separate direction.

Fundamental Subjects on Medical Physics and Radiation Protection of a Human and Environment are:

- Medical Material Sciences
- Essential Medical Physics
- Ionizing Radiation in Medicine
- Radiation Physics
- Medical Image Computer Simulation
- Reception of Image in Medicine by Non-Ionized Radiation
- Radiating Safety of the Person and Environment
- Radiation Dosimeter

New Module Medical Physics and Radiation Protection of a Human and Environment is highly popular among students, because Georgian Technical University is only the one in Georgia where students can study on this field. Currently on Medical Physics Module study 45 students. Because of high demand was created separate Masters programme of Medical Physics, where there are already 3 students and 2 students on doctoral studies on PhD programme.

Master's Programme in Medical Physics consists of:

- Bio-Medical Nanotechnologies
- Medicine Electronics
- Optics in Medicine
- Medical Visualization. Ionizing Radiation. Influence and Dosimetry
- Biomedical Image Processing and Analysis
- Medicine Images with Non-Ionizing Radiation
- Computer models of neurons and neural networks
- Parallel programming (CUDA)

Herewith, Georgian Technical University has signed contract of bilateral relations with Jülich scientific research Centre of Germany and already in autumn of 2012 from Georgian university two students were sent in Jülich Institute of Neuroscience and Medicine on their fellowships and the same fellowship will be conducted for three students in summer 2013, and the number of students will be increased from year to year. Duration of fellowships for Master students will be from 8 to 9 months.

In frames of the Programme in autumn 2013 Georgian Technical University will host professors of Jülich scientific research Centre on autumn lectures in Tbilisi and topics will be discussed on Medical and Nuclear Physics.

Accreditation of Medical Physicists in Georgia has not started yet, as long as we still have lack of Medical Physicists and accreditation would made it worst.

Reforms at the Ministry of Health to help medical service improvement

One of the major projects of the Ministry of Labor, Health and Social Affairs of Georgia is to improve Quality of the Medical Service in Georgia with supporting Healthcare reforms, what foresees: rehabilitation and fitting out infrastructure and developing Human Resources with training courses in order to establish better practice in hospitals. Healthcare reforms gives strong demand to universities to establish appropriate programmes to educate more Medical Physicists who can help improving medical radiation service in Georgia.

Today there are four Radiotherapy Departments in Georgia (National Cancer Centre of Georgia, High Technology Medical Centre, Adjarian Oncology Centre, and My family clinic in Kutaisi) and three Nuclear Medicine Departments (Academician Nikoloz Kipshidze Central, University Clinic, Research Institute of Clinical Medicine, and High Technology Medical Centre). In all Radiotherapy Departments there are only 6 Medical Physicists and only 2 Medical Physicists in all Nuclear Medicine Departments, but there is unfortunate that until now we could not give understanding to diagnostic departments to establish QA/QC procedures under supervision of Medical Physicists.

After privatization to all hospital was given time for renovations and to put up their hospitals with new equipment, what must change the strategy of hospital administration and improve their service to keep their license and authority. These reforms are for recognition of professionals responsible for the quality of medical service and it will make extra job positions for Medical Physics Professionals.

1. Kobalia N., Koteshvili K. "Education of Medical Physics in Georgia"; Synergy of nuclear sciences and medical physics: Education and training of medical physicists in the Baltic States ISSN 1822-5721, 2010/1. pp21-22;

2. Kotetishvili K.V. Gigineishvili V.V. Dolidze N.D. Chikhladze G.G. "The Perspectives of Development of Medical Physics and Human and Environment Radiation Safety Specialists in GTU" International Scientific Research Conference 2011.pp84-87;

3. Access Mode: <http://www.mes.gov.ge/content.php?id=131&lang=eng>

4. Access Mode: <http://gtu.ge/faculties/ims/index.php#>

РЕАЛІЗАЦІЯ МАГІСТЕРСЬКОЇ ПРОГРАМИ ЗА СПЕЦІАЛЬНІСТЮ «МЕДИЧНА ФІЗИКА» У КИЇВСЬКОМУ НАЦІОНАЛЬНОМУ УНІВЕРСИТЕТІ ІМЕНІ ТАРАСА ШЕВЧЕНКА

М. В. Кононов, С.П. Радченко

*Київський національний університет імені Тараса Шевченка, пр-т Глушкова, 4-Г, Київ,
Україна, 03022, m_v_k@univ.kiev.ua*

Анотація: Магістерська програма з медичної фізики базується на підготовці фахівців ОКР «бакалавр» спеціалізації з медичної радіофізики та враховує багаторічний досвід підготовки магістрів спорідненої спеціалізації в рамках спеціальності «Радіофізика і електроніка» на радіофізичному факультеті.

Аннотация: Магистерская программа по медицинской физике базируется на подготовке специалистов ОКУ «бакалавр» специализации по медицинской радиофизике и учитывает многолетний опыт подготовки магистров родственной специализации в рамках специальности «Радиофизика и электроника» на радиофизическом факультете.

Abstract: The Master's Program in Medical Physics is based on Bachelor training in specialization of Medical Radiophysics. This program uses the long-term experience of the Master training in related specialization within the specialty "Radiophysics and Electronics» at the Radiophysics faculty.

Ключові слова: Медична фізика, реалізація програми, магістр, послідовність підготовки.

Ключевые слова: Медицинская физика, реализация программы, магистр, последовательность подготовки.

Key words: Medical Physics, program implementation, Master degree, training coherence.

У квітні 2013 прийнято рішення МОН України щодо надання Київському національному університету імені Тараса Шевченка (далі КНУ) ліцензії на підготовку фахівців за спеціальністю «Медична фізика» ОКР «Магістр» (8.04020406).

Відповідно до цього рішення на Радіофізичному факультеті КНУ починається реалізація запропонованого раніше [1] проекту програми підготовки зазначених фахівців. Вибір цього факультету пов'язаний з тим, що саме тут протягом багатьох років забезпечується навчання за ОКР «Бакалавр» з напрямку «Прикладна фізика» (6.040204), на базі якого відповідно до Постанови КМ України № 787 від 27 серпня 2010 р. [2] повинна відбуватись підготовка магістрів цієї спеціальності.

Кафедра медичної радіофізики, на основі якої буде реалізовано цю магістерську програму, була організована в 1995 р. Наукова та навчальна робота кафедри зосереджена на вивченні процесів взаємодії електромагнітного випромінювання з речовиною для розробки фізичних основ нових медичних технологій, пошуку нових методів реконструкції зображень у томографії та ультразвуковій інтроскопії, комп'ютерної обробки медичних зображень. Крім цього кафедрою виконувались дослідження у галузі планування на основі результатів інтроскопічних досліджень процесу лікування, в тому числі іонізуючими випромінюваннями, а також з телемедичних технологій, аналізу дії медичних препаратів на основі молекулярної динаміки, нейронних структур.

Реалізація підготовки медичних фізиків в Україні повинна враховувати міжнародний досвід, але з іншого боку спиратись на сьогоденні реалії України. На поточний момент не існує однозначного трактування даної спеціальності. Частина фахівців відповідно до трактовки МАГАТЕ розглядає медичну фізику як забезпечення з фізичної точки зору радіотерапії та радіології (безпосередньо терапії на основі впливу іонізуючого випромінювання, її планування, дозиметрії, супутньої діагностики). Інші фахівці розширюють це поняття до використання фізики загалом для медицини. Іноді робиться спроба до часткового об'єднання з такою спеціальністю, як біофізика.

На наш погляд, при реалізації підготовки магістрів треба враховувати, що біофізика є окремою спеціальністю 8.04020405 [2]. Відповідно є окрема можливість готувати фахівців такого профілю та оптимізувати для них програму підготовки. Проте щодо галузей медицини, які не пов'язані з радіотерапією та радіологією прями чином, слід зауважити, що за українськими нормативними документами окремої спеціальності, яка відокремлюється від медичної фізики, немає, а попит на таких фахівців є і з часом буде зростати. Це пов'язано з тим, що не тільки у радіотерапії та радіології, а й у інших підгалузях, використовується складне сучасне обладнання, як діагностичне, так і лікувальне. Його коректне та ефективне використання вимагає зусиль не тільки кваліфікованих лікарів, які відповідають за медико-біологічний бік, а й персоналу, який відповідає за фізико-технічну частину, особливо якщо

врахувати надзвичайну складність такого обладнання і різноманітність режимів його використання. Крім цього дещо більш універсальна підготовка фахівця спрощує йому працевлаштування в сучасних умовах України і робить його більш конкурентноспроможним.

Зауважимо, що КНУ має дозвіл на чотирисеместрову програму підготовки магістрів. Щодо спеціальності «Медична фізика» саме це дозволяє реалізувати підготовку фахівців у розширеній трактовці за рахунок значного збільшення аудиторних годин і, відповідно, розширення тематики навчальних дисциплін.

Оскільки медична фізика у вузькому розумінні передбачає обслуговування діагностики та терапії радіаційними методами, потреби у знаннях фахівця у цій галузі охоплюють усі методи опромінення а також інтроскопії, серед якої особливу увагу слід приділити рентгенівській та емісійній томографії, оскільки ці види діагностики пов'язані з іонізуючим випромінюванням, а відтак з проблемою радіаційної безпеки. Планування опромінювання передбачає знання дії іонізуючого випромінювання на організм, самі методи планування та дозиметрії при використанні різних типів опромінювання. Відповідно до цього особливу увагу при підготовці до викладання за новою програмою приділено навчальним курсам саме такого профілю. Ці дисципліни створюють взаємозв'язану послідовність:

- «Взаємодія випромінювання з біологічними структурами» (1 семестр);
- «Клінічна дозиметрія та радіаційна медицина» (2 семестр);
- «Спеціальна лабораторія з медичної фізики» (1-2 семестри);
- «Фізика лікувальних та діагностичних систем» (3 семестр);
- «Спеціальна лабораторія за спеціалізаціями» (3-4 семестри).

У результаті вивчення дисципліни «Взаємодія випромінювання з біологічними структурами» (2 кредити) студенти повинні засвоїти, механізми біологічної дії іонізуючого випромінювання, реакції клітин на іонізуюче випромінювання, радіаційно-біохімічні процеси в опроміненій клітині, наслідки радіаційно-хімічних перетворень біологічно важливих молекул для клітинних процесів, вплив кисневого ефекту, тощо.

Перераховані знання використовуються як фундамент наступного курсу – «Клінічна дозиметрія та радіаційна медицина» (2 кредити), який забезпечує вивчення типів та характеристики випромінювань, які використовуються у радіаційній терапії, способи оптимізації розподілу опромінення, методи розрахунку ізодоз, технологію планування опромінення при застосування основних способів опромінення. Розглядаються також етапи лікування – підготовка, планування, безпосередньо його проведення, контроль якості. При цьому розглядаються особливості використання основних варіантів опромінювання. Окрема увага приділяється стереотаксичній радіохірургії, радіонуклідній терапії, розглядаються інші важливі питання, наприклад, питання радіаційної безпеки та регламентації опромінення. Таким чином, основним акцентом даного курсу є *практичне застосування* методів радіаційної терапії з врахуванням раніше отриманих знань про біологічну дію іонізуючого випромінювання на організм.

В рамках спецлабораторії з медичної фізики (8 кредитів) студенти будуть практично засвоювати вибір методу опромінення для оптимізації дози радіаційного впливу, знайомитись з виконанням розрахунку дозового навантаження. Тобто даний курс призначений забезпечити практичні навички, що відповідають назвам вище дисциплінам.

«Фізика лікувальних та діагностичних систем» (2 кредити) забезпечує вивчення більш глибоким чином фізичних принципів функціонування діагностичного і лікувального обладнання та лабораторної техніки, схем установок, головних параметрів обладнання, факторів неідеальності та фізико-технічних особливостей застосування. І в цьому курсі значна увага приділяється діагностичним методам, що використовують іонізуюче випромінювання – рентгенівській (комп'ютерній) та емісійній томографії, але вивчаються і принципи магніторезонансної томографії. Відповідно до потреб радіотерапії розглядаються прилади для забезпечення опромінення.

На поточний момент в Україні на відміну від аналогічних європейських програм не передбачене післяуніверситетське клінічне стажування, оскільки ця спеціальність не є

медичною. Відповідно попередню підготовку безпосередньо за специфічним місцем роботи покладено на практику та дипломну роботу. У даній програмі на них загалом відведено 34 кредити. Передбачені програмою бази практик дозволяють відповідно до потреби отримати додаткову підготовку, наприклад, у галузі використання радіаційної терапії або томографії, в якій планується працевлаштування. Зазначимо, що як правило база виконання дипломної роботи студента співпадає з його базою науково-виробничої практики.

Слід зазначити, що, нажаль, двоетапна підготовка фахівців (бакалавр – магістр) ускладнює планування навчання через значну обмеженість часу магістерської програми та формальну вимогу спиратись тільки на універсальну підготовку бакалаврів за напрямом «прикладна фізика». Аудиторне навантаження при чотирисеместровій програмі підготовки магістрів охоплює об'єм трьох семестрів через потребу виділення часу на виконання практики та дипломної роботи. Сконцентрувати у цей проміжок усю спеціальну програму та одночасно з цим забезпечити достатню глибину вивчення неможливо через потребу збереження послідовних взаємозв'язків матеріалу. Відповідно є бажаним орієнтуватись на бакалаврів, які навчались за спорідненою до медичної фізики спеціалізацією в рамках напряму підготовки «прикладна фізика». Саме у цю частину чотирирічної підготовки бакалаврів на радіофізичному факультеті (безпосередня спеціалізація бакалаврів охоплює три останні семестри навчання) за спеціалізацією «медична радіофізика» послідовно включені дисципліни «Медична радіофізика» (7 семестр) «Фізичні основи медичної техніки» (8 семестр), які включають серед іншого фізичні і технічні основи томографії ще на рівні бакалавра. На цьому ж рівні вивчається і комп'ютерна обробка медичних зображень.

Медико-біологічний блок магістерської програми включає у себе «Основи патофізіології людини» (1 семестр), який як і розглянутий вище базовий фаховий блок з медичної фізики, також спирається на варіативну підготовку бакалаврів, а саме на курси «Основи молекулярної фізіології та біохімії» і «Анатомія та фізіологія для фізиків».

Загальнонаукова ерудиція магістрів та потреба розширення діапазону спеціальності забезпечується дисциплінами, що охоплюють загальні питання та інші методи діагностики і впливу на організм, («Фізичні принципи сенсорики», «Біонанотехнології», «Фізика біомолекул») та елементи біофізики («Біоенергетика», «Додаткові розділи біофізики»). Зазначені дисципліни не передбачають глибокої спеціалізації в галузі біофізики, але є бажаними для більш повного розуміння фізичних методів діагностики та впливу на біомолекулярному рівні, що необхідно для подальшої роботи з розвитку фізичних методів діагностики та терапії, в тому числі й у галузі онкології, традиційно пов'язаної з медичною фізикою.

У програму додано дисципліни математично-комп'ютерного спрямування, оскільки серед іншого рівень магістра має включати готовність до дослідницької роботи, тобто фахівець повинен вміти ефективно використовувати засоби математичної обробки діагностичних даних, моделювання, в тому числі з використанням сучасних засобів розподілених обчислень, застосовувати для медичних потреб мережеві технології та інформаційні системи.

Математичні методи обробки приладових даних фактично є основою планування опромінення та контролю дозового навантаження в традиційній медичній фізиці. Формально фахівцю з медичної фізики у лікувальному закладі достатньо бути користувачем програмного забезпечення, у якому реалізовані такі методи, але більш глибоке розуміння математичних методів забезпечує більш ефективне їх використання, розуміння обмежень надійності результатів та джерела похибки. Крім цього рівень магістра, як вже відмічалось, передбачає готовність до дослідницької роботи, в тому числі і в удосконаленні математично-програмного забезпечення діагностики і планування.

Дисципліни за вибором студентів в програмі, що реалізується, зібрані у блоки. Запропоновані два таких блоки. Один з них більшою мірою орієнтується на подальшу роботу фахівця у клінічних закладах, тобто на застосування отриманих знань для потреб практичної медицини. Альтернативний блок дозволяє глибше спеціалізуватись на дослідженнях у галузі

нових методів діагностики та терапії. У кожен з цих блоків включена спеціальна лабораторія, що дозволяє забезпечити засвоєння практичних навичок з врахуванням зазначеної специфіки.

Значна частина дисциплін даної магістерської програми певною мірою вже відпрацьована в рамках підготовки фахівців за спорідненою спеціалізацією, за якою починаючи з 1995 року до впровадження нової спеціальності готувала магістрів кафедра медичної радіофізики. Приблизно третина дисциплін є новими. Зауважимо, що у найближчий час за цими дисциплінами особливу увагу буде приділено розвитку навчально-методичного забезпечення.

1. Кононов М.В. Використання особливостей напрямку підготовки «прикладна фізика» для ефективної підготовки фахівців із медичної фізики // I міжнародний семінар „Медична фізика – сучасний стан, проблеми, шляхи розвитку. Новітні технології”, матеріали доповідей. Київ, 2011. – С. 7-9

2. Постанова КМ України від 27 серпня 2010 р. N 787 Про затвердження переліку спеціальностей, за якими здійснюється підготовка фахівців у вищих навчальних закладах за освітньо-кваліфікаційними рівнями спеціаліста і магістра. – <http://zakon.rada.gov.ua/cgi-bin/laws/main.cgi?nreg=787-2010-%EF>

ПОВЫШЕНИЕ КАЧЕСТВА ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ ЗА СЧЕТ ВНЕДРЕНИЯ СИСТЕМЫ КВАЛИФИКАЦИОННОЙ ПОДГОТОВКИ МЕДИЦИНСКИХ ФИЗИКОВ: РЕЗУЛЬТАТЫ ТЛД-АУДИТА МАГАТЭ/ВОЗ И ПРОВЕДЕНИЕ КУРСОВ МАГАТЭ

Л.Л. Стадник

Институт медицинской радиологии им. С.П. Григорьева НАМН Украины, г. Харьков, ул. Пушкинская, 82. Тел.: (057)7000918, e-mail: lstadnyk@ukr.net

Аннотация: Представлены результаты контроля качества лучевой терапии в Украине по данным ТЛД-аудита МАГАТЭ/ВОЗ. Определена роль медицинского физика в обеспечении качества лучевой терапии. Указано на необходимость создания системы регулярной подготовки и переподготовки медфизиков на национальной основе.

Анотація: Представлено результати контролю якості променевої терапії в Україні за даними ТЛД-аудиту МАГАТЭ/ ВООЗ. Визначено роль медичного фізика в забезпеченні якості променевої терапії. Вказано на необхідність створення системи регулярної підготовки і перепідготовки медфізиків на національній основі.

Abstract: The results of the quality control of radiotherapy in Ukraine according to the TLD audit IAEA / WHO have been presented. The role of the medical physicist to ensure the quality of radiation therapy was determined. The need of creation pf the national system of training and retraining of medical physicists was indicated.

Ключевые слова: обеспечение качества лучевой терапии, ТЛД_аудит лучевой терапии, медицинские физики, квалификационная подготовка

Ключові слова: забезпечення якості променевої терапії, ТЛД_аудіт променевої терапії, медичні фізики, кваліфікаційна підготовка

Keywords: quality assurance of radiation therapy, TLD_audit radiation therapy, medical physics, qualifying training

Эффективность лучевой терапии (ЛТ) злокачественных новообразований определяется качеством выполнения всех ее этапов: от назначения пациенту данного вида лечения, дозиметрического обеспечения и планирования ЛТ до отпуска дозы на опухоль.

Согласно требованиям Международной Комиссии по радиационным единицам (МКРЗ) ошибка отпуска дозы на опухоль-мишень не должна превышать 5 % [1]. Если данное требование не выполняется, то в случае занижения дозы возможен рецидив опухолевого процесса, а в случае завышения возрастает риск возникновения лучевых повреждений нормальных органов и тканей.

Обеспечение точности отпуска дозы на опухоль в большей степени определяется качеством дозиметрического планирования ЛТ. В Украине дозиметрическое обеспечение ЛТ включает ежегодную метрологическую аттестацию аппаратов лучевой терапии и ежеквартальную (ежемесячную) клиническую дозиметрию медицинскими физиками в самих подразделениях.

Метрологическая аттестация гамма-терапевтических аппаратов проводится сертифицированными метрологическими организациями (лабораториями) в соответствии с ГОСТ 23154-78 (СТ СЕВ 3842-82) «Аппараты гамма-терапевтические стационарные и ротационные для дальнедистанционного облучения. Общие технические условия», однако часть метрологических лабораторий использует на практике старые модели клинических дозиметров типа 27012, VAY-18, и измерения проводят в единицах экспозиционной дозы, что не обеспечивает требуемую точность определения поглощенной дозы в референтной точке.

В то же время МАГАТЕ разработало дозиметрический протокол «Определение поглощенной дозы при дистанционной лучевой терапии, Доклад № 398» [2], внедрение которого возможно только при наличии современных клинических дозиметров типа UNIDOS и проведении измерений в стандартном водном фантоме.

В онкологических диспансерах текущая клиническая дозиметрия проводится нерегулярно либо не проводится из-за отсутствия квалифицированных медицинских физиков и (или) отсутствия необходимого дозиметрического оборудования.

По данным проведенного анкетирования медицинских онкологических учреждений Украины в 2012 г. было установлено, что в большинстве отделений имелись только клинические дозиметры старого образца, поэтому медицинскими физиками проводился только периодический контроль экспозиционной дозы в опорной точке (90 % отделений), контроль совпадения (35 % отделений), контроль неоднородности радиационных полей (28 % отделений). Из-за отсутствия единого дозиметрического протокола, за счет использования старых клинических дозиметров и при отсутствии квалификационной подготовки у медицинских физиков ошибка отпуска дозы на опухоль для значительной части онкологических учреждений была достаточно высока.

Для своевременного выявления ошибок отпуска дозы для развивающихся стран мира МАГАТЭ совместно с ВОЗ с 1968 г. проводит программу независимого контроля качества дозиметрической калибровки радиационных пучков путем методом независимого ТЛД-аудита [3,4]. Украины участвует в программе ТЛД-аудита МАГАТЭ/ВОЗ с 1998 г.

За период 1998-2012 гг было проведено 317 проверок для 95 аппаратов дистанционной лучевой терапии (аппараты гамма-терапии и ускорители). На рис. 1 представлены результаты ТЛД-аудита.

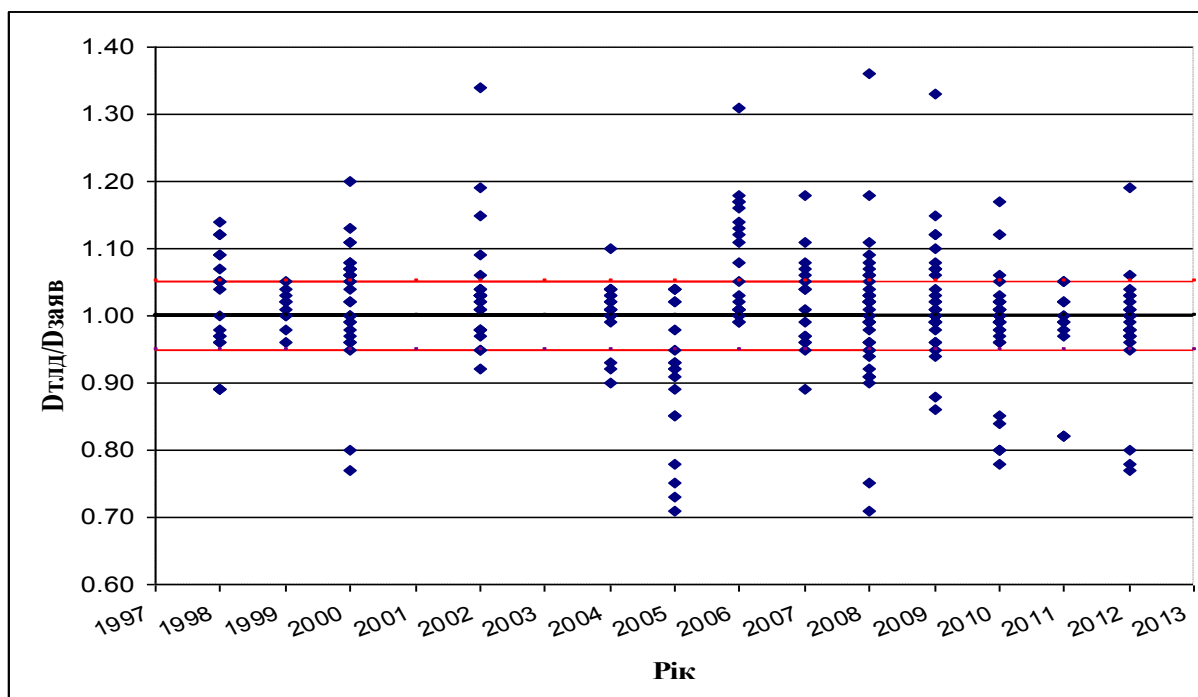


Рис. 1 – Результаты ТЛД-аудита МАГАТЕ/ВООЗ по оценке качества дозиметрической калибровки аппаратов лучевой терапии

Как видно из рис. 1, для значительной части аппаратов лучевой терапии погрешность отпуска дозы на референтные ТЛД-капсулы не превышала допустимой ошибки $\pm 5\%$. Вместе с тем, ежегодно у 25 - 30% аппаратов лучевой терапии ошибка отпуска дозы превышала установленный предел ошибки - 5%, при этом для 15 % аппаратов ошибка превышала 10%, что можно уже отнести к аварийному облучению.

После второго этапа ТЛД-аудита результаты улучшались для незначительной части контролируемых аппаратов лучевой терапии, в целом ошибка отпуска дозы более чем 5% наблюдалась для 18-20 % аппаратов.

Анализ ошибок в результатов ТЛД- аудита показал, что основными причинами неудовлетворительных результатов являются:

- использование устаревшего оборудования для клинической дозиметрии (дозиметры и VAJ 27012-18) - (68% больниц);
- отсутствие национального протокола для обеспечения качества в радиотерапии;
- отсутствие или низкий уровень подготовки медицинских физиков и техников, занятых клинической дозиметрии и выполнении процедур контроля качества аппаратов лучевой терапии.

В 2012 г. в Украине начато проведение национального проекта технической помощи МАГАТЭ UKR/6/010 “Developing and Implementing a National Quality Control System by Strengthening the Knowledge and Capacity of Medical Physics at Radiotherapy Departments” (“Розробка та впровадження національної системи контролю якості шляхом зміцнення знань та компетенцій медичних фізиків в відділеннях променевої терапії”).

Основной целью проекта МАГАТЕ является:

- Подготовка медицинских физиков по вопросам клинической дозиметрии и планированию лучевой терапии путем проведения нескольких циклов учебных курсов;
- обеспечение отделений лучевой терапии медучреждений Украины базовым дозиметрическим комплектом, включающим клинический дозиметр типа UNIDOS E и стандартный водный фантом.

За указанный период на базе Института медицинской радиологии им. С.П. Григорьева НАМН Украины (г. Харьков) было проведено три цикла учебных курсов МАГАТЭ по вопросам клинической дозиметрии, которые включали проведение лекционных и

практических занятий. В подготовке и проведении занятий были задействованы эксперты МАГАТЭ – ведущие медицинские физики из Австрии, России, Чехии, Эстонии.

На каждом цикле учебных курсов были прочитаны лекции по такой тематике:

1. Состояние радиотерапии за рубежом и в Украине по результатам ТЛД-аудита.
2. Необходимость внедрения программы обеспечения качества в практику отделений лучевой терапии.
3. Обеспечение качества оборудования для лучевой терапии.
4. Детекторы для проведения радиационных измерений.
5. Дозиметрический код практики МАГАТЭ TRS-398 «Определение поглощенной дозы при дистанционной лучевой терапии.
6. Дозиметрический код практики. МАГАТЭ TRS-398. Оформление электронных листов данных.
7. Дозиметрический код практики. МАГАТЭ TRS-398. Измерения в нереперентных условиях (сбор данных TPS).
8. Дозиметрический аудит в лучевой терапии.
9. Специальные вопросы планирования лучевой терапии.
10. Контроль качества дозиметрического оборудования.
11. In vivo - дозиметрия.
12. Вопросы радиационной защиты в лучевой терапии.
13. Планирование лучевой терапии.
14. Расчет времени облучения.

На практических занятиях по планированию лучевой терапии было предложено для 6 различных локализаций опухолей провести выбор планирования оптимальных условий лучевой терапии с расчетом времени облучения для каждого поля. Все расчеты были совместно разобраны и проведен анализ ошибок.

На практических занятиях по клинической дозиметрии был выполнен полный комплекс измерений радиационного выхода в единицах поглощенной дозы на референтной глубине с использованием клинического дозиметра UNIDOS E с ионизационной камерой ТМ 30013 и стандартного водного фантома размером 38 x 38 x 40 см . Также были проведены тесты по программе контроля качества, осуществлено облучение ТЛД-капсул для контроля качества проведенной дозиметрической калибровки.

По результатам курсов было проведено зачетное занятие. Все участники курсов получили сертификаты МАГАТЭ. Всего на курсах было обучено 62 медицинских физика из 34 онкологических учреждений Украины.

Результаты ТЛД-аудита МАГАТЭ/ВОЗ в 2012 г. показали эффективность технической поддержки МАГАТЭ, оказанной для онкологических диспансеров Украины в рамках выполнения национального проекта. Так, после получения комплектов современного дозиметрического оборудования и обучения физиков на курсах МАГАТЭ, результаты ТЛД-аудита были улучшены в 4 онкологических диспансерах, принимавших участие в ТЛД-аудите МАГАТЭ/ВОЗ.

Для дальнейшего улучшения ситуации с обеспечением качества лучевой терапии в Украине необходимо внедрение в практику национальной системы ТЛД-аудита, для чего имеется необходимая материально-техническая и методическая база, а также необходимо создать системы целевой подготовки и переподготовки медицинских физиков отделений лучевой терапии при объединении усилий национальных университетов с базами практической подготовки специалистов в ведущих онкологических центрах Украины. Проведение данных мероприятий позволит значительно улучшить подготовку медицинских физиков и, в целом, повысить культуру безопасности лучевой терапии и обеспечить высокую ее эффективность для онкологических пациентов.

1. International Commission on Radiation Units and Measurements. Determination of Absorbed Dose in a PATIENT Irradiated by Beams of X or Gamma rays in Radiotherapy Procedures. — Rep.24, ICRU, Bethesda, 1976.

2. IAEA. Absorbed Dose Determination In External Beam Radiotherapy/ An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water I Technical Reports Series No. 398. 2000.

3. Izewska J. The IAEA/WHO TLD postal dose quality audits for radiotherapy: a perspective of dosimetry practices at hospitals in developing countries / J. Izewska, P. Andreo, S. Vatnitsky et al. // Radiother. Oncol. – 2003. – Vol. 69, № 1. – P. 91–97.

4. Izewska J. 40 years of the IAEA/WHO TLD postal dose audits for radiotherapy / J. Izewska, G. Azangwe, P. Bera // SSDL Newsletter. – 2010. – № 58. – P. 25–30.

МЕДИЦИНСКАЯ ФИЗИКИ В ОБУЧЕНИИ СТУДЕНТОВ ПО СПЕЦИАЛЬНОСТЯМ БИОМЕДИЦИНСКАЯ ИНЖЕНЕРИЯ, МЕДИЦИНСКИЕ ПРИБОРЫ И СИСТЕМЫ

В.Э. Орел^{1,2*}, В.Б.Максименко^{1,3}

1) Кафедра биомедицинской инженерии Медико-инженерного факультета
Национального технического университета Украины «Киевский политехнический
институт», ул. Янгеля 16/2, 03056, г. Киев, Украина, телефон: +38 (044) 4549683,
Email: v-orel@voliacable.com

2), * Научно-исследовательская лаборатория медицинской физики и биоинженерии
Национального института рака, ул. Ломоносова 33/43, 03022, г. Киев, Украина,
телефон: +38 (044) 2576068, Email: v-orel@voliacable.com

3) Национальный институт сердечно-сосудистой хирургии им. Н. М. Амосова,
ул. Николая Амосова 6, 03110, г. Киев, Украина, телефон: +38 (044) 2754322,
Email: max@batyevka.net

Аннотация: Изложены основы концепции преподавания предмета медицинской физики для обучения студентов на базе разработанных учебной и рабочей учебной программ для направления подготовки по специальностям: «Биомедицинская инженерия» и «Медицинские приборы и системы».

Abstract. The foundations of the concept for teaching the disciplines medical physics and to educate students on the basis of the developed educational and educational work program for the direction of training in «Biomedical Engineering» and «Medical devices and systems» discussed in this paper.

Keywords: medical physics, teaching, biomedical engineering.

Ключевые слова: медицинская физика, преподавание, биомедицинская инженерия.

Введение. В Национальном техническом университете Украины «Киевский политехнический институт» на кафедре Биомедицинской инженерии Медико-инженерного факультета разработана концепция развития образовательного направления "Биомедицинская инженерия" в Украине. Согласно этой концепции биомедицинская инженерия - изучает и разрабатывает технические и искусственные биологические объекты, а также медицинскую технику и технологию ее производства и эксплуатацию, контроль качества и сертификацию для безопасного применения в различных областях биологии и медицины, одновременно исследуя их взаимодействие с живыми организмами[1].

В необходимый перечень основных знаний для будущих магистров входит защита от радиации, методы получения и обработки медицинских изображений, физика радиотерапии. Поэтому был введен предмет медицинская физика, в котором существенное

внимание уделено изучению получения и визуализации медицинских изображений, основ защиты от радиации, дозиметрии и планированию радиотерапии[2-6].

Поскольку объем информации по предмету медицинской физики растет экспоненциально, а время обучения ограничено (72 ч), наблюдается тенденция к поиску новых технологий обучения с целью корректировки содержания модуля, усовершенствование качества самостоятельной работы студентов, методов и технических средств контроля знаний, которые используются. Поэтому можно считать актуальным проблему качественного преподавания курса медицинской физики для обучения студентов в рамках ограниченного времени, на базе разработанных учебной и рабочей учебной программы "Медицинская физика" кредитного модуля ЗП-08 для направления подготовки по специальностям «Биомедицинская инженерия» и «Медицинские приборы и системы».

Основная часть. Медицинской физика это прикладная наука, занимающаяся применением физико-технических концепций, устройств и технологий для изучения и коррекции состояний человека в норме и патологии.

Целью преподавания медицинской физики является формирование теоретических и практических знаний у студентов по базовым современным технологическим медико-физическим принципам, конструкций аппаратов и радиационной безопасности в клинической медицине.

Задачи, решаемые медицинской физикой:

1. использование физико-технических факторов, всех ресурсов физики и техники для охраны здоровья и профилактики заболеваний человека;
2. разработка приборов, методик, аппаратов, технологий для исследований и лечения пациентов;
3. гарантии качества физико-технического обеспечения при реализации медицинских мероприятий, технологических процессов в повседневной лечебной практике;
4. защита пациента, персонала, населения и окружающей среды от побочных явлений вследствие действия физико-технических факторов, которые используются в медицинских целях.

В результате изучения курса медицинской физики студент должен:

- иметь фундаментальные физико-технические знания по основам радиоактивных и неионизирующих излучений и единиц их измерения;
- знать физические основы взаимодействия ионизирующего и неионизирующего излучения с веществом;
- знать основные виды биологических эффектов облучения;
- знать базовые основы медико-физических и биоинженерных принципов медицинской радиологии;
- знать базовые основы медико-физических и биоинженерных принципов визуализации и формирование медицинского изображения в лучевой диагностике;
- знать базовые основы медико-физических и биоинженерных принципов диагностики и лечения в ядерной медицине;
- знать базовые основы дозиметрического контроля в медицинских учреждениях;
- знать нормы радиационной безопасности и основные нормативные документы, которые их регламентируют.

Студент должен уметь:

- практически рассчитывать активность источника облучения;
- количественно оценивать взаимодействие ионизирующего излучения с веществом;
- практически рассчитывать и планировать оптимальное распределение дозы облучения;
- количественно оценивать эффект биологического действия ионизирующего облучения;

- практически рассчитывать параметры защиты от ионизирующего излучения и выбирать наиболее целесообразный и эффективный способ защиты в зависимости от исходных условий.

Некоторые типичные лекции, которые читаются в курсе медицинской физики.

Лекция 1. Цель медицинской физики. Предмет и задачи медицинской физики. История и проблемы медицинской физики. Связь медицинской физики с другими предметами. История медицинской физики. Вклад отечественных ученых в развитие медицинской физики. Литература.

Лекция 2. Физические основы и свойства ионизирующих излучений. Типы ионизирующих излучений. Рентгеновское излучение. Гамма лучи. Синхронное излучение. Бета-частицы. Альфа - частицы. Нейтроны. Фотоэлектрический эффект. Эффект Комптона. Эффект образования электронно-позитронной пары. Поглощение нейтронного излучения. Поглощение энергий заряженных частиц.

Лекция 3. Биологические эффекты воздействия ионизирующего излучения.

Молекулярные эффекты. Повреждение и репарация ДНК. Клеточные эффекты. Радиочувствительность. Качество облучения. Прямые и косвенные эффекты. Детерминированные и стохастические эффекты. Пороговые дозы. Соматические эффекты. Влияние радиации на эмбрион и плод. Сравнительные риски облучения ионизирующей радиацией.

Лекция 4. Ядерная медицина. Методы сцинтиграфии. Радионуклиды, применяемые в ядерной медицине. Способы получения радионуклидов. Радиоизотопный генератор. Физические характеристики радиоизотопов. Планарная сцинтиграфия. Гамма-камера. Эмиссионная компьютерная томография. Позитронная эмиссионная компьютерная томография. Радиационная безопасность в ядерной медицине.

Лекция 7. Физические основы магнитно-резонансной томографии. Ядерный магнитный момент. Ларморовская прецессия. Условия ядерного магнитного резонанса. Временные характеристики ядерного магнитного резонанса. Эффект химического сдвига. Принцип визуализации медицинского изображения в магнитно-резонансном томографе.

Лекция 8. Рентгенодиагностическое оборудование. Формирование рентгеновского излучения. Спектральное и азимутальное распределение интенсивности тормозного излучения. Рентгеновское теневое изображение. Система экран-пленка. Рентгеновские растры и решетки. Качество медицинского изображения. Цифровая рентгенография. Принципы получения цифрового изображения. Физико-технические основы рентгеновской компьютерной томографии. Радиационная безопасность при рентгенодиагностике.

Лекция 9. Радиационные аварии при медицинском облучении. Примеры аварий при медицинском облучении. Классификация радиационных аварий в отделениях ядерной медицины. Подразделения рентгенодиагностики и интервенционной радиологии. Подразделения лучевой терапии закрытыми источниками. Профилактика радиационных аварий. Предотвращение и ликвидация последствий радиационных аварий.

Кроме лекций проводится 8 практических занятий. На практике студенты обязаны закрепить основные теоретические знания и понятия медицинской физики. А также приобрести практические знания и навыки работы с использованием основных методов и аппаратов для научно-исследовательской, конструкторской работ и практической медицины. Ниже приведены типичные темы практических занятий.

Практическое занятие 1. Права и обязанности медицинского физика. В результате его изучения студент должен знать права и обязанности медицинского физика в клинике. Уметь формализовать и дифференцировать в отделениях клинической радиологии персональные права и обязанности медицинского физика. Обладать знаниями для различных уровней взаимодействия с медицинским персоналом, инженерно-техническим персоналом, пациентами и их родственниками.

Практическое занятие 2. Дозиметрия ионизирующего излучения. В результате его изучения студент должен знать единицы измерения ионизирующего излучения; методы клинической и индивидуальной дозиметрии; методы регистрации и принципы работы приборов для измерения ионизирующего излучения. Уметь рассчитывать индивидуальные и коллективные дозы ионизирующего излучения; рассчитывать дозу ионизирующего излучения для обслуживающего персонала клиники и пациентов; измерять дозу ионизирующего излучения.

Практическое занятие 3. Физико-технические основы рентгеновской компьютерной томографии и цифровой радиографии. В результате его изучения студент должен знать структурную схему цифрового рентгеновского аппарата, рентгеновского компьютерного томографа и допустимые уровни доз облучения при рентгеновской диагностике. Уметь проводить фантомные замеры доз и ограничивать риски побочных эффектов при проведении радиотерапии.

Практическое занятие 4. Линейный ускоритель. В результате его изучения студент должен знать структурную схему линейного ускорителя и принципы планирования лучевой терапии. Уметь проводить фантомные замеры доз и ограничивать риски побочных эффектов при проведении терапии.

Практическое занятие 5. Магнитно-резонансная томография. В результате его изучения студент должен знать технические принципы и безопасность при магнитно-резонансной томографии. Уметь оценивать эффективность визуализации магнитно-резонансных изображений и ограничивать риски побочных эффектов при проведении медицинских исследований.

Практическое занятие 6. Приборы ядерной медицины и нормы радиационной безопасности. В результате его изучения студент должен знать технические принципы и безопасность приборов для ядерной медицины. Уметь оценивать эффективность визуализации радионуклидных изображений и ограничивать риски побочных эффектов при проведении медицинских исследований.

По данной дисциплине выполняется расчетно-графическая работа. Цель, которой состоит в изучении отдельных разделов учебной программы, которые не рассматриваются в лекционном и практическом материале. Из данного кредитного модуля запланирована одна модульная (тематическая) контрольная работа с целью закрепления знаний студентов в соответствии с тематическим планом лекционных и практических занятий. Цель контрольной работы – закрепление и оценка знаний студентов изученных разделов.

Вывод. Изучение дисциплины медицинская физика при обучении студентов по специальностям «Биомедицинская инженерия» и «Медицинские приборы и системы» имеет практическое значение для формирования у будущих специалистов современных инновационных междисциплинарных знаний.

1. Режим доступа: <http://mmif.kpi.ua/uk/biomedical-engineering-department/about/2/biomedical-engineering-ukraine>

2. Костылев В.А., Наркевич В.А. Медицинская физика. – М.: Медицина, 2008. –464с.

3. Тарутин И.Г. Радиационная защита при медицинском облучении. Минск: Вышэйшая школа, 2005. – 335с.

4. Hendee W. R., Ritenour E. R. Medical Imaging Physics. Boston: Mosby Year Book, 2003. –781p.

5. Webb S. The Physics of Three Dimensional Radiation Therapy: Conformal Radiotherapy, Radiosurgery and Treatment Planning. Bristol: Taylor & Francis, 2010. –388 p.

6. Bille J., Schlegel W. Medizinische Physik 2: Medizinische Strahlenphysik. Berlin: Springer, 2002. –548 p.

НЕКОРРЕКТНОСТЬ ИЗМЕРЕНИЯ АРТЕРИАЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ ИНВАЗИВНЫМ МЕТОДОМ

Л. А. Булавин, Ю. Ф. Забашта, С. В. Северилов*

*Киевский Национальный университет им. Тараса Шевченко, физический факультет,
кафедра молекулярной физики*

** КНУ им. Т.Г. Шевченка, физический факультет, кафедра молекулярной физики; Проспект
Глушкова 2, корпус 1, г. Киев, 03680; тел.+38(044)266-86-77; severylov@mail.ru.*

Аннотация: В данной работе предложена физическая модель процесса инвазивного измерения давления крови в сосуде. Рассчитано давление пульсовой волны на торец катетера. Установлено, что погрешность измерения пульсового давления определяется соотношением радиусов катетера и сосуда. Показано, что относительная погрешность измерения пульсового давления по порядку величины составляет несколько десятков процентов.

Ключевые слова: артериальное давление, пульсовое давление, инвазивные методы измерения, катетер, длинные гравитационные волны.

Введение

При оперативных вмешательствах и ведении тяжёлых больных необходим постоянный контроль артериального давления. Этот контроль осуществляется (рис. 1) за счет введения в сосудистое русло катетера, который представляет собой полую полимерную трубку, заполненную раствором гепарина [1]. Катетер соединяется при помощи удлинителя с манометром. Манометр измеряет среднее давление по торцу катетера.

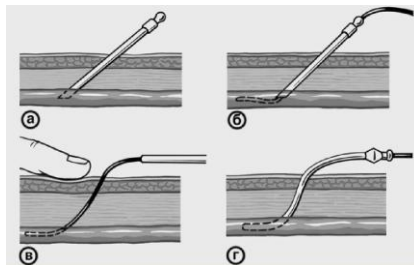


Рис.1. Катетеризация артериального русла: а — пункция сосуда; б — введение проводника и удаление иглы; в — нанизывание катетера; г — введение катетера в сосуд и удаление проводника.

Очевидно, что введение катетера искажает истинную картину кровяного потока и распределения давления в сосуде. Поэтому давление, которое измеряется манометром, отличается от давления в отсутствии катетера. Соответственно изначально в упомянутом методе заложена систематическая погрешность.

Цель работы состоит в том, чтобы теоретически рассчитать данную погрешность. Очевидно, что такой расчёт является единственным способом получить оценку указанной погрешности. Как известно авторам, эта задача ранее в литературе не рассматривалась.

Расчетная модель

Будем рассматривать кровеносный сосуд, как канал цилиндрической формы в упругой среде. Последняя моделирует собой биоткани, окружающие сосуд. Радиус указанного канала обозначим через b .

Катетер представим в виде полого цилиндра с внутренним радиусом a и внешним a_1 , заполненный идеальной несжимаемой жидкостью. Поскольку толщина стенки катетера на порядок меньше радиуса, границу катетера далее в расчётах будем считать линией. Материал стенки катетера будем считать абсолютно твердым. Полый цилиндр располагается внутри канала таким образом, что их оси симметрии совпадают (рис.2).

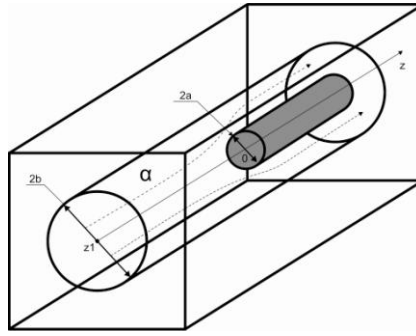


Рис. 2. Расчетная модель.

Сосуд заполнен кровью, которую мы рассматриваем как идеальную несжимаемую жидкость. Соответственно течение крови будем описывать уравнением Эйлера

$$\rho \frac{d\mathbf{v}}{dt} = -\nabla p \quad (1)$$

при условии

$$\nabla \cdot \mathbf{v} = 0, \quad (2)$$

где $\mathbf{v}$ – скорость, t – время, p – давление, ρ – плотность.

Задачу будем решать в линейном приближении, Соответственно уравнение (1) примет вид

$$\rho \frac{\partial \mathbf{v}}{\partial t} = -\nabla p \quad (3)$$

Введем цилиндрические координаты с осью z , которая совпадает с осью симметрии данной задачи. Пусть торец катетера соответствует координате $z=0$. Поскольку задача обладает осевой симметрией, угловая координата выпадает из рассмотрения. Радиальную координату обозначим через r .

Векторные выражения (3) и (2), записанные в компонентах, имеют вид

$$\rho \frac{\partial v_z}{\partial t} = -\frac{\partial p}{\partial z}, \quad (4)$$

$$\rho \frac{\partial v_r}{\partial t} = -\frac{\partial p}{\partial r}, \quad (5)$$

$$\frac{\partial v_z}{\partial z} + \frac{1}{r} \frac{\partial(r v_r)}{\partial r} = 0, \quad (6)$$

где v_z и v_r – осевая и радиальная компоненты скорости.

На граничных поверхностях $z=0$, $r \leq a$ и $0 < z < \infty$, $r=a$ катетера должно выполняться условие

$$v_n = 0, \quad (7)$$

где v_n – проекция скорости на нормаль к указанной поверхности. На торце катетера принимается условие $v_z=0$ из-за того, что внутри катетера пульсовая волна распространяться не может по причине жесткости его стенок.

Обозначим через $\mathbf{u} \equiv \{u_z, u_r\}$ вектор смещения, определяемый формулой

$$\mathbf{v} = \frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t}. \quad (8)$$

Постулированная нами ранее упругость стенок канала требует выполнения на его границе $r=b$ условия

$$p = \alpha u_r(r=b), \quad (9)$$

где α – коэффициент упругости среды, окружающей канал.

Поступление крови в сосуд обеспечивает насосная функция сердца. Описать процесс движение крови, направленного в сосуд можно, например, задавая скорость в сечении, где располагается клапан аорты [2]. Будем считать, что это сечение соответствует координате z_1 , записывая граничное условие

$$v_z(z_1, t) = \phi(t), (10)$$

где $\phi(t)$ – функция, вид которой определяется физиологическими процессами. Её в нашей задаче следует считать заданной.

Решив систему уравнений (4–6) при граничных условиях (7,9,10) мы тем самым определяем вид функции $p(z, r, t)$. Распределение давлений на торце описывается функцией $p_0(r, t) = p(0, r, t)$.

Как уже упоминалось, наша задача состоит в том, чтобы рассчитать давление p_m в торце катетера. Фактически p_m – это среднее давление, действующее на указанный торец. Это давление определяется формулой

$$p_m(t) = \frac{1}{\pi a^2} \int_0^a p_0(r, t) 2\pi r dr. (11)$$

Применение теории длинных гравитационных волн при изучении течения крови в сосудах

Исследование течения жидкости в каналах относится к классическим задачам гидродинамики и имеет долгую историю (см., напр., [3,4] и др.). За этим научным направлением закрепилось название «теория длинных гравитационных волн» (см., напр., [4]). Основу этой теории составляет так называемое гидравлическое приближение (см., напр., [4]).

Главным тезисом этого приближения является предположение о том, что компонента v_z является постоянной в данном сечении канала. По отношению к рассматриваемой нами задаче из этого предположения следует, что решение уравнения (4) должно иметь вид

$$v_z = v_z'(z, t) = f\left(t - \frac{z}{c}\right). (12)$$

Здесь и далее величины, отмеченные одним штрихом, относятся к случаю, когда сечение вдоль канала не изменяется.

Формула (12) раскрывает физический смысл принятого предположения. Согласно этой формуле входное возмущение (10) распространяется вдоль канала со скоростью c , не меняя своей формы. Но это – как раз тот тип течения, который соответствует течению крови в сосуде: в медицине такой тип течения носит название пульсовой волны.

Указанная аналогия открывает возможности для применения теории длинных волн при описании течения крови.

Сопоставляя выражения (12) и (10), приходим к выводу о справедливости равенства

$$\phi(t) = f\left(t - \frac{z_1}{c}\right). (13)$$

Подстановка формулы (12) в соотношение (6) и последующее интегрирование приводят к результату

$$v_r' = \frac{r}{2c} \frac{\partial v_z'}{\partial t}. (14)$$

Подставляя выражение (14) в формулу (8) и выполняя интегрирование, получаем

$$u_r' = \frac{r}{2c} v_z'. (15)$$

Соответственно для давления получаем формулу

$$p' = \frac{\alpha b}{2c} v_z'. (16)$$

Подставляя формулы (12) и (16) в уравнение (4), получаем

$$c = \left(\frac{\alpha b}{2\rho}\right)^{1/2}. (17)$$

Теперь формулу (16) можно переписать в виде

$$p' = \rho c v_z'. (18)$$

По своему смыслу величина p' представляет собой разность систолического и диастолического, которую в гемодинамике принято называть пульсовым давлением.

Вышеприведенные формулы описывают поведение пульсовой волны в отсутствие катетера. Понятно, что введение последнего в сосуд изменяет картину течения. При этом катетер выступает в роли некоторого препятствия.

Согласно теории длинных гравитационных волн препятствие приводит к возникновению отраженной и прошедшей волн в дополнение к волне, падающей на препятствие. Сохраняя для характеристик падающей волны прежние обозначения v_z' и p' , введем для аналогичных характеристик отраженной и прошедшей волн обозначения v_z'' , p'' и v_z''' , p''' .

В упомянутой теории при рассмотрении вопроса о течении жидкости в канале с препятствием оставляют в силе предположение о постоянстве компонент v_z' , v_z'' , v_z''' , а значит, и давлений p' , p'' , p''' (см. формулу (18)), по сечению канала. При этом условие непрерывности скорости для сечения $z=0$, где располагается препятствие, записывается в виде

$$S'(v_z' - v_z'') = S''' v_z''', \quad (19)$$

где S' и S''' – площади сечения канала для $z < 0$ и $z > 0$, а условие непрерывности давления для того же сечения – в виде

$$p' + p'' = p''' \quad (20)$$

Учитывая формулу (18) и равенства $S' = \pi b^2$ и $S''' = \pi(b^2 - a^2)$, из системы уравнений (19–20) на участке канала $z < 0$ имеем

$$p = p' + p'' = p' \frac{1}{1 - \frac{a^2}{2b^2}} \quad (21)$$

Погрешность измерения пульсового давления

Формула (21), казалось бы, решает поставленную задачу: в этой формуле p' – это истинное давление, сумма $p' + p''$ – давление p , измеряемое датчиком, а множитель $\frac{1}{1 - \frac{a^2}{2b^2}}$

определяет систематическую погрешность измерения. Однако этот вывод неверен. Сомнения в правомерности использования формулы (21) для расчета давления, измеряемого датчиком, порождает следующий факт.

Рассматривая картину линий тока (рис.1), мы видим, что линия тока, совпадающая с осью симметрии, заканчивается в точке $z=0$, $r=0$ (её принято называть в гидродинамике критической). В этой точке равна нулю не только нормальная к поверхности торца компонента v_z , но и радиальная компонента v_r . В силу последнего обстоятельства частицы жидкости, движущиеся по указанной траектории в направлении торца сплошного цилиндра, не могут обогнуть это препятствие, а отбрасываются от торца в обратном направлении вдоль оси симметрии. Для таких частиц складывается та же ситуация, что возникает при нормальном падении волны на абсолютно твердую бесконечную плоскость. Как известно, в последнем случае давление на этой плоскости равно давлению в падающей волне, умноженному на два. Соответственно в нашем случае для критической точки имеем равенство

$$p = 2p' \quad (22)$$

Таким образом, нам оказывается известным значение функции p_0 в точке $r=0$, а именно:

$$p_0(0, t) = 2p'(t) \quad (23)$$

Как это указано в [3], условия непрерывности скорости (19) и давления (20) выполняются, строго говоря, для пары сечений, удаленных от сечения $z=0$ на расстояние порядка b . И если мы уж приближенно указанную пару сечений считаем, следуя теории длинных гравитационных волн, совпадающей с сечением $z=0$, то более логично (хотя это

тоже некоторое приближение) говорить, что условие (20) выполняется не по всему сечению $z=0$, а только на участке этого сечения $r \geq a$, так как участок $r < a$ занят катетером.

Поскольку для давления должна соблюдаться непрерывность, из последнего соображения следует, что для граничного значения функции p_0 можно записать выражение

$$p_0(a, t) = \frac{1}{1 - \frac{a^2}{2b^2}} p'(t). \quad (24)$$

Разложим функцию $p_0(r, t)$ в ряд по степеням r , ограничившись членом второй степени. В силу осевой симметрии данной задачи справедливо равенство

$$\frac{\partial p_0(r, t)}{\partial r} (r=0) = 0, \quad (25)$$

так что указанное разложение имеет вид

$$p_0(r, t) = p'(t)(2 - Br^2). \quad (26)$$

Подставляя равенство (24) в формулу (26), определяем коэффициент B , получая для функции $p_0(r, t)$ выражение

$$p_0(r, t) = p'(t) \left(2 - \frac{2}{a^2} \frac{b^2 - a^2}{2b^2 - a^2} r^2 \right). \quad (27)$$

Подставляя выражение (27) в формулу (11) и выполняя интегрирование, получаем

$$p_m(t) = p'(t) \frac{3b^2 - a^2}{2b^2 - a^2}. \quad (28)$$

Как это видно из последней формулы, измеренное датчиком давление $p_m(t)$ отличается от истинного давления $p'(t)$, причем относительная систематическая погрешность $\varepsilon_p = \frac{p_m - p'}{p'}$ составляет

$$\varepsilon_p = \frac{b^2}{2b^2 - a^2}. \quad (29)$$

В качестве примера оценим погрешность, допускаемую при инвазивном измерении давления крови в аорте. Радиус аорты b примерно равен 1,5 см. Принимая для радиуса катетера a значение 1,5 мм, получаем $\varepsilon_p = 0,5$.

Как это следует из формулы (29), при больших значениях отношения a/b , что характерно для сосудов меньшего радиуса, чем аорта, погрешность превышает 50 процентов.

Заключение

Как это уже указывалось, априори очевидно, что введение катетера в кровеносный сосуд меняет картину течения крови. Соответственно манометр измеряет давление в потоке, возмущенном введением катетера. Диагност же интересуется давлением в невозмущенном потоке, который реализуется в отсутствие катетера. Таким образом, уже изначально в метод инвазивного измерения закладывается погрешность. Здесь, по-видимому, важно подчеркнуть, что речь идет именно о погрешности метода – систематической погрешности. И естественным является вопрос, насколько велика эта погрешность.

Ответ, полученный в данной статье, несколько обескураживает: оказывается, эта погрешность превышает 50 процентов.

Однако, как известно, то обстоятельство, что тот или иной метод характеризуется большой систематической погрешностью, вовсе не означает, что от этого метода следует отказаться. Если эта погрешность известна, то её можно учесть, внося соответствующие поправки в измеренные указанным методом величины.

Главный результат данной статьи состоит в том, что в ней дан ответ на вопрос, как скорректировать измеренное значение давления крови, чтобы получить истинное значение последнего: для этого согласно формуле (28) необходимо измеренное давление p_m разделить

на $\frac{3b^2-a^2}{2b^2-a^2}$. Указанную операцию логично, по нашему мнению, назвать введением поправки на возмущение потока.

1. Кузьков В. В., Киров М. Ю. Инвазивные мониторинг гемодинамики в интенсивной терапии и анестезиологии: монография. Архангельск: Северный государственный медицинский университет, 2008. – 244 с.

2. Скобцов Ю.А., Родин Ю.В., Оверко В.С. Моделирование и визуализация поведения потоков крови при патологических процессах. – Донецк: Издатель Заславский А.Ю., 2008. — 212 с.

3. Ламб Г. Гидродинамика. – М., Л.: Государственное издательство технико-теоретической литературы, 1947.– 928 с.

4. Ландау Л. Д., Лившиц Е. М. Теоретическая физика. В 10 т. Т. VI. Гидродинамика.– 3-е изд., перераб. – М.: Наука. Гл. ред. физ.-мат. лит., 1986. – 736 с.

РАЗВИТИЕ ПРОГРАММ ДИПЛОМНОГО И ПОСТДИПЛОМНОГО ОБРАЗОВАНИЯ В ОБЛАСТИ МЕДИЦИНСКОЙ ФИЗИКИ В МГУ ИМЕНИ М.В. ЛОМОНОСОВА

А.П. Черняев^{1,2,*}, А.В. Белоусов¹, У.А. Близнюк², П.Ю. Борщegovская¹, С.М. Варзарь¹,
В.В. Розанов¹

1) *Физический факультет Московского государственного университета
имени М.В. Ломоносова,*

2) *Научно-исследовательский институт ядерной физики имени Д.В. Скобельцына,
*Россия, 119991, Москва, Ленинские горы, д.1, стр. 2, +7(495)939-38-89,
chernyaev@rector.msu.ru*

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

Abstract. The brief analysis of a condition of problems and prospects of development of radiation medical physics in Russia is given. Provides information of educational programs of training of specialists and masters for medical physics and short-term advanced training courses at the Moscow State University.

Ключевые слова: медицинская физика, курсы повышения квалификации, образовательная программа.

Keywords: medical physics, advanced training courses, educational program.

Применение в медицине последних достижений ядерной и ускорительной физики является одним из эффективных направлений развития методов лечения и диагностики заболеваний. Особенно заметна роль ядерно-физических технологий в области онкологии.

В 2009 году в РФ стартовала Национальная онкологическая программа, которая рассчитана до 2015 года. Несмотря на значительное переоснащение российских медицинских центров новейшими аппаратами за прошедшие годы программы, количественные показатели, нормированные на число жителей страны, до сих пор значительно отличаются от показателей развитых стран. Так в России один медицинский ускоритель приходится примерно на 1.5 млн. жителей, а в США и в странах Европейского союза – на 80 и 100 тыс. человек соответственно. В мире лучевую терапию проходят 70% онкологических больных, а в России – около 30% больных, причем в большинстве случаев на кобальтовых источниках.

Выполненные оценки показывают, что для достижения показателей, близких к европейским, в России необходимо число ускорителей электронов около 1400, 30

ускорителей для протонной лучевой терапии (для примера в Германии таких центров строится 20). В диагностическом оборудовании потребности составляют: гамма – камер – 300, КТ – 140, ПЭТ – 100, МРТ -1400.

Основная проблема, тормозящая развитие, связана с отсутствием специалистов, которые смогут работать на поставляемом оборудовании. В первую очередь речь идет о медицинских физиках, которые отвечают за обеспечение требований точности при подведении лечебной дозы радиации к опухоли с минимальным поражением соседних здоровых тканей, за гарантию качества и безопасность лучевого лечения.

В настоящее время в 140 отделениях лучевой терапии онкологических клиник России имеется около 300 штатных сотрудников, исполняющих обязанности медицинских физиков, хотя по европейским показателям, стране необходимо 1500 квалифицированных медицинских физиков, т.е. в 5 раз больше. Проблемой является не только отсутствие соответствующих штатных единиц, но и квалификация специалистов, которые могут их занимать. К сожалению, типичной оказывается ситуация, когда обязанности медицинских физиков вынужденно исполняет медицинский персонал или на позицию принимаются выпускники вузов, у которых не просто нет достаточной квалификации и опыта клинической работы, но порой знания из области ядерной физики и излучений ограничены 15-20 часами курса общей физики.

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

Специальная подготовка студентов МГУ осуществляется на двух кафедрах: кафедре медицинской физики и кафедре физики ускорителей и радиационной медицины. На кафедре физики ускорителей и радиационной медицины она начинается в середине третьего курса и продолжается 3 года в течение 6 семестров. В течение первых пяти из них студенты осваивают теоретический материал, занимаются в специальном практикуме и выполняют научно-исследовательскую работу, а в заключительном семестре полностью сосредоточены на написании дипломной работы. Рабочие планы кафедры включают 19 оригинальных спецкурсов по дисциплинам специализации. Часть лабораторных заданий студенты выполняют на действующем клиническом оборудовании.

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

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

разделам медицинской физики. За период по апрель 2013 года выпускниками курсов стали 18 специалистов, которые представляют 11 регионов России.

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

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

С 2013 года на базе НИИЯФ МГУ организован компьютерный класс, в котором слушатели курсов будут выполнять практические занятия по лучевому планированию. Класс оснащен четырьмя системами планирования Хю и Монасо. С учетом задач конкретного образовательного модуля слушатели курсов смогут получить как базовые навыки работы с системами планирования, так и детально разобраться в особенностях новейших алгоритмов трехмерных расчетов планов облучения.

ВИКЛАДЕННЯ КУРСЫ «БІОФІЗИЧНІ МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕНЬ» ДЛЯ СТУДЕНТІВ СПЕЦІАЛЬНОСТЕЙ «МЕДИЧНА ФІЗИКА» ТА «БІОФІЗИКА»

К.І. Богуцька, Ю.І. Прилуцький

*Навчально-науковий центр «Інститут біології», Київський національний університет імені Тараса Шевченка, вул. Володимирська, 64/13, м. Київ, Україна, 01601;
+(38) (044) 5213325; biophys@univ.kiev.ua*

Анотація. Розглядаються значення, мета і завдання курсу «Біофізичні методи досліджень» як важливої дисципліни для підготовки студентів за спеціальностями «Медична фізика» та «Біофізика».

Аннотация. Рассматриваются значение, цель и задание курса «Биофизические методы исследований» как значимой дисциплины для подготовки студентов по специальностям «Медицинская физика» и «Биофизика».

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

Ключові слова: методи досліджень, медична фізика, біофізика, методика викладання.

Ключевые слова: методы исследований, медицинская физика, биофизика, методика преподавания.

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

Біофізичні методи досліджень – набір фізичних методів, які використовують для вивчення функціонування біологічних систем.

На сьогодні до них відносять такі основні методи [1-10]:

1) спектральні (вимірювання інтенсивності проходження світла з різною довжиною хвилі через різні розчини або речовини): колориметрія, інфрачервона та ультрафіолетова

спектроскопія, комбінаційне розсіювання світла, мас-спектрометрія (для визначення молекулярної маси, хімічного, фазового складу та молекулярної структури речовини), ЯМР-спектроскопія (для вивчення структури і динамічних властивостей біомолекул), електронний парамагнітний резонанс (ЕПР), флуоресцентна спектроскопія (для знаходження структурних перебудов молекул та взаємодій між ними), силова спектроскопія (для визначення механічних властивостей окремих молекул або макромолекулярних ансамблів за допомогою кантилеверу, сфокусованого лазерного променя або магнітних полів);

2) електрофоретичні (для визначення маси, заряду, взаємодії між біологічними молекулами);

3) хроматографічні (для очищення та аналізу біомолекул);

4) термодинамічні методи: диференційна сканувальна (для вимірювання теплових ефектів, що є результатом взаємодії між молекулами) та ізотермічна калориметрія титрування;

5) центрифугування та ультрацентрифугування (для вивчення форми та маси макромолекул);

6) patch-clamp (для дослідження іонних струмів через поодинокі іонні канали у мембрані);

7) коловий дихроїзм (для виявлення хіральних груп у молекулах, визначення вторинної структури білка);

8) подвійна поляризаційна інтерферометрія (для визначення конформації та активності біомолекул у реальному часі);

9) мікроскопічні: оптична мікроскопія, електронна мікроскопія високої роздільної здатності, лазерна конфокальна мікроскопія (для отримання зображень флуоресціюючих молекул), атомно-силова мікроскопія;

10) кристалографія рентгенівськими променями (для вивчення структури з атомною точністю);

11) радіаційні технології: позитронно-емісійна (ПЕТ) та рентгенівська комп'ютерна (РКТ) томографія тощо;

12) математичне моделювання (для теоретичного опису функціонування біологічних систем);

13) обчислювальна хімія (для розрахунку структури і динаміки біомолекул).

Принципова специфіка біологічних систем виявляється у різноманітності фізичних механізмів молекулярних процесів. Особливістю тут є те, що характерні параметри елементарних взаємодій можуть змінюватися залежно від умов їх перебігу в організмі (наявність просторово-часової ієрархії, вплив зовнішніх чинників). Вивчення біофізичних механізмів у зв'язку з фізіолого-біохімічними особливостями об'єкта створюють основу для практичного застосування біофізичних методів у дослідженнях, зокрема і у біомедицині.

Метою дисципліни «Біофізичні методи досліджень» є ознайомлення студентів з принципами сучасних біофізичних методів досліджень. Фахівець-медичний фізик та біофізик у своїй майбутній діяльності повинен вміти організовувати та виконувати експериментальні роботи і лабораторні дослідження, узагальнювати та систематизувати одержані результати, використовуючи біофізичні методи та сучасну обчислювальну техніку, складати науково-технічні звіти, слідкувати за дотриманням встановлених технічних вимог, діючих норм, правил та стандартів до експериментального обладнання та біофізичних методів, формулювати задачу досліджень, брати участь у розробці та здійсненні нових методичних підходів, в обговоренні та публікації результатів, у складанні патентних заявок, участі у роботі наукових семінарів і конференцій.

Завдання дисципліни: сформувати чіткі уявлення про головні принципи роботи сучасних біофізичних методів дослідження біополімерів, молекулярних комплексів та клітин; охарактеризувати можливості та обмеження окремих біофізичних методів, сучасні тенденції у застосуванні біофізичних методів у медичній фізиці, біофізиці та суміжних з ними науках для майбутньої орієнтації випускника. Упродовж вивчення дисципліни увага

має звертатись на практичне застосування і значення окремих методів у біомедичних та біофізичних дослідженнях.

Вимоги до знань та вмінь: обирати біофізичні методи для вирішення певної дослідницької задачі; оцінювати, якого типу інформацію можна отримати за допомогою того чи іншого методу; самостійно вивчати наукову літературу, яка містить результати, одержані різними біофізичними методами; інтерпретувати та порівнювати такі результати; оцінювати, які можливості та переваги надає певний метод при вимірюванні параметрів біомакромолекул; обирати сучасні фізико-хімічні методи досліджень при використанні експериментальних моделей на молекулярному, клітинному та субклітинному рівнях.

Біофізичні методи, як експериментальні, так і теоретичні, є виключно важливими для подальшого розуміння біологічних процесів – дослідження за допомогою них вже дозволили розкрити механізми виникнення та протікання певних патологічних процесів в організмі на молекулярному рівні, а також, що важливо для медичної фізики, вони сприяють розробці стратегій лікування тих чи інших захворювань.

Деякі з методів для дослідження структури біомакромолекул вже стали класичними (методи гідродинаміки та оптики, рентгеноструктурний (РСА) та нейтроноструктурний (НСА) аналіз, ЯМР та електронна мікроскопія), а деякі з них з'явилися нещодавно [1, 2, 11]. Так, РСА та ЯМР надають інформацію щодо структурних даних атомарного розділення для білків, нуклеїнових кислот та комплексів між ними. НСА забезпечує унікальну можливість щодо локалізації атомів водню у молекулах.

До методів, які фактично відкрили нову сторінку в дослідженні структури біологічних макромолекул, в першу чергу, слід віднести методи детектування та маніпулювання поодинокими молекулами із застосуванням оптичних і магнітних пасток. На їх основі здійснено принциповий перехід від досліджень макромолекул у великих об'ємах до дослідження макромолекул у гранично малих об'ємах, що надає можливості переходу від опису макромолекул в ансамблі до опису їхніх властивостей на поодинокому рівні. Крім того, за допомогою конфокальної мікроскопії та мікроскопії ближнього поля можна детектувати флуоресцентно мічені поодинокі молекули. З використанням мікроскопії силового поля вдається візуалізувати окремі молекули, а за допомогою оптичних та магнітних пасток – розтягувати, скручувати і розкручувати біомакромолекули. Завдяки цим методам з'явилася унікальна можливість візуалізації та опису функціонування лінійних і роторних біологічних моторів у термінах сили (піконьютони) та довжини (нанометри), які супроводжують кожен фазу їх робочого циклу (біомеханіка молекул) [1, 2, 12].

Для медичної фізики більш інформативними насамперед є методи переважно діагностичного спрямування і візуалізації. Так, наприклад, магнітно-резонансна томографія (ЯМР-томографія) визнана наразі одним з найбільш ефективних неінвазивних методів отримання зображення внутрішніх органів. У перспективі важливою також є розробка композиційних матеріалів медичного призначення, розробка нових методів клітинної терапії та замісної медицини.

Поєднання методів біофізичних досліджень на сучасному етапі можна розглянути на прикладі системної біології. Системна біологія – міждисциплінарна наука, вивчає саморегуляцію та цілісність живих організмів, виявляє функціональну організацію живого, починаючи з молекулярного рівня, далі через біологічні каскади (зворотній зв'язок) до тканин і вище. При цьому поєднуються біологія та теорія складних систем. Системну біологію можна розглядати як науку, напрямом досліджень якої є вивчення взаємодії між компонентами біологічних систем і те, яким чином ці взаємодії призводять до появи функцій і характеристик складних систем; також як набір досліджень, що складаються з теорії, аналітичного або комп'ютерного моделювання для формулювання гіпотез про систему, експериментальної перевірки та отримання даних для опису функціонування клітини або клітинних процесів. Оскільки метою таких досліджень є встановлення взаємодій у складній системі та інтеграція складних даних щодо взаємодій у біологічній системі, експериментальні методики, які наразі використовують у системній біології

(транскриптоміка, метаболоміка, протеоміка та інші технології для збору даних), мають відзначатися деталізацією і тому поєднуватися з біофізичними методами [1, 13, 14].

Рентгенівська кристалографія та зондова мікроскопія у поєднанні з кінетичними методами сприяють розумінню біологічних процесів на молекулярному, клітинному і тканинному рівнях. Порівняння протеомних карт дозволяє ідентифікувати порушення механізмів регуляції за патологічних станів, що відкриває можливість для цілеспрямованого застосування медичних препаратів. Біофізичні нанотехнології відкривають наразі нові шляхи як для вивчення найскладніших біологічних систем, так і для впливу на них, зокрема у створенні біосумісних матеріалів, біосенсорів та біомаркерів [1, 15]. Мас-спектрометрія та спектрометрія іонної рухливості досягли значного прогресу у виявленні надмалих кількостей не лише хімічних, а й біологічних агентів.

Отже, перед методами біофізичних досліджень на сьогодні постають завдання отримання достовірних знань про просторову структуру все більшого числа біологічних молекул, структурних змін у процесі функціонування поодинокі макромолекули, переносу цих знань на рівень клітини, на наступному етапі – на рівень організму загалом, визначення заданих параметрів біологічних об'єктів для дослідження структури та функціонального стану біологічних систем за умов норми і патології на молекулярному, субклітинному, клітинному, тканинному, органному та організмовому рівнях.

1. Нолтинг Б. Новейшие методы исследования биосистем. – М.: Техносфера, 2005. – 256 с.
2. Сердюк И., Заккаи Н., Заккаи Дж. Методы в молекулярной биофизике. Структура. Функция. Динамика: уч. пособ. в 2-х т. – М.: Изд-во Книжный дом «Университет», 2009–2010. – Т. 1. – 568 с.; Т. 2. – 736 с.
3. Беккер Ю. Спектроскопия. – М.: Техносфера, 2009. – 528 с.
4. Перевощикова И.В., Котова Е.А., Антоненко Ю.Н. Флуоресцентная корреляционная спектроскопия в биологии, химии и медицине // Биохимия. – 2011. – Т. 76, № 5. – С. 613–635.
5. Беккер Ю. Хроматография. Инструментальная аналитика: методы хроматографии и капиллярного электрофореза. – М.: Техносфера, 2009. – 472 с.
6. Левицкий Д.И. Применение метода дифференциальной сканирующей калориметрии для структурно-функциональных исследований мышечных белков // Успехи биол. химии. – 2004. – Т. 44. – С. 133–170.
7. Шуба М.Ф., Давидовська Т.Л., Прилуцький Ю.І., Жолос О.В., Богущька К.І. Електробіофізика: навч. посіб. – К.: Фітосоціоцентр, 2002. – 152 с.
8. Горячко А.М., Кулик С.П., Прокопенко О.В. Основы сканующей зондовой микроскопии та спектроскопии (Частина 1): навч. посіб. – К.: Радіофізичний факультет Київського національного університету імені Тараса Шевченка, 2011. – 133 с.
9. Феофанов А.В. Спектральная лазерная сканирующая конфокальная микроскопия в биологических исследованиях // Успехи биол. химии. – 2007. – Т. 47. – С. 371–410.
10. Ефремов Ю.М., Багров Д.В., Дубровин Е.В., Шайтан К.В., Яминский И.В. Атомно-силовая микроскопия животных клеток: обзор достижений и перспективы развития // Биофизика. – 2011. – Т. 56, № 2. – С. 288–303.
11. Сердюк И.Н. Физические методы в структурной молекулярной биологии в начале XXI века // Успехи биол. химии. – 2002. – Т. 42. – С. 3–28.
12. Сердюк И.Н., Дерюшева Е.И. Биофизика одиночных молекул // Биофизика. – 2011. – Т. 56, № 5. – С. 899–927.
13. Ивахно С., Корнелюк А. Количественная протеомика и ее применение в системной биологии // Биохимия. – 2006. – Т. 71, № 10. – С. 1312–1327.
14. Терентьев А.А., Молдогазиева Н.Т., Шайтан К.В. Динамическая протеомика в моделировании живой клетки. Белок-белковые взаимодействия // Успехи биол. химии. – 2009. – Т. 49. – С. 429–480.
15. Прилуцька С.В., Кічмаренко Ю.М., Богущька К.І., Прилуцький Ю.І. Фуллерен C₆₀ та його похідні як протипухлинні агенти: проблеми і перспективи // Біотехнологія. – 2012. – Т. 5, № 3. – С. 9–17.

ПРИМЕНЕНИЕ МЕДИЦИНСКИХ ЛИНЕЙНЫХ УСКОРИТЕЛЕЙ ЭЛЕКТРОНОВ ДЛЯ ВЫСОКОТЕХНОЛОГИЧНОЙ ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ

И.Г. Тарутин*, Е.В. Титович, Г.В. Гацкевич

*РНПЦ онкологии и медицинской радиологии им. Н.Н. Александрова
г. Минск, Беларусь 223040, Минск, П/о Лесной-2, +375172654707, *itarutin@tut.by*

Аннотация: Высокотехнологичная лучевая терапия на ускорителях электронов является сложным технологическим процессом, требующим высокой организации работ, правильного выбора количества устанавливаемых аппаратов в стране и отдельных регионах, а также высокой квалификации клинического и технического персонала, применяющего такую технологию облучения.

Abstracts: High technology radiotherapy on linear accelerators is complex technological process which requires the high work organization, correct choice of installation apparatus number in country and its regions and high qualification of clinical and technical staff using such technologies of patients irradiation.

Ключевые слова: ускорители электронов, лучевая терапия, высокие технологии.

Key words: electron accelerators, radiotherapy, high technologies.

Технические средства всегда определяли технологию и успехи лучевой терапии. Появление новой техники позволило внедрить сложные методики облучения пациентов, существенно улучшить терапевтический интервал поглощенных доз на мишень и окружающие нормальные ткани. Неудивительно, что широкое внедрение современных аппаратов является целью лучевых терапевтов всех стран мира.

Основными радиотерапевтическими аппаратами в настоящее время являются линейные ускорители электронов. Впервые примененные в лучевой терапии в начале пятидесятых годов, линейные ускорители к настоящему времени превратились в высокотехнологичные электрофизические установки со встроенными специальными суперсложными устройствами. Среди этих устройств следует в первую очередь выделить многопластинчатые диафрагмы с шириной пластин от 5 до 10 мм на уровне изоцентра), содержащие до 120 - 160 пластин (60 - 80 пар), каждая из которых автоматически управляется своим приводом, и которые предназначены для автоматического изменения конфигурации и размеров полей облучения. Аналогичные диафрагмы, но с более тонкими (до 2.5 мм на уровне изоцентра) устанавливаются на ускорителях, предназначенных для стереотаксического облучения. Ускорители комплектуются также специальными матричными детекторами для контроля положения пациентов на лечебных столах, а также для регистрации распределений дозы при облучении пациентов фотонами. На штативах ускорителей размещаются устройства рентгеновского контроля положения пациентов на лечебных столах перед началом и во время облучения, а также системы 4D -облучения пациентов.

Кроме универсальных ускорителей электронов, составляющих основной парк выпускаемых радиотерапевтических аппаратов, в последние годы появились несколько типов новых ускорителей, осуществляющих лучевую терапию по другим принципам облучения. Среди них следует выделить аппараты, осуществляющие спиральное облучение мишеней: “Tomotherapy HD” и “VERO”, роботизированный ускоритель “Ciberknife”.

ускорители для интраоперационного облучения пучками электронов “Mobetron”. Начали шире внедряться в клиническую практику ускорители протонов.

Оснащенность различных стран мира медицинскими линейными ускорителями электронов приведена в таблице 1 [1].

Таблица 1. Оснащенность ускорителями разных стран мира

Страна	Население x 10 ⁶	К-во центров лучевой терапии	Линейные ускорители	Дистанцион- ные гамма- аппараты	К-во ускорителей на 10 ⁶ населения
США (2007)	301,62	2400	4400	100	14,6
Япония	127,77	800	900	60	7,04
Германия	82,31	220	410	34	4,98
Франция	61,7	180	380	20	6,16
Великобритания	60,8	160	300	23	4,93
Голландия	16,4	21	88	0	5,36
Россия	142,07	140	100	250	0,7
Беларусь	9,4	15	12	18	1,28 (1,06)

Появление новых современных ускорителей позволило применить сложные высокотехнологичные методы облучения:

- 3D CRT – конформное облучение;
- IMRT – облучение с модулированной интенсивностью;
- IMAT – подвижное облучение с модулированной интенсивностью;
- 4D – облучение, синхронизированное с дыханием пациентов;
- SRS – стереотаксическая радиохирургия и радиотерапия;
- IORT – интраоперационная лучевая терапия.
- IGRT – лучевая терапия под рентгеновским контролем.

Все эти методы направлены на уменьшение объемов облучения нормальных тканей, окружающих мишень, и уменьшение в них поглощенной дозы. Следует отметить, что ускорители являются только главной составной частью радиотерапевтических комплексов, включающих также аппараты для проведения предлучевой подготовки пациентов, а также дозиметрическое оборудование для точной реализации выбранных планов облучения.

В итоге реализация высокотехнологичных методов облучения на ускорителях позволила резко увеличить градиенты спада дозы за пределами мишени и в некоторых случаях даже отказаться от оперативного удаления опухолевых очагов.

Улучшение диагностики и выявление опухолей на ранних стадиях привело к уменьшению размеров облучаемых очагов и, соответственно, к более широкому применению методов стереотаксического облучения.

Однако, применение высокотехнологичных методик облучения привело к существенному увеличению времени сеанса и подготовки пациентов к нему. Это происходит за счет увеличения числа полей, введением рентгеновского контроля за положением пациентов на лечебных столах ускорителей, обязательной дозиметрической проверки настройки ускорителя на каждый вид облучения, фиксации пациентов на лечебном столе аппарата.

Международный опыт применения высоких технологий в лучевой терапии рекомендует следующую среднюю продолжительность фракций [2]:

- продолжительность первой фракции - 20 мин.
- продолжительность лечения 1 пациента при традиционной лучевой терапии -15 минут.
- продолжительность лечения 1 пациента при 3D конформной лучевой терапии -20 минут.
- продолжительность фракции при лучевой терапии с модуляцией интенсивности

излучения (IMRT) или лучевой терапии под контролем визуализации (IGRT) - 25 мин.

- продолжительность фракции при лучевой терапии с контролем дыхания - 35 мин.
- стереотаксическое облучение: процедуры обеспечения качества - 60 мин.
- стереотаксическое облучение на линейном ускорителе: 1 изоцентр - 40 мин., каждый дополнительный изоцентр - 20 мин.
- тотальное облучение тела - 1 час.
- интраоперационная лучевая терапия - 2 часа.

Простой расчет максимальной загрузки линейных ускорителей в клинических учреждениях показывает, что при применении только высоких технологий облучения за две смены работы аппарата в день можно пролечить не более 40 пациентов (по российским данным – 38). Похожие цифры приведены в публикациях и других стран [3,4].

В то же время регулирующие органы требуют от клиник максимального увеличения числа пролеченных в день пациентов, нуждающихся в высокотехнологичной лучевой терапии. В Республике Беларусь Министерство здравоохранения издало приказ о работе высокотехнологичных радиотерапевтических комплексов в выходные и даже праздничные дни. Аналогичные требования наблюдаются и в других странах СНГ. Сюда же следует отнести и стремление пациентов получать лучевую терапию только на современных аппаратах.

Расчет показывает что:

- при проведении высокотехнологичного облучения у 60% пациентов, а у остальных при использовании более простых методик за две смены можно облучить не более 64 пациентов.
- при проведении высокотехнологичного облучения у 20% пациентов, а у остальных при использовании более простых методик за две смены можно пролечить около 100 пациентов.

Как правило, в большинстве стран СНГ на медицинских ускорителях ежедневное количество пациентов, получающих лучевую терапию, превышает 60 человек, обычно 75-80. Такая нагрузка на аппараты не позволяет проведение всем высокотехнологичных методик облучения. Поэтому значительная часть пациентов лечится только по методике простого конформного облучения или по методикам, перенесенным с гамма-терапевтических аппаратов.

Отсюда можно сделать вывод, что высокотехнологичное облучение пациентов и облучение как можно более высокого их количества противоречат друг другу и одновременно реализованы быть не могут. Следует также учесть технические эксплуатационные возможности линейных ускорителей, которые чаще выходят из строя при нагрузках превышающих 60 – 70 пациентов в день. Здесь не учтено время для проведения контроля качества работы ускорителей и их дозиметрической проверки.

Какой выход из создавшегося положения? Это увеличение числа ускорителей в клиниках и в странах в целом. Мы не можем принимать во внимание количество ускорителей на один миллион населения в США, где оно превышает 14. В разных странах Европы рекомендуется использовать 5-8 ускорителей на один миллион населения. В Российской Федерации рекомендовано иметь не менее 5 ускорителей на один миллион населения [2]. Наши расчеты показали такую же цифру для Республики Беларусь [5]. В большинстве клиник стран СНГ отсутствуют необходимые помещения для установки такого количества ускорителей, и вряд ли в ближайшие годы эта ситуация изменится. Но мы считаем необходимым в любой онкологической или радиологической клинике иметь пока не менее 2-х одинаковых высокотехнологичных ускорителей. Это позволяет в случае выхода из строя одного из них переводить пациентов на второй аппарат без дополнительной предлучевой подготовки и перерасчета условий облучения на системах планирования.

Высокотехнологичная лучевая терапия на современных ускорителях электронов требует и высокой квалификации обслуживающего клинического и технического персонала. Необходимо обязательно включать в задания на закупку радиотерапевтических комплексов пункты по обучению врачей и физиков в ведущих онкологических центрах Европы по всем

аспектам технологического процесса лучевого лечения. Наш опыт показывает, что внедрение сложных методик облучения на первом появившемся в клинике ускорителе занимает время около одного года после введения аппарата в эксплуатацию. Практически каждая новая сложная методика должна отдельно изучаться врачами и физиками в тех центрах, где они широко применяются. Конечно при установке второго и последующих ускорителей ситуация существенно упрощается.

В заключение можно отметить, что высокотехнологичная лучевая терапия на медицинских ускорителях электронов является весьма сложной, трудоемкой, дорогой, времязатратной и требует увеличения количества врачей и физиков для ее осуществления. И врачи и физики, ее применяющие, должны быть единым коллективом, равно ответственным за результат лечения пациентов. Только тогда можно надеяться на существенное повышение эффективности лучевой терапии с помощью современных медицинских линейных ускорителей электронов.

1. Костылев В.А. Анализ состояния радиационной онкологии в мире и в России//Медицинская физика. – 2009. - №3. – С.5-20.
2. Бойко А.В., Виноградов В.М., Гулидов И.А. и др. Клинические аспекты обеспечения качества лучевой терапии/ Рекомендации Российской ассоциации терапевтических радиационных онкологов (РАТРО). Под редакцией Черниченко А.В., Филимонова А.В./Москва. – 2008. - С. 11 - 18.
3. Cornbleet M.A., Birrell J., Black L. etc. Radiotherapy activity Planning for Scotland 2011 – 2015/Report of the Radiotherapy Activity Planning Group. - 2008. - P. 35.
4. Radiation Protection in the Design of Radiotherapy Facilities// Safety Report Series No. 47. - IAEA. - 2006. - P. 5.
5. Тарутин И.Г., Гацкевич Г.В. Принципы технического обеспечения лучевой терапии в XXI веке// Украинский Радиологический журнал. – 2007. - №2. -С. 202 – 205.

КОНТРОЛЬ ДОЗИМЕТРИЧНИХ ПАРАМЕТРІВ МЕДИЧНИХ ЛІНІЙНИХ ПРИСКОРЮВАЧІВ

Т.Г. Підлубна*, В.В. Мамчур, Ю.М. Кісіль, Л.О. Підгорна, Б.О. Ботвиновський

*Клінічна лікарня «Феофанія», Всеукраїнський центр радіохірургії, вул. Академіка
Заболотного 21, Київ, Україна, 03680; +38(044)2596364; tpidlubna@ukr.net*

Анотація. Процедури контролю параметрів медичних лінійних прискорювачів необхідно проводити з певною періодичністю. Крім перевірки механічних характеристик контролюються також і дозиметричні. В роботі представлено результати по збору дозиметричних даних та по впровадженню процедур контролю дозиметричних параметрів апаратів.

Аннотация. Процедуры контроля параметров медицинских линейных ускорителей должны проводиться с определённой периодичностью. Наряду с проверкой механических параметров контролируются также и дозиметрические характеристики. В работе представлены результаты по сбору дозиметрических данных и по внедрению процедур контроля дозиметрических параметров аппаратов.

Abstract. Quality control parameters of medical linear accelerators have to conduct at regular intervals. Both mechanical and dosimetric parameters should be checking. This paper presents the results of the commissioning and implementation of dosimetric quality control procedures.

Ключові слова. Лінійні прискорювачі, збір дозиметричних даних, процентна глибинна доза, профілі пучків, фактори виходу, контроль якості.

Ключевые слова. Линейные ускорители, сбор дозиметрических данных, процентная глубинная доза, профили пучков, факторы выхода, контроль качества.

Key words: Linear Accelerators, commissioning, PDD, profiles, outputs, quality control.

Вступ. Сучасна променева терапія відноситься до високих медичних технологій та є одним з ефективних методів лікування злоякісних новоутворень. Застосування лінійних прискорювачів, оснащених багатопелюстковими коліматорами, системами візуалізації та спеціальним програмним забезпеченням дозволяє реалізовувати не тільки 3Д конформну променеву терапію, але й такі технології, як променеву терапію під контролем зображень, променеву терапію з модульованою інтенсивністю дози, радіохірургію.

Процедури контролю якості для медичних лінійних прискорювачів призначені гарантувати, що відхилення характеристик апарата є незначними відносно базових величин, які встановлені при процедурах тестування апарата після інсталяції та процедурах збору дозиметричних даних. Параметри лінійних прискорювачів можуть змінюватись з часом поступово, при заміні основних вузлів апарату або в силу непередбачуваних ситуацій. Тому систематичний контроль як механічних, так і дозиметричних параметрів лінійних прискорювачів дуже важливий для забезпечення якості променевої терапії [1].

Матеріали і методи. Збір дозиметричних даних проводився для пучків фотонів 6 та 18 MeV високоенергетичних лінійних прискорювачів Clinac iX та Novalis Tx (Varian). Виміри дозних розподілів виконувались у великому водному фантомі MP3 (PTW Freiburg) іонізаційними камерами semiflex з робочим об'ємом $0,125 \text{ cm}^3$ та напівпровідниковими діодами. Процентні глибинні дози та профілі вимірювались для квадратних полів 1, 2, 3, 4, 6, 8, 10, 12, 15, 20, 25, 30, 35, 40 см. Профілі пучків були виміряні на глибинах максимуму (1,4 см для 6 MeV та 3 см - для 18 MeV), 5, 10, 20, 30 см. Фактори виходу отримані для всіх квадратних та прямокутних полів від 1 до 40 см. Збір та аналіз даних проводився за допомогою програмного забезпечення Mephysto mc². Виміри факторів виходу та коефіцієнтів пропускання багатопелюсткових коліматорів Millenium 120 та HD 120 проводились на глибині 10 см [2].

Фотонні пучки калібрувались згідно протоколу МАГATE № 398 у великому водному фантомі в референтних умовах камерою Farmer з робочим об'ємом 0.6 cm^3 . Абсолютна доза розраховувалась з урахуванням поправочного коефіцієнта на температуру та тиск повітря, коефіцієнтів при зміні полярності напруги та рекомбінації іонів [3].

Щоденні перевірки стабільності монітора дози виконувались з використанням приладу LinaCheck. Щомісячні перевірки симетрії та рівномірності (flatness) стандартних полів та параметрів динамічних клінів проводились за допомогою матриці іонізаційних камер 2D-ARRAYseven29. Результати аналізувались у програмі MultiCheck.

Щоквартальні тести виконувались у великому водному фантомі та включали в себе калібровку фотонних пучків, перевірку поздовжніх (inplane) та поперечних (crossplane) профілів для полів $10 \times 10 \text{ cm}$ та $20 \times 20 \text{ cm}$ на різних глибинах, контроль процентної глибинної дози для поля 10×10 .

Щорічна перевірка проводиться за допомогою аналізатора дозного поля та містила повний збір дозиметричних даних, аналогічними збору даних для комп'ютерної системи планування.

Результати та обговорення. В відділенні променевої терапії ВЦРХ були інстальовані два високоенергетичних лінійних прискорювача Clinac iX та Novalis Tx. На етапі тестів-прийомки обладнання було поставлено вимогу щодо подібності дозиметричних параметрів обох апаратів (Таб.1). Налаштування механічних та дозиметричних параметрів апаратів мають відповідати референсним значенням в межах зазначеного інтервалу. Це дає можливість оптимізувати процедури контролю та, якщо апарати подібні, знімає необхідність перерахунку лікувального плану вразі поломки одного із прискорювачів [4].

Був зібраний пакет дозиметричних даних для введення в комп'ютерну систему планування Eclipse: процентні глибинні дози та профілі пучків для квадратних полів, фактори виходу для квадратних і прямокутних полів, коефіцієнти пропускання багатопелюсткових коліматорів. Дані прийняті як референсні.

Для контролю відповідності початковим параметрам та перевірки стабільності пучків були розроблені тести та протоколи періодичних дозиметричних перевірок.

Таблиця 1. Характеристики пучків фотонів 6 MeV та 18 MeV поля 10x10 двох лінійних прискорювачів.

	6 MeV		18 MeV	
	Clinac iX	Novalis Tx	Clinac iX	Novalis Tx
R _{max}	14.03 мм	14.0	30.03	30.02
R ₅₀	151.56 мм	150.96	213.15	210.54
D _{10 CM}	66,5 %	66.09	79.57	78.92
D _{20 CM}	38.2 %	37.92	52.75	52.27
QI	0.6668	0.6661	0.7810	0.7801

Перевірка абсолютної дози пучків фотонів проводилась щомісячно на протязі перших 6 місяців роботи лінійних прискорювачів. Було виявлено, що значення змінюється на $\pm 1,5\%$. Після 8 місяців роботи апаратів відмічалась стабілізація значень абсолютної дози на рівні $\pm 0,6\%$. Це дозволило збільшити період між процедурами проведення абсолютної дозиметрії. Для розрахунку абсолютної дози ми використовуємо таблиці, рекомендовані МАГАТЕ згідно протоколу № 398.

Для щомісячних перевірок характеристик стандартного поля 20x20 та динамічних клинів у відділенні використовується матриця детекторів 2D-ARRAY. Аналізується рівномірність та симетрія поля для енергій 6 та 18 MeV та фактори клинів (Рис.1). Згідно з тестами прийомки для профілів пучків відхилення у значенні симетрії має бути до 2%, рівномірності - до 3%.

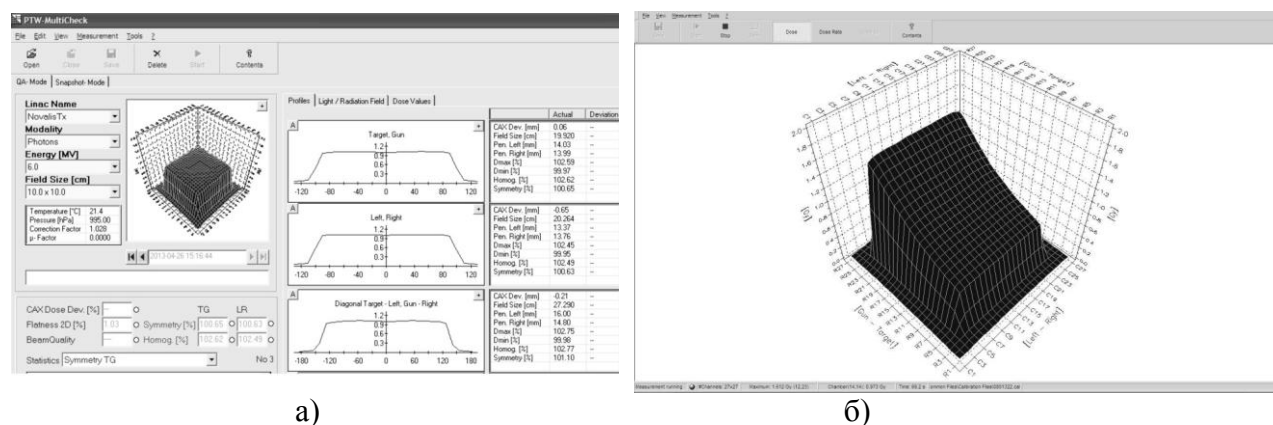


Рис. 1. а) Аналіз стандартного поля за допомогою програмного забезпечення MultiCheck; б) розподіл дози при використанні динамічного клину (програма MatrixScan).

Щоквартальні тести проводились із використанням великого водного фантома. Під час вимірів полів 10x10 см та 20x20 см після року експлуатації лінійного прискорювача спостерігалось відхилення значення симетрії та рівномірності у поперечному профілі на 1,5% відносно значень, отриманих при процедурах введення в експлуатацію. При цьому у поздовжньому профілі не було суттєвих відхилень.

Щорічна перевірка проводиться за допомогою аналізатора дозного поля. Аналіз отриманих даних показав відсутність значних відхилень від референсних значень.

Таким чином регулярний контроль дозиметричних параметрів гарантує своєчасне виявлення відхилень від стандартних значень та забезпечення коректного підведення дози опромінення.

1. Eric E. Klein, Joseph Hanley, John Bayouth, Fang-Fang Yin, William Simon. Quality assurance of medical accelerators: Report of the TG-142 of the Therapy Physics Committee of the AAPM // Med. Phys. - 2009. - № 36 (9). - P. 4197-4212.

2. Indra J. Das, Chee-Wai Cheng, Ronald J. Watts, Anders Ahnesjö. Accelerator beam data commissioning equipment and procedures: Report of the TG-106 of the Therapy Physics Committee of the AAPM// Med. Phys.- 2008 - № 35 (9). - P. 4186-4215.

3. Определение поглощенных доз при дистанционной лучевой терапии. Серия технических докладов № 398./ Международное агентство по атомной энергии. - Вена, 2004. - С. 73-91

4. J.R. Bhangale, V.K. Sathiya Narayanan, N.K. Kumar, R. Vaitheeswaran. Dosimetric analysis of beam-matching procedure of two similar linear accelerators.// Journal of Medical Physics. - 2011. - № 36 (3). - P. 176–180.

ОЦІНКА ДОДАТКОВОГО ДОЗОВОГО НАВАНТАЖЕННЯ НА ПАЦІЄНТА ПІД ЧАС ПРОВЕДЕННЯ ПОЗИЦІОНУВАННЯ ПРИ ЛІКУВАННІ СИСТЕМОЮ КІБЕРНІЖ

Л.І. Асламова¹, Є.В. Грабовська¹, С. М. Лучковський², Н.В. Меленевська¹

1) Київський національний університет імені Тараса Шевченка*

2) МЦ «Кіберклініка Спіженка»

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

Анотація. В роботі представлено оцінку додаткового дозового навантаження на пацієнта під час підготовчих процедур (позиціонування) перед проведенням променевої терапії системою КіберНіж.

Аннотация. В работе представлено оценку дополнительной нагрузки на пациента во время подготовительных процедур (позиционирование) перед проведением лучевой терапии системой КиберНож.

Abstract. The additional exposure dose during the positioning the patient before CyberKnife therapy beginning was estimated.

Ключові слова: КіберНіж, доза опромінення, позиціонування пацієнта, променева терапія.

Ключевые слова: КиберНож, доза облучения, позиционирование пациента, лучевая терапия.

Key words: CyberKnife, exposure dose, patient positioning, X-ray therapy.

Вступ

КіберНіж – сучасна радіо хірургічна система для ефективного лікування ракових пухлин. КіберНіж моделі CyberKnife G4 дозволяє проводити безопераційне лікування пухлин розташованих в недоступних для традиційної хірургії місцях. Система повністю роботизована та включає маніпулятор з 6-ма ступенями вільності, а також 6 MeV лінійний прискорювач. Лінійний прискорювач містить 12 коліматорів пучка (5-60 мм) з відстанню між джерелом випромінювання до центру мішені – 80 см. Під час променевої терапії пацієнт розташовується на дистанційно-керованому столі, з п'ятьма ступенями вільності, і також система відслідковування мішені, яка складається з двох стандартних керованих генератора рентгенівського випромінювання і двох аморфних силіконових плоско-панельних детекторів, які традиційно називають камери А та В. Камери системи відслідковування мішені вмонтовані перпендикулярно в стелю процедурної кімнати, тоді як в її підлогу монтуються відповідно аморфно-силіконові детектори. Отримані зображення від двох камер опрацьовуються програмним забезпеченням, яке використовує алгоритм реєстрації зображення, для відслідковування мішені, тобто відбувається розрахунок зсуву та ротації мішені під час терапевтичної процедури [1]. В системі CyberKnife G4 має три методики відслідковування мішені, які використовуються в клінічній практиці для внутрішньочерепного та зовнішньочерепного візуального контролю. Нормуючий метод відслідковування використовується для зовнішньочерепних маніпуляцій з використанням

рентгенконтрастних маркерів, імплантованих у м'які тканини, які оточують мішень [2]. Так званий, черепний метод відслідковування розроблений для внутрішньочерепних маніпуляцій, та полягає у реєстрації положення нерухомого тіла з відповідним маркуванням на кістках голови пацієнта [3]. Метод Xsight-Spine для відслідковування локалізації пухлин у спинному мозку, базується на реєстрації рухомого тіла з відповідним маркуванням на кістках хребта [4].

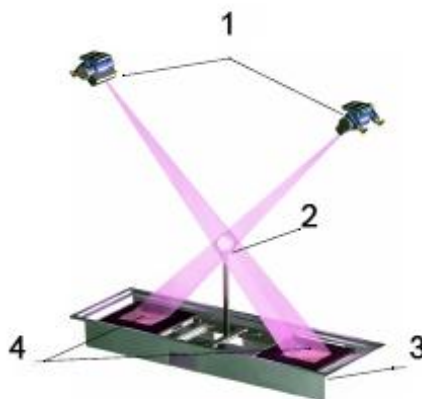


Рис. 1 Система відслідковування мішені КіберНіж: 1 – джерело випромінювання, 2 - штатив з калібруючим пристроєм, 3 – основа, 4 - цифрові приймачі.

Оскільки, власне терапевтична процедура системою CyberKnife базується на принципі візуального контролю, окрім безпосереднього, описаного вище, попереднього сканування позиціонованого пацієнта перед променевою терапією, в сумарне дозове навантаження на пацієнта вносить вклад також планування терапевтичної процедури для ділянки-мішені з використанням осьового комп'ютерного томографічного скану (КТ). Метою даних досліджень була оцінка додаткового навантаження, що створюється при відслідковуванні локалізації положення мішені (отримання візуальних сканів) для послідовного лікувального опромінення пацієнта.

Матеріали та методи

Експерименти проводилися з використанням системи CyberKnife G4 8.5. Дозу опромінення антропометричного наборного фантому тіла людини вимірювали дозиметром PTW Unidose (електрометр) з іонізаційною камерою Фармера (Farmer 30013). Наборний фантом PTW RW3 Slab Phantom складався з полістерену (polystyrene C_8H_8 з домішкою 2% TiO_2 (двоокис титану), густина $\rho=1.045$ гр/см³). У перерахунку товщини фантому на товщину водного шару $x=1/1,045\approx0,96$ (см). Під час експерименту камера Фармера знаходилась на однаковій висоті від стола. В ході дослідження використовувалось стандартне програмне забезпечення CyberKnife. Величину кулонівського заряду, який утворюється в камері Фармера під дією гамма-пучка, вимірювали за допомогою електрометра. Формула перерахунку кулонівського заряду в дозових одиницях:

$$D_w=k_F\cdot k_Q\cdot N_w\cdot M,$$

де D_w - глибокофокусне випромінювання при напрузі на трубці 100 – 300 кВ,

$$D_w=k_Q\cdot N_w\cdot M,$$

те саме, при напрузі на трубці 10 – 100 кВ.

Схема експерименту наведена нижче:

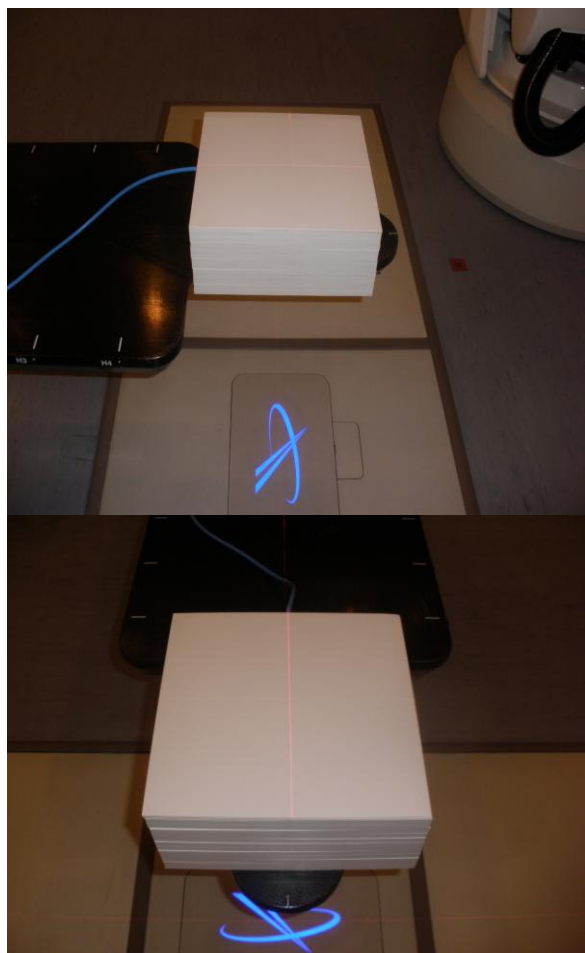
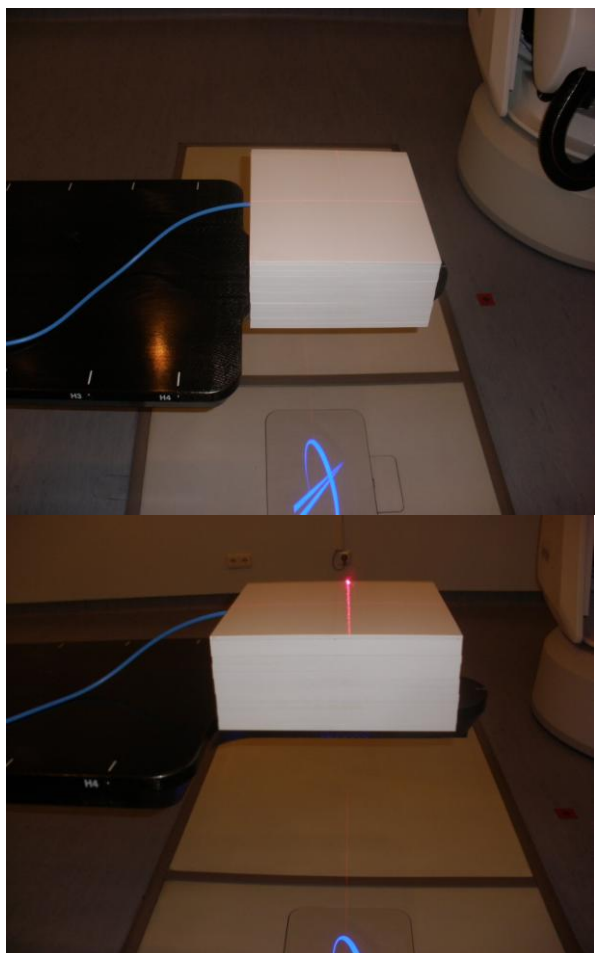


Рис.2 Схема розташування камери Фармера під час вимірювань в наборному фантомі тулуба людини.

Результати досліджень

Вимірювання проводились при максимальній постійній напрузі на трубці 120 кВ. Результати вимірювань графічно представлені на рис. 3.

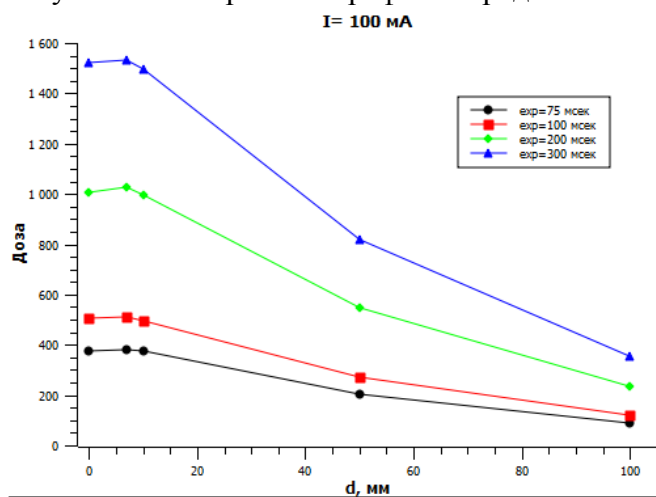


Рис.3.1 Залежність дози опромінення від товщини фантому при величині струму на трубці 100 мА

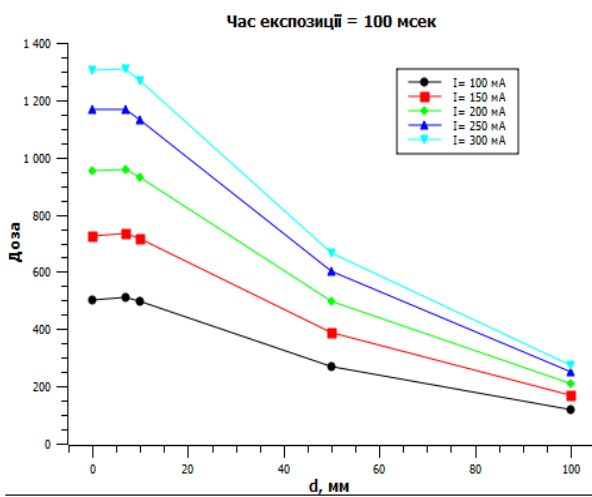


Рис.3.2 Залежність дози опромінення від товщини фантому при експозиції на трубці 100 мсек.

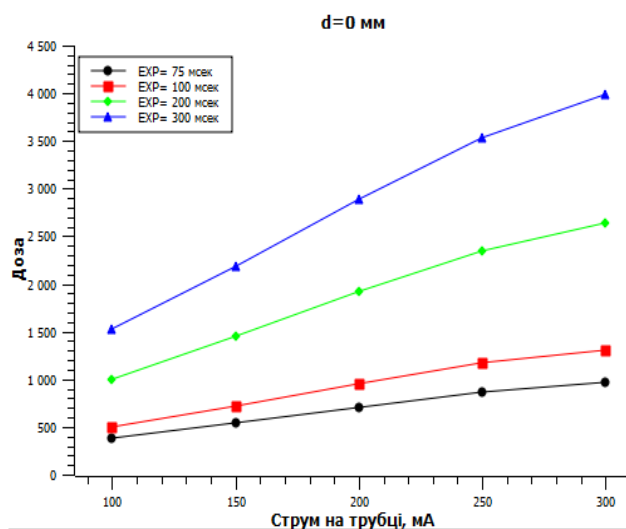


Рис.3.3 Залежність дози опромінення від величини струму на трубці при товщині фантому $d=0$ мм.

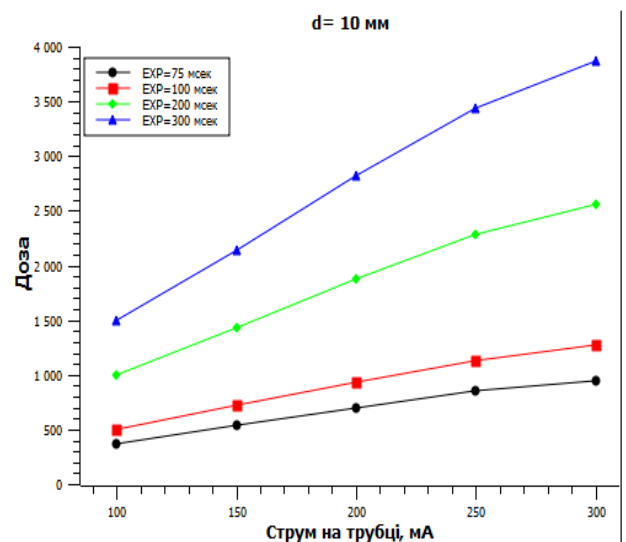


Рис.3.4 Залежність дози опромінення від величини струму на трубці при товщині фантому $d=10$ мм.

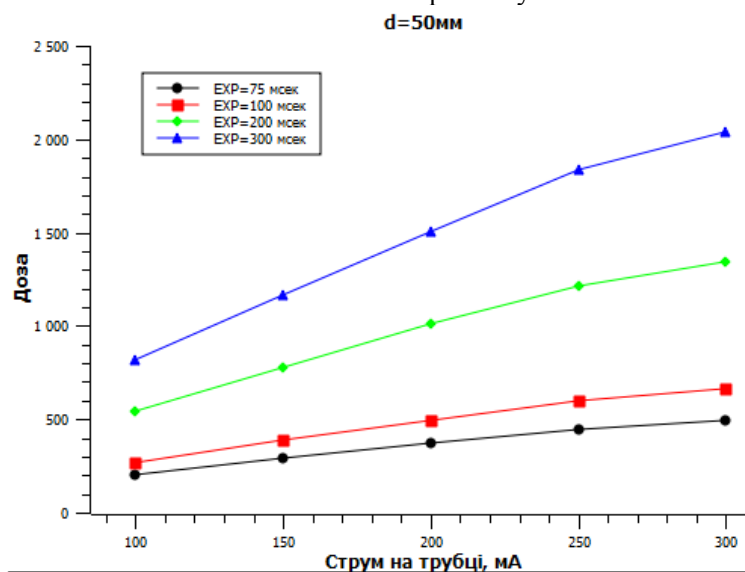


Рис.3.5 Залежність дози опромінення від струму на трубці при товщині фантому $d=50$ мм.

Отримана відносна доза, що отримується пацієнтом під час позиціонування узгоджується з результатами отриманими іншими авторами [5,6]. В ході експериментальних досліджень, були виміряні відносні величини доз, отриманих при додатковому дозовому навантаженні на пацієнта в процесі позиціонування, які надалі будуть використані для оцінки абсолютних величин для наступного порівняння їх з терапевтичними дозами, що призначаються лікарем та визначено частку зазначеного навантаження. Таке визначення дозволить вирішити питання про врахування додаткового опромінення до сумарної терапевтичної дози та коректно вибрати характеристики системи позиціонування з метою оптимізації додаткового дозового навантаження на пацієнта.

1. Fu D., Kuduvalli G. A fast, accurate and automatic 2D–3D image registration for image-guided cranial radiosurgery // Med. Phys. - 2008. - №35. - P. 2180–2194.
2. Murphy M. J. Fiducial-based targeting accuracy for external-beam radiotherapy // Med. Phys. - 2002. - №29. - P. 334–44.
3. Fu D., Kuduvalli G., Mitrovic V., Main W., Thomson L. Automated skull tracking for the CyberKnife image-guided radiosurgery system // SPIE Medical Imaging: Image Processing (2005, San Diego, CA). - 2005. - P. 366–77.

4. Ho A. K., Fu D., Cotrutz C., Hancock S., Chang S., Gibbs I. R., Maurer C. Adler J. R. A study of the accuracy of spinal radiosurgery using skeletal structure tracking // Neurosurgery (Operative Neurosurgery). – 2007. - №60. – P. 147–56

5. Canbolat A. Investigation of Surface Dose from Imaging Units of (Belonging) Cyberknife Robotic Radiosurgery // Proceedings “Advancing Radiation Oncology: A collaborative Forum”. – 2012.

6. Murphy M., Balter J., Balter S. et.al. The management of imaging dose during image-guided radiotherapy: Report of the AAPM Task Group 75 // Medical Physics. – 2007. – Vol.34. – P.4041-4062.

ФИЗИКА И МЕДИЦИНА – ОТ ПРОШЛОГО К БУДУЩЕМУ

А.П. Черняев^{1,2,*}, С.М. Варзарь¹, М.В. Загоруйко²

1) Физический факультет Московского государственного университета
имени М.В. Ломоносова,

2) Научно-исследовательский институт ядерной физики имени Д.В. Скобельцына,
*Россия, 119991, Москва, Ленинские горы, д.1, стр. 2, +7(495)939-38-89,
chernyaev@rector.msu.ru

Аннотация. В настоящем обзоре описывается многовековая связь физики и медицины. Приведены примеры исследований врачей, которые привели к открытиям законов физики. Отражены достижения физики, нашедшие широкое применение в медицине. Показан вклад отечественной науки в развитии физических методов лечения и диагностики.

Abstract. In this review describes the centuries-old connection physics and medicine. Examples of researches of doctors which led to opening of laws of physics are given. The achievements of the physics which have found broad application in medicine are reflected. The contribution of domestic science in development of physical methods of treatment and diagnostics is shown.

Ключевые слова: медицинская физика.

Keywords: medical: physics.

На всем своем пути формирования и развития физика шла рядом с медициной. Уже в глубокой древности медицина, наряду с лекарствами, использовала такие физические факторы, как механические воздействия, тепло, холод, звук, свет. Врачи искали возможности лечения болезней и фактически становились учеными-естествоиспытателями, открывали законы природы и вводили понятия, из которых складывался фундамент физики. В свою очередь ученые в своих работах исследовали человека.

Римский врач и философ Гален (129-217 гг.) еще во втором веке заложил основы науки о теплоте, ввел в науку такие понятия как «температура» и «градус». Знаменитый Леонардо да Винчи (1452-1519 гг.) проводил исследования механики передвижения человеческого тела. Этот факт дал основание назвать его первым медицинским физиком. Таких примеров можно привести много, но в древние и средние века временное расстояние между ними было велико, составляя столетия.

Примерно с шестнадцатого века интервалы времени между открытиями в естественных науках начали уменьшаться. Исследования Галилео Галилея и Исаака Ньютона фактически совершили революцию и привели к рождению физики как самостоятельной науки. Большинство естествоиспытателей в этот период времени работали одновременно в области математики, физики, химии, биологии и медицины. Однако наиболее плодотворно физика и медицина стали взаимодействовать с конца XVIII, начала XIX веков, когда физика обогатилась открытиями электричества и электромагнитных волн, исследованиями движения жидкости.

Понятия температуры, массы тела, механические свойства крови как вязкой и текучей жидкости, ряд оптических и акустических понятий и явлений одновременно были введены в

обиход, изучались и использовались на практике как физиками, так и врачами того времени. Причем медицина в значительной степени задавала тон развитию физики.

Профессор Болонского университета Л. Гальвани (1737 –1798 гг.), изучая сокращение мышц лягушки под действием электричества, обнаружил, что сокращение происходит и в случае, когда мышца помещена между двумя различными металлами. Это привело к созданию другим физиком А. Вольты гальванических элементов – хорошо известных в настоящее время батареек.

В Европе и России появляется такой метод врачевания, как электролечение. Первые упоминания применения методов электролечения в медицине в России относятся к городу Богородицку Тульской губернии, а также к Старо-Екатерининской больнице в подмосковье (ныне ГУ МОНИКИ им. М.Ф. Владимирского). В ней в 1793 году, спустя всего два года после публикации открытия «животного электричества» Л. Гальвани, была применена «электрическая динамо-машина с лечебной целью».

Изучая физику и медицину в 1792-1793 году один из самых талантливых современников и фаворитов Императрицы Екатерины II, ученый и управляющий по предписанию Екатерины II Богородицкой и Бобриковской волостями А.Т. Болотов собственноручно пишет и издает такие труды, как «Краткий электрический лечебник» и «История моего электризования и врачевания разных болезней оным».

Французский ученый Ж.Л. Пуазейль, занимавшийся физическими аспектами кровообращения, установил связь между потоком жидкости, радиусом и давлением. Он впервые применил ртутный манометр для измерения давления крови в артерии животного. Английский физик и врач Т. Юнг установил, что аккомодация обусловлена изменением кривизны хрусталика глаза. Он обогатил науку известными исследованиями в физике, особенно исследованиями в волновой теории света и теории упругости. Важная константа в теории упругости называется модулем Юнга. Им предложен принцип суперпозиции волн, объясняющий явление интерференции звука и света. Т.Юнг развил теорию трехкомпонентного цветного зрения, истоки которой связаны с именем М.В. Ломоносова. Закон сохранения энергии первым сформулировал немецкий врач-естествоиспытатель Ю.Р. Майер, рассчитав коэффициент эквивалентности механической работы и теплоты. Другой немецкий врач и физик Г.Л.Ф. Гельмгольц математически обосновал закон сохранения энергии, показав его всеобщий характер. Он является автором фундаментальных трудов по физике, биофизике, физиологии, психологии. На стыке физики и медицины работали и другие известные ученые: Г. Мюллер, Г. Магнус, Э. Дюбуа-Реймон, Э. Марей, Г. Дюлонг, Л. Герман, Д. Рэлей.

Многие открытия физиков практически сразу находило применение в медицине. Например, линзы использовались для создания очков, микроскопов; электрический ток, электрическое и магнитное поле, как уже отмечалось, стали широко применяться в физиотерапии; на основе использования магнитного поля были разработаны масс-спектрометры и томографы; отличие линейного расширения различных веществ было положено в основу создания термометров для измерения температуры тела. Достижения физики позволили создать приборы для измерения артериального давления; кардиографы для обследования сердца; успешно применить лазерное и рентгеновское излучение в диагностике и терапии. Совместными усилиями физики и медики добились результатов, которые неоднократно были отмечены престижными наградами. В медицинскую практику прочно вошли методы ультразвуковых исследований (УЗИ), использующих отражение звука (эхо), эффект Доплера и т.д. К развитию новых медицинских методов привело создание лазера.

Революционную роль в медицине сыграло обнаружение рентгеновских лучей, открывшее человеку мир атома и атомного ядра и удостоенное в 1901 году первой Нобелевской премии по физике. Открытие физиками новых изотопов и элементарных частиц, исследование их свойств, создание ядерных реакторов и ускорителей привело к возникновению лучевой терапии и ядерной медицины. При этом интересно, что первенство в

изобретении такого уникального аппарата как гамма-нож принадлежит шведскому врачу – профессору нейрохирургу Л. Лекселу. На основе регистрации излучения от радиоактивных изотопов был создан прибор для диагностики и визуализации внутренних органов – гамма - камера.

В 1946 году Блохом и Парселом было открыто явление ядерно-магнитного резонанса (ЯМР), которое впоследствии нашло применение при визуализации внутренних органов. За работы в области ЯМР томографии физиками, медиками и химиками были получены 5 Нобелевских премий. В шестидесятые годы А. Кормаком и Г. Хаунсфилдом (лауреаты Нобелевской премии 1979 года) был разработан рентгеновский компьютерный томограф, позволяющий с помощью рентгеновского излучения осуществлять послойное сканирование внутренней структуры объекта и получать объемные рентгеновские снимки. В настоящее время в медицине широко применяются такие высокотехнологичные физические приборы как лазеры, гамма – камера, компьютерные (ОФЭКТ, КТ), МРТ, ПЭТ томографы, установки для стереотаксической хирургии (гамма- и кибер – нож).

Связь между физикой и медициной ярко прослеживается на примере Московского университета. Долгие годы уже упоминавшиеся Старо-Екатерининская больница в Подмоскowie (в настоящее время МОНИКИ им. М.Ф. Владимирского) был лечебной базой московского университета, в которой широко использовалось и развивалось электролечение. Первое официально зарегистрированное «Российское медико-физическое общество» в России возникло именно при Московском Императорском Университете примерно в 1808 году, а вслед за ним и первый отечественный журнал по медицинской физике – «Российский медико-физический журнал», изданный секретарем общества, надворным советником медицины, профессором Иваном Венсовичем. Цель создания журнала и общества, как написано в первом выпуске журнала – «новейшие медико-физические открытия...» и помощь врачам в борьбе с заблуждениями и догмами «...мнимой трансцендентальной медицины». Московский университет сопричастен к созданию крупнейшего онкологического центра России – МНИОИ им. П.А. Герцена. Институт был основан при Московском университете в 1903 г. по инициативе выдающегося хирурга, профессора Московского университета Л.Л. Левшина и его ученика профессора В.М. Зыкова. В оборудовании института принимали активное участие великий русский физик П.Н. Лебедев, профессора Н.Д. Зеленский, В.С. Гулевич, М.Н. Никифоров и И.Ф. Огнев. Институт в подарок от Марии и Пьера Кюри получил один из первых препаратов радия, которые использовались для лечения больных. Первой в мире крупной монографией, посвященной радиобиологии и медицинской радиологии, стала книга русского ученого Е.С. Лондона «Радий в биологии и медицине» (1911).

В настоящее время стало очевидно, что физика и медицина взаимно дополняют друг друга. Медицина обосновывает смысл физических исследований, определяет приоритеты при их выполнении. Физика проникла в медицину настолько, что проведение многих высокотехнологичных медицинских процедур стало невозможным без участия физиков.

ЛИНЕЙНЫЙ УСКОРИТЕЛЬ VARIAN TRUE BEAM. НОВЫЕ ВОЗМОЖНОСТИ

С.В. Усичкин^{1*}, Г.Е. Ройтберг¹, Ц. Фукс², Ю.Э. Восканян¹, С.Н.Захаров¹

1) Онкологический центр Софья, ОАО «Медицина», Москва

2) Memorial Sloan-Kettering Cancer Center, New-York

** Онкологический центр Софья, ОАО «Медицина», 2-й Тверской-Ямской пер., 10, Москва, Россия, 125047; +(7) (495) 7757140, доб.2025; usychkin.s@medicina.ru*

Аннотация: линейный ускоритель TrueBeam имеет функциональные возможности и характеристики, которые были недоступны на медицинских линейных ускорителях предыдущего поколения.

Наиболее важной отличительной характеристикой является режим высокой мощности дозы без сглаживающего фильтра (FFF). Эта инновационная технология делает линейный ускоритель TrueBeam идеальной системой для однократного подведения высокой дозы (single-dose radiotherapy, SDRT) – одного из наиболее эффективных подходов для излечения опухолей в клинической практике онкологии.

Abstract: TrueBeam linear accelerator has unique functional characteristics and features which were unavailable in the linear accelerators of previous generations. One of the most important feature is high-intensity mode without flattening filter (FFF). This innovative technology makes TrueBeam linear accelerator an ideal system for single-dose radiotherapy which is one of the most effective approaches of curative tumor therapy available today.

Ключевые слова: линейный ускоритель, TrueBeam, арк-терапия с объемной модуляцией интенсивности, лучевая терапия, направляемая по изображению, режим без сглаживающего фильтра, лучевая терапия высокой разовой дозой.

Keywords: linear accelerator, TrueBeam, volumetric-modulated arc therapy, image-guided radiation therapy, flattening filter-free mode, single-dose radiotherapy.

Клиническая лучевая терапия базируется преимущественно на модели фракционирования дозы. Для создания лечебного плана и направления излучения в объем мишени применяются КТ-симуляция, в процессе которой происходит получение технических параметров для создания плана облучения на линейном ускорителе. Для укладки пациента на линейном ускорителе используются метки на коже пациента, нанесенные во время виртуальной КТ-симуляции. Однако, поскольку такой метод связан с высоким риском погрешностей позиционирования, особенно погрешностей в подведении дозы по краям опухоли, для обеспечения гарантированного покрытия опухолевого объема полями излучения к опухолевому очагу, определенному в процессе КТ-симуляции, добавляются края в 10-20 мм, захватывающие часть нормальных тканей вокруг опухоли. Из-за того, что нормальные ткани, попадающие в эти края, чувствительны к излучению, суммарная доза на опухолевый очаг разбивается на ряд фракций (ежедневных лечебных сеансов по 1,8-2,0 Гр), которые позволяют снизить риск лучевых повреждений нормальных тканей относительно лучевых повреждений опухоли. Методика фракционированной лучевой терапии до сих пор является методом выбора в более чем 98% центров лучевой терапии в мире. Основным недостатком фракционированного подхода в подведении дозы – это риск лучевых повреждений нормальных тканей, который для данного метода низок и составляет менее 5%, тем не менее, ограничивая возможности для подведения высоких канцерцидных доз к опухоли, снижая общую эффективность лучевой терапии и не позволяя достичь общего локального контроля опухоли более 65%. Так, например, в исследовании Sibley et al [1] у пациентов с неоперабельным немелкоклеточным раком легкого (НМРЛ) I стадии, получивших обычную фракционированную лучевую терапию в суммарной дозе от 50 до 80 Гр (1,8 – 2,5 Гр за фракцию у 87% пациентов), в 45% случаев отмечен рецидив заболевания, при этом у 42% пациентов – локальный рецидив облученной опухоли, 5-летняя общая выживаемость без НМРЛ, выживаемость без прогрессирования составили соответственно 13%, 32% и 28%. В другом исследовании Wisnivesky JP et al [2] 5-летняя частота выживаемости без рака легких у пациентов с I-II стадией заболевания, получивших стандартную фракционированную лучевую терапию в радикальной дозе, практически не отличалась от выживаемости в контрольной группе пациентов, не получавших лучевую терапию, и составила 15% и 10% для пациентов с I и II стадиями заболевания соответственно. Стандартом лечения таких пациентов является радикальная резекция легкого, которая позволяет достичь 5-летней выживаемости 65% у пациентов с I стадией заболевания [3] и 5-летнего локального контроля 78% [4].

Современное высокоточное оборудование для лучевой терапии позволяет эффективно и безопасно увеличить суммарную дозу облучения в опухолевом очаге и подвести ее за 1 или несколько сеансов (обычно не более 3-5 сеансов). Эта новая методика лучевой терапии,

получившая распространение начиная с начала 2000-х гг, имеет разные названия в литературе, такие как стереотаксическая радиохирургия (stereotactic radiosurgery, SRS), экстракраниальная стереотаксическая аблативная радиотерапия (stereotactic ablative body radiotherapy, SABR) и другие названия. В опубликованных систематических обзорах [5] исследований этой новой методики была продемонстрирована ее высокая эффективность и безопасность. У пациентов с НМРЛ I-II стадии частота локального контроля через 5 лет составила от 84% до 95%, что сопоставимо с результатами после радикальной резекции опухоли. Также высокие результаты локального контроля > 80-90% облученных опухолевых очагов были продемонстрированы у пациентов с олигометастазами в печень, легкие, с нерезектабельными первичными опухолями печени и поджелудочной железы, олигометастазами в кости скелета опухолей различных гистологических типов. В недавнем систематическом обзоре [6] исследований SABR при НМРЛ I-II стадии с центральной локализацией, традиционно считавшейся противопоказанием для лучевой терапии с высокой разовой дозой, была продемонстрирована высокая эффективность и безопасность схем гипофракционирования из 5-8 сеансов с разовой дозой 7,5-10 Гр у этой группы пациентов. Частота локального контроля составляет > 85%, 3-летняя выживаемость без рака легких 80-90%, при этом частота смертности от осложнений среди всех исследований составляет 2,7% и менее 1%, если биологически эффективная доза для поздно-реагирующих тканей < 210 Гр.

По нашему мнению, наибольшую клиническую эффективность имеет методика облучения высокой разовой дозой, так называемая single-dose radiotherapy (SDRT). Опубликованные клинические данные применения высокой дозы 24 Гр SDRT продемонстрировали превосходную высокую частоту локального контроля более 90% для всех типов опухолей, включая радиорезистентные для фракционированной лучевой терапии виды опухолей. Показатели выживаемости без локального рецидива статистически достоверно выше в группе пациентов, получивших SDRT > 22 Гр (82%) по сравнению с пациентами, получившими SDRT в дозе < 20 Гр (25%) ($p < 0,0001$). Кроме того, в группе пациентов, получивших SDRT > 22 Гр, высокие показатели локального контроля были достигнуты вне зависимости от гистологического типа опухоли ($p = 0,90$) [7].

Линейный ускоритель TrueBeam, допущенный для клинического применения в 2010 г., был специально спроектирован для того, чтобы устранить недостатки линейных ускорителей предыдущего поколения и оптимизировать внедрение в рутинную клиническую практику самых современных методик лучевой терапии, таких как лучевая терапия, направляемая по изображению (image-guided radiation therapy, IGRT) и арк-терапия с объемной модуляцией интенсивности излучения (volumetric-modulated arc therapy, VMAT). Это первый продукт нового класса медицинских линейных ускорителей, динамически синхронизирующих получение изображения опухоли в реальном времени, коррекцию положения пациента, компенсацию движений опухолевого объема, формирование апертуры пучка излучения и подведение дозы, проверку точности и автоматическую коррекцию непосредственно перед сеансом облучения и во время него. Первые данные о применении новой системы подтверждают новые возможности и новые стандарты лучевого лечения, недоступные в других существующих системах с возможностями IGRT:

- Погрешность позиционирования облучаемого объема на линейном ускорителе TrueBeam составляет менее 1 мм, что обеспечивается новыми алгоритмами синхронизации между процессом получения изображения, позиционирования и управления функциями аппарата.
- Автоматические системы контроля качества осуществляют проверки состояния узлов аппарата каждые 10 миллисекунд в течение всего сеанса лечения, непрерывно обеспечивая контроль качества функционирования системы и точность подводимой дозы излучения.
- Новая модель лечебного стола с 6 степенями свободы обеспечивает позиционирование пациента с субмиллиметровой точностью, что позволяет

корректировать положение облучаемого объема по изображению, получаемому в режиме реального времени.

- Режимы облучения без сглаживающего фильтра (flattening filter-free mode, FFF) для энергий пучков 6 и 10 МВ позволяют увеличить мощность дозы излучения почти в два раза по сравнению с существующими системами IGRT, значительно сокращая время облучения с использованием линейного ускорителя TrueBeam. Например, время сеанса радиохирургии опухоли головного мозга может быть уменьшено с 40-60 мин, которое достигается на других современных радиохирургических системах, до 5-8 мин на линейном ускорителе TrueBeam без потерь в качестве облучения. Сокращение времени сеанса облучения оставляет меньше времени для возникновения погрешностей, возникающих вследствие движения опухоли, что свойственно длительным сеансам облучения.
- Координированная автоматизация еще больше ускоряет лечение, позволяя почти в пять раз сократить затраты времени на получение изображения, позиционирование и подведение дозы. Например, длительность сеанса IMRT может быть уменьшена от 10-15 мин на стандартном оборудовании до менее 2 мин на линейном ускорителе TrueBeam.
- Режим лечения по методике арк-терапии с объемной модуляцией интенсивности излучения (volumetric-modulated arc therapy, VMAT) позволяет создать распределение дозы с высокой конформностью объему мишени и гомогенностью при значительном сокращении времени облучения за счет динамической модуляции интенсивности излучения, мощности дозы и скорости вращения гантри линейного ускорителя. Быстрая реконструкция КТ-данных в режиме реального времени, позволяющих определить положение опухоли во время сеанса лучевой терапии, позволяет провести автоматическую коррекцию положения пациента, если опухоль сместилась за время облучения.

Таким образом, линейный ускоритель TrueBeam имеет функциональные возможности и характеристики, которые были недоступны на медицинских линейных ускорителях предыдущего поколения. Наиболее важной отличительной характеристикой линейного ускорителя TrueBeam является возможность лечения в режиме высокой мощности дозы без сглаживающего фильтра (FFF). Эта инновационная технология делает линейный ускоритель TrueBeam идеальной системой для однократного подведения высокой дозы (SDRT) – одного из наиболее эффективных подходов для излечения опухолей в клинической практике онкологии.

1. Sibley GS, Jamieson TA, Marks LB et al. Radiotherapy alone for medically inoperable stage I non-small-cell lung cancer: the Duke experience. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1998;40(1):149-54.
2. Wisnivesky JP, Bonomi M, Henschke C et al. Radiation therapy for the treatment of unresected stage I-II non-small cell lung cancer. *Chest* 2005;128(3):1461-7.
3. Nesbitt JC, Putnam Jr JB, Walsh GL, et al. Survival in early-stage non-small cell lung cancer. *Ann Thorac Surg* 1995;60: 466–472.
4. Kelsey CR, Boyd JA, Hubbs JL, et al. Local/regional recurrence following surgery for early-stage lung cancer: a 10-year experience with 975 patients. *J Clin Oncol* 2008;26(15S):7542.
5. Martin A, Gaya A. Stereotactic body radiotherapy: a review. *Clin Oncol (R Coll Radiol)* 2010;22(3): 157-72.
6. Senthil S, Haasbeek CJ, Slotman BJ, Senan S. Outcomes of stereotactic ablative radiotherapy for central lung tumours: A systematic review. *Radiother Oncol*. 2013;106(3): 276-82.
7. Greco C, Zelefsky MJ, Lovelock M et al. Predictors of local control after single-dose stereotactic image-guided intensity-modulated radiotherapy for extracranial metastases. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2011;79(4): 1151-7.

ПРОТЕКТОРНИЙ ВПЛИВ КОМПЛЕКСУ ПОПЕРЕДНИКІВ І МОДУЛЯТОРІВ БІОСИНТЕЗУ УБІСІМІХІНОНУ НА ДИХАЛЬНИЙ ЛАНЦЮГ МІТОХОНДРІЙ КЛІТИН ОРГАНІВ ПРИ ВВЕДЕННІ ДОКСОРУБІЦИНУ

І.С. Стадник^{1,*}, А.П. Бурлака², О.Б. Кучменко³

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

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

3) Інститут біохімії ім. О.В. Палладіна НАН України

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

Анотація. При дії на організм тварин доксорубіцину виявлено пошкодження ЛТЕ мітохондрій, що реєструється в утворенні триплетних структур з $g=2,007$ в спектрах ЕПР. За цих умов виявлено зниження ефективності функціонування детоксикаційної системи клітин.

Виявлено зниження рівня убісеміхінону – радикальної форми СоQ в органах тварин, яким вводили в терапевтичній дозі доксорубіцин.

Аннотация. При действии на организм животных доксорубицина выявлено повреждение цепи транспорта электронов в митохондриях, что регистрируется в образовании триплетных структур с $g=2,007$ в спектрах ЭПР. При этом выявлено снижение эффективности функционирования детоксикационной системы клеток. Выявлено снижение уровня убисемихинона – радикальной формы СоQ – в органах животных, которым вводили в терапевтической дозе доксорубицин.

Abstract. The mitochondrial electron-transport chain function was found to be impaired in animals treated with doxorubicin, which is evidenced by formation of triplet structures with $g=2.007$ in EPR spectra. The decrease in efficiency of functioning of cellular detoxification systems was also found. The decrease in CoQ radical – ubisemiquinone – level was found in organs of animals treated with doxorubicin in therapeutic dosage.

Ключові слова: доксорубіцину, електронний парамагнітний резонанс (ЕПР), електронтранспортний ланцюг (ЕТЛ) мітохондрій, убісеміхінон.

Ключевые слова: доксорубицин, электронный парамагнитный резонанс (ЭПР), электронтранспортная цепь (ЭТЦ) митохондрий, убисемихинон.

Key words: doxorubicin, electronic paramagnetic resonance (EPR), electron transport chain (ETC) of mitochondrions, ubisemiquinone.

В останні роки механізми виникнення дисфункцій мітохондрій та пов'язане з цими процесами наростання швидкості генерування супероксидних радикалів і радикалів оксиду азоту в соматичних клітинах та активація генерування цих молекул лейкоцитами, лімфоцитами, тромбоцитами широко досліджуються через визнання їх ролі в етіології ряду патологій, зокрема серцево-судинних і онкологічних. Причиною виникнення окисних пошкоджень є не сам процес генерування активних форм кисню (АФК), а порушення в просторі та часі балансу між їхнім утворенням та елімінацією. Механізм цих явищ до кінця не з'ясовано, оскільки генерування та метаболізм супероксидних радикалів породжує петлю позитивного зворотного зв'язку, в якому АФК, викликаючи окисні пошкодження, які посилюють їх генерування. Тому дослідження механізму виникнення дисфункції мітохондрій, окисного стресу та розробка нових стратегій регуляції цих процесів є актуальним для сучасної медицини [1, 2, 3].

Доксорубіцин є антибіотиком антрациклінового ряду, який широко використовується як антинеопластичний агент. Він застосовується як основний препарат в схемах лікування гематологічних онкологічних захворювань (лейкемії, лімфоми), різних солідних пухлин (карцином та сарком). Проте протипухлинний ефект доксорубіцину прямо корелює із

дозозалежним проявом токсичності по відношенню до печінки, серця та інших органів [4, 5]. Однією із причин пошкоджуючого впливу доксорубіцину є активування процесів вільнорадикального окислення і розвиток окисного стресу [6, 7].

Зростання рівнів в клітинах АФК може призводити до окисного пошкодження ліпідних, білкових молекул, ядерної і мітохондріальної ДНК. Показано, що окисний стрес не реалізує цитотоксичну дію в протипухлинній активності доксорубіцину. Проте може відігравати основну роль в реалізації кардіотоксичності цього препарату. Показано, що при застосуванні антиоксидантів (наприклад, вітаміну Е, убіхінону) може спостерігатися підвищення антинеопластичної активності доксорубіцину за рахунок зменшення рівнів АФК, продукованих мітохондріями. Крім того, при застосуванні антиоксидантів зменшувалися інші токсичні ефекти від прийому доксорубіцину [4, 6, 7].

CoQ відіграє центральну роль у біоенергетичних процесах в клітині в першу чергу як переносник протонів і електронів в ланцюзі транспорту електронів (ЛТЕ) у внутрішній мембрані мітохондрій [8]. CoQ є також важливим жиророзчинним антиоксидантом, який приймає участь як в знешкодженні АФК, так і у регенерації інших антиоксидантів, в першу чергу вітаміну Е. Проте за певних умов CoQ може виступати в якості прооксиданту, що вказує на функціонування його як модулятора редокс-стану клітини за фізіологічних та патологічних станів. Показана також роль CoQ в регуляції функціонального стану мітохондріальної пори змінної проникності, що залучена до механізмів апоптозу [8 - 10].

У попередніх дослідженнях показано, що при застосуванні вітаміну Е у різних видів тварин значно підсилюється біосинтез, накопичення та ефективність функціонування CoQ [8]. Окрім того, було встановлено, що один із проміжних продуктів біосинтезу CoQ – параксibenзойна кислота (ПБК) нарівні з вітаміном Е попереджає розвиток м'язової дистрофії і викликає аналогічні за напрямком зміни активності убіхінонзалежних ферментних систем ЛТЕ мітохондрій [12]. Показано, що метіонін (М) є важливим донором метильних та метоксильних груп на термінальних етапах в синтезі бензохінонової частини молекули CoQ [8].

Отже, метою роботи було дослідження стану компонентів ланцюга транспорту електронів в мітохондріях та швидкості генерування супероксидних аніон-радикалів і оксиду азоту в тканинах печінки, серця, нирок і мозку щурів за умов введення доксорубіцину та дії комплексу попередників і модуляторів біосинтезу CoQ.

В досліді використовували щурів-самців масою 180-220 г. Тварин було поділено на 5 груп: 1 група – контрольні (інтактні) тварини; 2 група – тварини, яким вводили доксорубіцин (Д); 3 група – тварини, яким на фоні введення доксорубіцину вводили α -токоферолацетат, ПБК і М (комплекс ЕПМ).

Доксорубіцин (Доксорубіцин-КМП, доксорубіцину гідрохлорид, ВАТ «Київмедпрепарат», Україна) вводили внутрішньобрюшинно в дозі 2,2 мг / кг ваги тіла щоденно протягом 8 діб. Контрольна група щурів отримувала фізіологічний розчин в такому ж об'ємі. Біологічно активні сполуки тварини отримували перорально протягом 8 діб паралельно із введенням доксорубіцину. Білок визначали методом Лоурі .

Оцінку ступеня пошкодження компонентів електронтранспортного ланцюга мітохондрій, рівні швидкості генерування супероксидних радикалів та оксиду азоту проводили методом ЕПР на комп'ютеризованому спектрометрі РЕ-1307. Для визначення рівнів генерування NO NO-синтазами використовували спіновий уловлювач – діетилдитіокарбамат, а реєстрацію проводили при температурі рідкого азоту (77 К). Швидкість генерування супероксидних радикалів визначали із застосуванням спінового уловлювача – 4-гідрокси-2,2,6,6-тетраметилпіперидин-1-оксил за умов кімнатної температури .

Результати роботи оброблені за допомогою методів варіаційної статистики. Числові дані представлені в формі середньої величини з стандартною помилкою ($M \pm m$). Достовірність різниці двох середніх величин оцінювали за критерієм Стьюдента (t).

Таблиця 1. Активність комплексів I, II і IV в мітохондріях печінки і серця тварин при введенні доксорубіцину та дії комплексу ЕПМ ($M \pm m$, $n=6$).

		Контроль	Доксорубіцин	Доксорубіцин + ЕПМ
NADH-убіхінон-оксидоредуктазна активність, мМ окисненого сукцинату за 1 хв на 1 мг білку	печінка	12,26 $\pm$ 1,41	7,45 $\pm$ 1,01 *	15,93 $\pm$ 2,42 #
	серце	4,86 $\pm$ 0,11	5,18 $\pm$ 0,41	5,47 $\pm$ 0,42
Відсоток дефіциту убіхінону для NADH-убіхінон-оксидоредуктазного комплексу, %	печінка	19,34	39,15	16,77
	серце	11,87	21,22	4,93
Сукцинат-убіхінон-оксидоредуктазна активність, мМ окисненого сукцинату за 1 хв на 1 мг білку	печінка	16,38 $\pm$ 0,83	12,66 $\pm$ 1,29 *	19,71 $\pm$ 2,96
	серце	14,90 $\pm$ 0,24	7,76 $\pm$ 0,87 **	26,32 $\pm$ 1,43 **##
Відсоток дефіциту убіхінону для сукцинат-убіхінон-оксидоредуктазного комплексу, %	печінка	41,8	50,6	45,6
	серце	89,76	94,36	87,56
Цитохром с-оксидазна активність, ммоль окисненого цитохрому с за 1 год на 1 мг білку	печінка	1,69 $\pm$ 0,26	1,18 $\pm$ 0,13 *	1,43 $\pm$ 0,04
	серце	4,97 $\pm$ 0,07	3,12 $\pm$ 0,16 ***	4,01 $\pm$ 0,69

В наших дослідженнях показано, що при введенні тваринам доксорубіцину спостерігається достовірне зменшення NADH-убіхінон-оксидоредуктазної активності в мітохондріях печінки порівняно з контрольними показниками. Крім того, зростає відсоток дефіциту убіхінону для цього ферментного комплексу. В мітохондріях серця не відбувається змін активності комплексу I, хоча відсоток дефіциту убіхінону зростає, що свідчить про зменшення доступності убіхінону для цього комплексу (табл. 1). При застосуванні комплексу ЕПМ відбувається зростання рівня NADH-убіхінон-оксидоредуктазної активності в мітохондріях печінки до контрольних величин; відсоток дефіциту убіхінону для цієї ферментної системи зменшується (табл. 1) і є навіть дещо нижчим порівняно з контролем. В мітохондріях серця при введенні комплексу ЕПМ NADH-убіхінон-оксидоредуктазна активність не змінюється, а відсоток дефіциту убіхінону зменшується і є меншим за величину в контролі (табл. 1).

Стосовно комплексу II NO потенційно більш здатний до зв'язування й пошкодження його залізо-сірчаних кластерів. Ці ефекти реалізуються лише за високих концентрацій NO. Отже, слід зауважити, що Fe-S кластери комплексу II досить стійкі до дії активних форм азоту, що підтверджує нечаста їх інактивація пероксинітридом. Нами показано, що сукцинат-убіхінон-оксидоредуктазна активність в мітохондріях печінки і серця достовірно зменшується при введенні доксорубіцину. При цьому відсоток дефіциту убіхінону для комплексу II як в мітохондріях печінки, так і в мітохондріях серця дещо зростає (табл. 1).

При застосуванні комплексу ЕПМ відбувається достовірне зростання рівня сукцинат-убіхінон-оксидоредуктазної активності в мітохондріях печінки і серця. Також зменшується відсоток дефіциту убіхінону для цієї ферментної системи, хоча ця величина і залишається трохи вищою за контрольні показники (табл. 1).

Отже, за умов введення доксорубіцину втрачається одна із основних умов нормальної життєдіяльності клітин – спроможність підтримувати гомеостаз редокс-стану, сукупності окисно-відновних компонентів. А тривале перебування дихального ланцюга у окисленому стані призводить до незворотних змін в мембранах мітохондрій, втрати здатності до енергізації, порушення спряження дихання і фосфорилування, а в подальшому – до руйнування дихального ланцюга.

Дисфункція мітохондрій, а, насамперед, мітохондріальних ферментного комплексу I і III лежить в основі розвитку окисного стресу і, як наслідок, усіх відомих форм гіпоксії, та є молекулярним механізмом, який визначає порушення енергетичного обміну.

При застосуванні комплексу ЕПМ спостерігається захисний ефект на мітохондрії клітин печінки, серця, мозку та нирок, про що може свідчити відновлення електронного транспорту в дихальному ланцюгу. Це виражається у зменшенні утворення нітрозильних комплексів з Fe-S-білками, що попереджає порушення функціонування ферментних комплексів ЛТЕ.

Досліджуваний комплекс ЕПМ є мітохондріальнотропним та виявляє властивості до відновлення транспорту електронів в дихальному ланцюгу мітохондрій, пошкоджених доксорубіцином.

Отже, при дії на організм тварин доксорубіцину виявлено пошкодження ЛТЕ мітохондрій, що реєструється в утворенні триплетних структур з $g=2,007$ в спектрах ЕПР. Ці пошкодження можуть служити маркером токсичності доксорубіцину та мішенню для здійснення терапевтичних впливів.

Показано захисний вплив комплексу ЕПМ на мітохондрії та ендоплазматичний ретикулум клітин органів за умов токсичних впливів доксорубіцину.

1. Зоров Д.Б., Банникова С.Ю., Белоусов В.В. и др. Друзья или враги. Активные формы кислорода и азота // Биохимия. – 2005. – Т.70, вып.2. – С. 265 – 272.
2. Андреев А.Ю., Кушнарева Ю.Е., Старков А.А. Метаболизм активных форм кислорода в митохондриях // Биохимия. – 2005. – Т.70, вып.2. – С. 246 – 264.
3. Бурлака А.П., Сидорик Є.П. Радикальні форми кисню та оксиду азоту при пухлинному процесі. - К.: Наукова думка, 2006. – 228 с.
4. Ватутин М.Т., Калинин Н.В., Кетинг Е.В. Антрациклиновая кардиомиопатия.-Донецк: ДонДІШ, 2001.-236с.
5. Conklin K.A. Coenzyme Q10 for prevention of anthracycline-induced cardiotoxicity // Integrative Cancer Therapies.-2005.-No.4(2).-P.110-130.
6. Quiles J.L., Huertas J.R., Battino M. et al. Antioxidant nutrients and adriamycin toxicity // Toxicology.-2002.-Vol.180.-No.1.-P.79-95.
7. Li T., Singal P.K. Adriamycin-induced early changes in myocardial antioxidant enzymes and their modulation by probucol // Circulation.-2000.-Vol.102, No.17.-P.2105-2110.
8. Донченко Г.В. Биохимия убихинона (Q). – Киев: Наук. думка, 1988. – 240 с.
9. Turunen M., Olsson J., Dallner G. Metabolism and function of coenzyme Q // BBA. – 2004. – Vol.1660, No.1-2. – P. 177-199.

РУТИННИЙ КОНТРОЛЬ ЯКОСТІ У ВІДДІЛЕННІ ПРОМЕНЕВОЇ ДІАГНОСТИКИ З ВИКОРИСТАННЯМ ПЕТ-КТ ТЕХНОЛОГІЙ

Г.В.Рабош¹

1) КЛ "Феофанія", ВЦРХ.

*вул. Академіка Заболотного, буд. 21, м. Київ, Україна, 03680; +(38) (044) 2596368;
hannarabosh@gmail.com*

Анотація. Точність діагностичної інформації позитронно-емісійної томографії є важливою для постановки діагнозу пацієнта, оцінки реакції на лікування різних онкологічних патологій та планування променевої терапії. Тому надзвичайно важливо гарантувати отримання якісних та достовірних діагностичних даних, шляхом виконання програми контролю якості.

Аннотация. Точность диагностической информации позитронно-эмиссионной томографии важна для постановки диагноза пациента, оценки реакции на лечение различных онкологических патологий и планирования лучевой терапии. Поэтому чрезвычайно важно гарантировать получение качественных и достоверных диагностических данных, путем выполнения программы контроля качества.

Abstract. Accuracy of positron emission tomography diagnostic information is important for the diagnosis of the patient's, assessment of treatment response of various cancer pathologies and radiotherapy planning. Therefore extremely important to ensure the obtaining a high quality and reliable diagnostic data by performing a quality control program.

Ключові слова: ПЕТ-КТ, забезпечення якості, контроль якості, F^{18} -ФДГ, стандартний фактор накопичення SUV, щоденний контроль якості ПЕТ, джерело Ge-68, ACR фантом, дозкалібратор, тест лінійності, тест постійності.

Ключевые слова: ПЭТ-КТ, обеспечение качества, контроль качества, F^{18} -ФДГ, стандартный фактор поглощения SUV, ежедневный контроль качества ПЭТ, источник Ge-68, ACR фантом, дозкалибратор, тест линейности, тест постоянства.

Key words: PET/CT, quality assurance, quality control, F^{18} - FDG, standardized uptake values SUV, dose calibrator, PET daily quality check, source Ge-68, ACR phantom, linearity testing, constancy test.

Сучасним ефективним методом діагностики онкологічних захворювань на ранніх стадіях є метод позитронно-емісійної томографії, оснований на використанні позитрон випромінюючих радіофармпрепаратів. З 2011 року у Всеукраїнському Центрі Радіохірургії (ВЦРХ) КЛ «Феофанія» у відділення променевої діагностики був введений в експлуатацію позитронно-емісійний томограф суміщений з комп'ютерним томографом Biograph True Point 64 PET-CT (Siemens). З моменту введення в експлуатацію до сьогодні для ПЕТ-КТ досліджень у ВЦРХ використовується фтордезоксиглюкоза (F^{18} -ФДГ), як найбільш універсальний та оптимальний по характеристиках радіофармпрепарат, проте у перспективі існує використання й інших ізотопів, що дадуть змогу розширити коло показань до даного типу діагностики захворювань. Невід'ємним елементом успішного та повноцінного виконання досліджень є процес забезпечення якості. Процедури контролю якості діагностичного обладнання є гарантією отримання технічно достовірних та якісних досліджень пацієнтів, що відповідають міжнародним стандартам.

Як відомо, метод позитронно-емісійної томографії з використанням ФДГ дозволяє візуалізувати перебіг метаболічних процесів в людському організмі. Завдяки особливості злоякісних утворень активно накопичувати глюкозу, ПЕТ-сканування допомагає відслідковувати ділянки з підвищеним її метаболізмом. Точність визначення даної локалізації забезпечується поєднанням позитронно-емісійного томографа з комп'ютерним, який дає змогу отримати анатомічні структури з просторовою роздільною здатністю 0.4 мм.

ПЕТ-КТ дослідження є складною та тривалою діагностичною процедурою. Тому для отримання якісних результатів вимагає чіткої організації та індивідуального підходу на всіх етапах дослідження: підготовка пацієнта до введення радіофармпрепарату, введення препарату, 60-хвилинний інтервал накопичення ФДГ в організмі, сканування пацієнта та період після процедури, що необхідний для зниження потужності емісійного випромінювання тіла пацієнта до допустимого значення, зазначеного в НРБУ-97.

Фізичні основи методу ПЕТ-діагностики полягають у реєстрації двох анігіляційних гама-квантів, утворених в результаті акту анігіляції позитрона, що з'явився внаслідок β^{+} -розпаду ядра F^{18} , та електрона сцинтиляційними LSO детекторами за схемою співпадіння. Не всі акти реєстрації беруть участь у формуванні ПЕТ-зображень. Акт співпадіння вважається

істинним, якщо гама-кванти були зареєстровані в межах часового вікна та енергетичного діапазону (для детекторів Biograph TruePoint PET-CT дані величини складають: 4.5 нсек та 425-650 кеВ). Корекція на ослаблення гама-квантів в тілі людини виконується за допомогою лінійних коефіцієнтів ослаблення анатомічними структурами пацієнта, отриманими в результаті КТ, що передує ПЕТ-скануванню. Таким чином, утворюється поєднане ПЕТ-КТ зображення, яке несе цінну діагностичну інформацію двох методів досліджень.

Проведення процедур контролю якості обладнання для гарантії отримання достовірних даних ПЕТ-КТ досліджень стало рутинною практикою у відділенні і продовжує вдосконалюватись. Програма забезпечення якості спрямована на покращення якості діагностичної інформації, ефективності використання наявних ресурсів та оптимізацію всього процесу. Відділення променевої діагностики ВЦРХ містить наступне обладнання, що вимагає контролю: ПЕТ-КТ 64-зрізовий томограф Biograph TruePoint PET-CT (Siemens), дозкалібратор колодязного типу Atomlab™ 500 Dose Calibrator (Biodex), система для внутрішньовенного введення радіофармпрепарату PET Intego Infusion System, система зовнішнього лазерного позиціонування для планування променевої терапії DORADO Lap Laser.

Щоденний контроль якості КТ:

Рутинний контроль якості КТ томографа проводиться за автоматичними програмами розробленими виробником. Після ввімкнення апарату виконується «checkup», що забезпечує розігрів рентгенівської трубки, автоматичну перевірку різних режимів сканування та калібрування по повітрю. Дана процедура є гарантією оптимальної якості КТ знімків. Щоденно після процедури калібрування КТ-томографа виконується тест контролю якості КТ «Quality control test», для якого використовується наданий виробником фантом якості. При цьому перевіряються три параметри з використанням водного фантому: КТ- значення води, розраховані в одиницях Хаунсфілда (HU), напруги на трубці, що вимірюються безпосередньо на рентгенівській трубці, піксельний шум, розрахований у вигляді стандартного відхилення.

Щоденний контроль якості ПЕТ:

Контроль якості ПЕТ є щоденною процедурою технічного обслуговування, при цьому перевіряються відхилення в характеристиках ПЕТ детекторів. Для виконання щоденного контролю якості використовується циліндричний однорідний фантом Ge-68 з періодом напіврозпаду 271 день. У зв'язку з цим, слід замінювати джерело Ge-68 кожні півтора року. Отримані результати тесту «PET Daily Quality Check» визначають готовність системи до сканування чи вказують на необхідність технічного обслуговування. Дана процедура включає: щоденну нормалізацію, основу на скануванні фантому, обчислення та перевірку коефіцієнта калібрування ПЕТ (ECF), відображення результатів нормалізації та перевірку синограми, отримання звіту якості системи, який можна зберегти й роздрукувати та можливість виконання у разі потреби часткового налаштування ПЕТ детекторів. Тільки після виконання даної процедури контролю якості можна починати ПЕТ-сканування пацієнтів.

Для перевірки однорідності ПЕТ зображень кожні три місяці виконується тест з 30-см циліндричним фантомом, який заповнюється однорідним радіоактивним розчином з невеликою активністю F^{18} (період напіврозпаду F^{18} – 109,8 хв.), близько 60 МБк. Збір та реконструкція даних виконується за стандартним протоколом дослідження пацієнта. Отримані зображення перевіряються на однорідність, визначається середнє значення стандартного фактору накопичення SUV, кількісна величина якого повинна лежати в діапазоні 0.8-1.2 та наблизитись до 1. Стандартний фактор накопичення SUV дає змогу кількісно характеризувати міру поглинання радіофармпрепарату в тій чи іншій ділянці досліджуваного об'єкта. Він являє собою розраховане відношення концентрації активності в ділянці інтересу (наприклад, в одиницях кБк/мл) в певний момент часу і введеної активності (наприклад, в одиницях МБк) в момент ін'єкції на вагу тіла (наприклад, в одиницях кг).

В рамках міжнародної програми акредитації ACR (American College of Radiology) для ПЕТ-КТ системи щорічно у відділенні виконується тест з використанням ACR фантому. Це

дає змогу перевірити томографічну однорідність, просторову роздільну здатність, контрастні властивості «гарячих» вогнищ та порівняти отримані значення із стандартами, прийнятими Акредитативним Комітетом Ядерної Медицини. Для тесту використовується спеціальний ACR фантом «Flangeless Deluxe ECT Phantom» з циліндричними вставками різних діаметрів: 25 мм – тефлон, 25 мм – повітря, 25 мм – вода, 25 мм, 16 мм, 12 мм, 8 мм – імітація «гарячих» вогнищ для оцінки контрастних властивостей. Для оцінки просторової роздільної здатності системи використовуються стержнеподібні «холодні» вставки фантому з діаметрами 4.8, 6.4, 7.9, 9.5, 11.1 та 12.7 мм. Фантом заповнюється таким чином, щоб співвідношення концентрацій активності в «гарячих» циліндрах до фону (основного об'єму) наближалось до значення 2.5. Дана процедура контролю якості та обробка її результатів виконується згідно рекомендованого та стандартизованого алгоритму програми акредитації ПЕТ сканерів (ACR Nuclear Medicine Accreditation Program). Отримати подібні результати можна за використанням фантому NEMA (National Electrical Manufacturers Association) IEC Body phantom рекомендованого для перевірки якості ПЕТ-зображень Міжнародним агенством з атомної енергії (IAEA).

ПЕТ-КТ томограф поєднує в собі два «окремі» сканери КТ та ПЕТ, гентрі яких розташовані послідовно та в залежності від виробника, максимально близько. В результаті дослідження ми розглядаємо поєднані ПЕТ-КТ зображення, це вимагає ідеальної співреєстрації даних, отриманих в різних частинах поля зору сканування (Field of View). З цією метою необхідно щороку та кожного разу після технічного обслуговування виконувати процедуру калібрування офсету гентрі (Gantry Offset Calibration). Калібрування зміщень для ПЕТ-КТ томографів Siemens здійснюється за допомогою двох стержневих джерел Ge-68, які поміщаються під кутом до спеціального фантому, наданого виробником. В результаті отримуються значення офсету по координатним осям, які зберігаються та автоматично враховуються апаратом.

Рутинний контроль якості іонізуючих камер колодязного типу:

Рутинний контроль якості іонізуючих камер колодязного типу дозкалібратора Atomlab™ 500 Dose Calibrator (Biodex) та системи для внутрішньовенного введення ФДГ PET Intego Infusion System полягає у виконанні щоденного ранкового тесту постійності «Daily Constancy Test» з одним і тим же довгоживучим джерелом Cs-137, період напіврозпаду якого 30.1 років. Кожні 6 місяців проводиться тест лінійності «Linearity Testing». Для цього флакон з відносно високою активністю F^{18} -ФДГ поміщається в колодязь іонізаційної камери і залишається на тривалий період для збору достатньої кількості даних. Результати вимірювань зображуються у вигляді напівлогарифмічного графіка «час–активність». Отриманий графік повинен бути лінійним в межах $\pm 5\%$. Програмне забезпечення Atomlab дозкалібратора та Medrad системи для внутрішньовенного введення ФДГ дозволяє виконувати тести в автоматичному режимі з можливістю збереження та друку результатів процедур контролю якості. Необхідно також виконувати перевірку прецизійності чи точності вимірювань іонізуючих камер - «Accuracy Test». Для цього використовуються калібрувальні джерела Co-57, Ba-133, Cs-137 та Co-60. Обчислюється відсоткова різниця між середньою активністю і сертифікованою активністю з поправкою на розпад використовованого джерела (отримані похибки повинні лежати в межах $\pm 5\%$).

На вище вказаних процедурах контролю якості у відділенні променевої діагностики з використанням технологій ПЕТ-КТ перелік не закінчується, адже програма по забезпеченню якості діагностичних даних включає в себе не тільки виконання певних тестів для технічного обладнання, а й оптимізацію процесів на всіх етапах дослідження з точки зору як радіаційної безпеки пацієнтів та персоналу, так і економічних чинників. Важливою складовою є максимальне зменшення впливу людських факторів, що досягається постійним навчанням та перейманням досвіду на локальному та міжнародному рівнях. Так як, лікування онкологічних хворих являє собою тривалий період, важливо щоб їхня діагностична

інформація відповідала міжнародним стандартам та могла бути інтерпретована фахівцями ПЕТ-центрів різних країн.

1. Quality assurance for PET and PET/CT systems. — Vienna : International Atomic Energy Agency, 2009.VIENNA, 2009.
2. FDG PET and PET/CT: EANM procedure guidelines for tumour PET imaging; version 1.0.
3. PET Phantom Instructions for Evaluation of PET Image Quality, ACR Nuclear Medicine Accreditation Program, PET Module.

RADIATION SAFETY PLAN FOR THE GEORGIAN MEDICAL INSTITUTIONS

G. Nikileshvili, N. Kobalia

Mardaleishvili Medical Centre, Mardaleishvili Medical Centre

In the beginning of May 2012 in Georgia has launched new law on Nuclear and Radiation Safety, what foresees both government and beneficiary's relations and obligations toward radiation units (including Radiation in Medicine, Waste management, and Emergency responses). All users must have legal license to work with the radiation units and for them it is a must to conduct requirements according to the new Georgian legislation.

For Georgian medical stuff there are several requirements for their safety:

- Only the qualified and healthy people are eligible to work with radiation units and periodically they have to update their knowledge.
- During work worker must use protection equipment
- Before Machines operating must be defined optimal use conditions of it.
- Eligible stuff working with radiation is only adults over 18, with an appropriate diploma and certificates what proves their knowledge.
- Licensee has obligation to conduct annual medical examination of an "A" category workers and to limit from work those people who has medical side effects. In case of fixed incidents (exceeded dose limits) worker has to undergo on unscheduled medical examination.
- During Pregnancy worker is free from the immediate contact with the radiation.
- For the reason of increasing knowledge to the personal RPO has obligation to organize periodical trainings and events to conduct instructions.
- Every Radiation unit has to be locked in the bunker, where special security norms are conducted.
- Radiation Protection Officer engages responsible worker on the unit's accuracy of work.

There is also operation Programme of Monitoring, what defines controlled and observation zones. On the boarder of controlled zone effective dose should not exceed 4mSv/h (when the unit is on working mode), but on the boarder of observation zone it has to be equal to the natural background emanation. In the controlled zone can enter only "A" category personal and with a limited period of time; but working in controlled zone with operating machine is allowed only with special protected aprons. Observation zone is considered for the preparations and there can work both "A" and "B" category personal. Zones must be visibly isolated.

All personal must wear TLDs, what is measured every third months for the "B" category and every month for "A" category and measurements are recorded in RPO's protocols. Dose limits are in compliance with international and national standards.

Security of Radiation Sources has to be provided by the RPO and placement has to be strictly defined in coordination with Georgian Regulatory Authorities. Normally, Radioactive sources in Georgia has to be saved in bunker what is placed in working territory, what has locked doors and is guarded for 24 hours. In the Bunker is prohibited to keep other chemical or explosive compounds. On the door must be Radiation sign and key will be kept with the person responsible on radiation protection and physical protection. Radiation dose on the bunker's wall should not exceed to 0.6 mSv/h. Radiation sources must be put in and taken out of bunker only under the supervision of RPO and dates should be recorded in special protocol.

Radiation Emergency case in the hospital is any kind of damage of the unit (radiation source slip out from the container, breaking down of the machine), what increases risk of medical and non-medical personals injury. If Radiation Emergency case is fixed it is a must to give information to the Georgian Nuclear and Radiation Safety Service immediately. During radiation emergency case RPO will use dosimeter to define risk zone and after alarm is announced inside the zone should not appear anybody except people responsible on Nuclear and Radiation Safety, authorized by the Georgian Regulatory Body.

If Accident is wide enough, emergency response is scheduled according to the special plan what will be agreed with the Nuclear and Radiation Safety Service. According to plan, zone is divided in two parts: internal closed and external limited zones and they are divided according to dose rate 100mSv/h. In both internal closed and external limited zones are eligible only liquidators, but different from external limited zone in internal closed zone can enter liquidator only very short period of time in order to accomplish work. All liquidators have to sign their participation in work with their signature and they must be equipped with electronic dosimeters. Liquidator after accomplishing work has to undergo on medical examination and has to give official report to the Nuclear and Radiation Safety Service in Georgia.

1. Ministry of Energy and Natural Resources of Georgia / Licensing: <http://menr.gov.ge/4651>

2. Georgian Legislative MATSNE on Georgian Law on Nuclear and Radiation Safety:
https://matsne.gov.ge/index.php?option=com_ldmssearch&view=docView&id=1618592&lang=ge

СВЯЗЬ ДОЗОВЫХ НАГРУЗОК И ТОЧНОСТИ ИЗМЕРЕНИЙ ПРИ ИСПОЛЬЗОВАНИИ СТЕРЕОСКОПИИ И КТ

Е.В. Волков^{1,2,*}, С.И. Мирошниченко^{1,2}, А.А. Невгасимый¹

1) ООО «Научно-производственная объединение «Телеоптик»

2) Национальный авиационный университет г. Киев

** Научно-производственное объединение «Телеоптик», ул. Боровкова, 20-Б,
с. Подгорцы, Обуховский р-н, Киевская обл., Украина, 08710;
+(38) (093) 775-01-39; Eugene.Volkov@teleoptic-pra.com.ua*

Анотація. Стереоефект – один із методів формування 3D зображень у рентгенодіагностиці. Така технологія може бути реалізована на основі широко використовуваного рентгенівського обладнання. Геометричне вимірювання об'єктів на основі стереозображень реалізується за допомогою синтезованого зображення стереокурсору.

Аннотация. Стереозэффект – один из методов формирования 3D изображений в рентгенодиагностике. Такая технология может быть реализована на основе широко используемого рентгеновского оборудования. Геометрическое измерение объектов на основе стереоизображений реализуется с применением синтезированного изображения стереокурсора.

Abstract. Stereo effect is one of the ways for creating 3D images in radiography. Such technique can be realized on widespread X-ray equipment. Geometrical object measurement on stereo images is realized with the help of synthesized stereo cursor.

Ключові слова: 3D зображення, стереоскопічний ефект, анагліфічний метод, геометричні вимірювання.

Ключевые слова: 3D изображения, стереоскопический эффект, анаглифический метод, геометрические измерения.

Key words: 3d images, stereoscopic effect, anaglyphic method, geometrical measuring.

Введение. Рентгенографические обследования являются широко распространенным диагностическим методом в медицинской практике. Благодаря развитию новых технологий данное направление не перестает развиваться. Одним из наиболее важных направлений в рентгенодиагностике на сегодняшний день являются вопросы связанный с 3D технологиями и одновременным уменьшением дозовой нагрузки на пациентов при проведении обследований.

Формирование 3D изображений в рентгенологии возможно несколькими путями: компьютерная томография, томосинтез и стереосъемка. Восстановление 3D изображений при компьютерной томографии проводится по полученным поперечным срезам при вращении рентгеновского излучателя и системы детекторов на 360° вокруг исследуемого объекта (180-720 снимков). Для томосинтеза характерны меньшие углы работы и соответственно меньшее количество снимков (например 50° и 25 снимков) [1].

Другим методом получения 3D изображений является рентгеновская стереосъемка. Достоинством такого метода является необходимость выполнения лишь двух рентгеновских снимков, при этом дозовая нагрузка на пациента при выполнении каждого из снимков составляет лишь $1/200$ часть от дозовой нагрузки при проведении компьютерно-томографического обследования [2]. Другим преимуществом стереоскопического метода является формирование ощущения трехмерной глубины рассматриваемого объекта. Для медицинских целей, кроме объемности сформированного изображения, важным вопросом является проведение измерений геометрических размеров отдельных областей исследуемого объекта, что ранее при стереоскопической съемке, в отличие от компьютерной томографии и томосинтеза, не проводилось. В данной статье представлены результаты экспериментов по проведению геометрических измерений на основании рентгеновских стереоизображений.

Материалы и методы. Для формирования стереоэффекта необходимо получить два снимка объекта с некоторым параллаксом и каждое из них отобразить только для одного из глаз наблюдателя. Таким образом, на основе этих двух снимков в воображении наблюдателя формируется восприятие трехмерной глубины полученных изображений. Наиболее распространенным способом раздельного отображения изображений стереопары для конкретного глаза является применение специальных стереоочков (рис. 1).

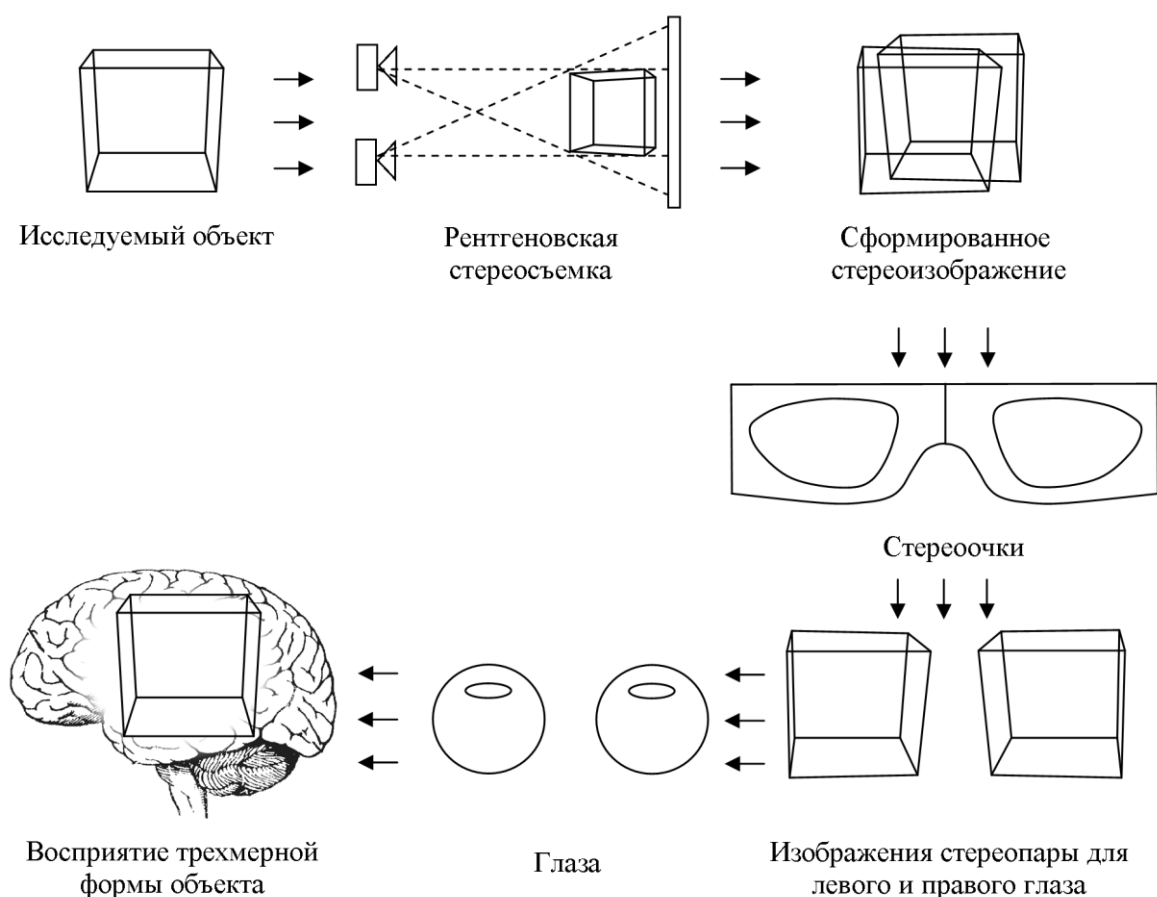


Рис. 1. Формирование рентгеновских 3D изображений с помощью стереоэффекта.

Для отображения отдельных изображений с применением стереочков используются различные эффекты и методы: цветовое кодирование (анаглиф), поляризация света, затворный (эклипсный) метод на основе эффекта зрительной инерции [3]. В стерочках соответственно устанавливаются светофильтры, поляризационные фильтры или жидкокристаллические затворы.

Для геометрических измерений при использовании рентгеновской стереосъемки предлагается синтезировать трехмерное изображение курсора, налагаемое на стереоизображение исследуемого объекта. Таким образом формируемый курсор возникает в 3D пространстве только в мозгу наблюдателя, так же как и 3D изображение объекта.

Для проведения экспериментов был принят за основу анаглифический метод формирования 3D изображений, поскольку данный вариант практически не требует доработки рабочего места врача, за исключением изменения программного обеспечения и оснащения очками со светофильтрами. В тоже время на анаглифических изображениях полученных с помощью рентгеновского излучения сохраняется значение разрешающей способности, динамического диапазона и контрастной чувствительности исходных снимков стереопары [4]. Основным недостатком анаглифического способа представления объемных изображений является неполная цветопередача. Однако этот недостаток отсутствует при работе с ахроматическими изображениями, к которым относятся и рентгеновские изображения.

Для проведения экспериментов был использован малодозовый цифровой приемник «Альфа-Р-4000» производства компании «НПО «Телеоптик» с значениями разрешающей способности 4 пл/мм, динамическим диапазоном более 200 и контрастной чувствительностью 1%. В качестве тестовых объектов были изготовлены трехмерные многогранники из рентгеноконтрастного материала.

Поскольку для создания стереоскопического изображения необходимо два снимка объекта, выполненных с неким параллаксом, рассмотрим схему, в которой цифровой

приемник с тестовым объектом закреплены стационарно, а излучение рентгеновской трубкой производится из двух точек А и В (рис. 2).

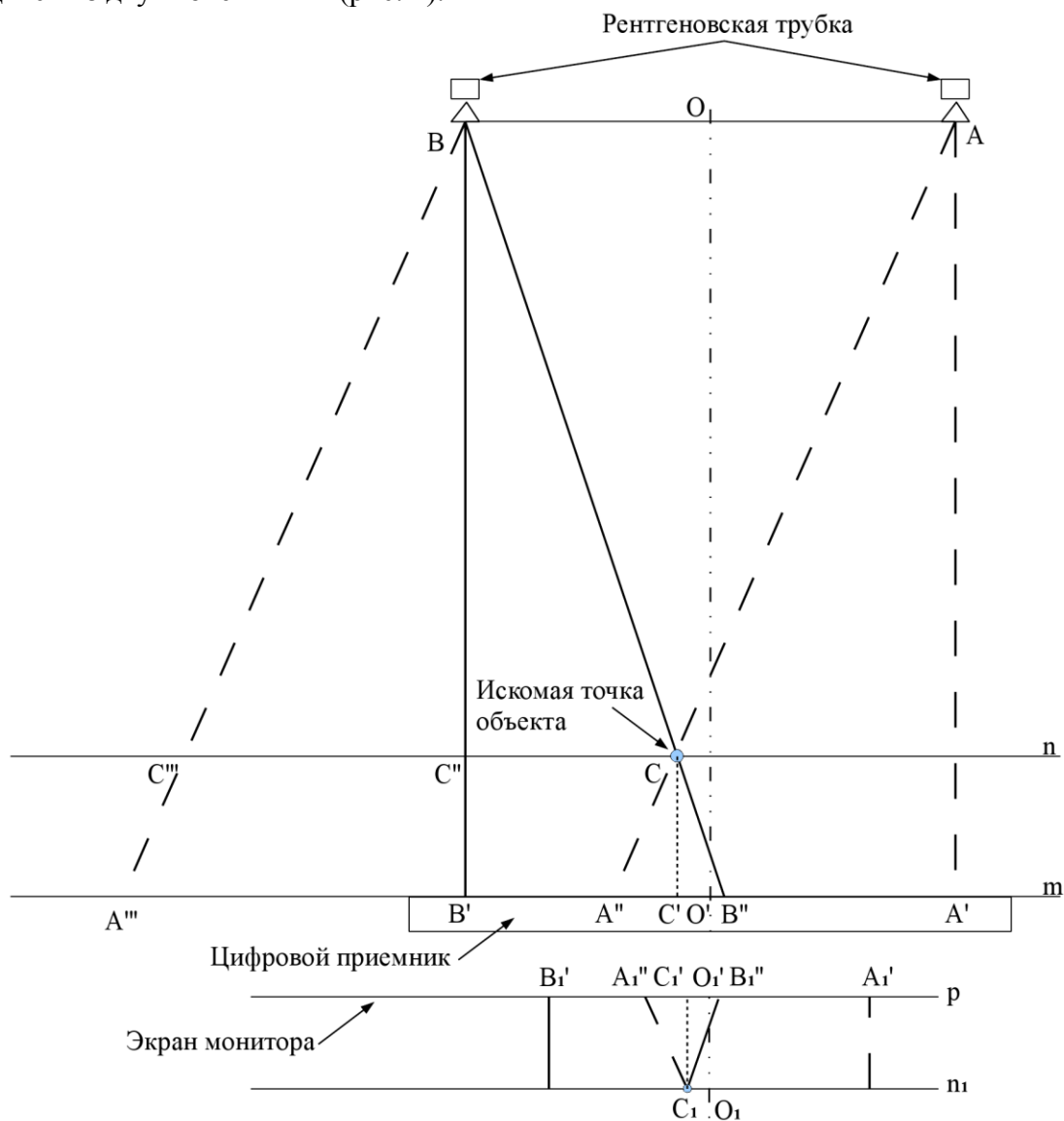


Рис. 2. Нахождение искомой точки объекта в объеме перед цифровым приемником рентгеновского излучения на основе стереосъемки.

Зная расстояние между положениями рентгеновской трубки и цифровым приемником, а также коэффициент масштабирования между изображениями на экране монитора и во входном поле приемника k , вычисляется расстояние между искомой точкой объекта и цифровым приемником [5]:

$$CC' = BB' - (AB \cdot BB' / k(A_1'A_1'' + B_1'B_1'')) \quad (1)$$

Использование описанного выше подхода позволило получить ряд экспериментальных результатов.

Результаты. Исходные снимки тестовых объектов для анаглифических стереопар были выполнены с разрешающей способностью 4,0 п.л./мм, что является стандартом для общей рентгенографии. Используемые точки для проведения геометрических измерений находились на разных расстояниях от входного поля цифрового приемника (табл. 1). По полученным результатам относительная погрешность в плоскости X-Y (плоскость входного поля цифрового приемника) составила менее 1%, а вдоль оси Z (ось, перпендикулярная плоскости входного поля цифрового приемника) – менее 2%.

Таблица 1. Экспериментальные результаты геометрических измерений

Координатная ось	Измеренный размер, мм	Реальный размер, мм	Относительная погрешность	Расстояние до цифрового приемника, мм
X	92,1	91,7	0,0043	225
X	91,4	90,7	0,0076	225
Y	155,8	156,9	0,0071	225
Y	155,3	156,6	0,0083	225
Z	114	112	0,017	112
Z	183	180	0,016	180

Поскольку для получения стереоизображения требуется два рентгеновских снимка, то эффективная дозовая нагрузка на пациента при проведении стереосъемки грудной клетки равна 0,04 мЗв [6]. Что в свою очередь в 88 раз меньше, чем при проведении компьютерно-томографического обследования (табл. 2). Значение разрешающей способности по оси Z изменяется в зависимости от расстояния до цифрового приемника и в своем максимуме составляет 0,5 п.л./мм (по проведенным экспериментам).

Таблица 2. Экспериментальные результаты геометрических измерений

	Стереосъемка	КТ
Размеры полученных изображений	3024x3024x(125)	124x512x512
Разрешающая способность по оси X, п.л./мм	> 2,0	0,5
Разрешающая способность по оси Y, п.л./мм	> 2,0	0,7
Разрешающая способность по оси Z, п.л./мм	0,25-0,5	0,7
Эффективная дозовая нагрузка, мЗв	0,04	3,53

Выводы. Рассмотренный путь получения 3D изображений без построения КТ срезов позволяет для исследований органов грудной клетки уменьшить дозовую нагрузку на пациента в 88 раз по сравнению с компьютерно-томографическим обследованием.

На полученных анаглифических рентгеновских стереоизображениях размерами 3024x3024 пикселя разрешающая способность в плоскости X-Y составляет более 2 п.л./мм, а вдоль оси Z – от 0,25 до 0,5 п.л./мм.

Проведенные эксперименты показали, что относительная погрешность геометрических измерений в плоскости X-Y составляет менее 1%, а вдоль оси Z – менее 2%.

1. 3D Tomosynthesis with MAMMOMAT Inspiration; режим доступа:
http://healthcare.siemens.ru/images/video/MAMMOMAT_Inspiration_Tomo.pdf

2. C.I. Lee, J.G. Elmore, "Radiation-related risks of image studies"; режим доступа:
<http://uptodate.com/contents/radiation-related-risks-of-imaging-studies>

3. Валуя Н.А., Стереоскопия. – М.: АН СССР, 1962. – 379 с.

4. Мірошніченко С.І., Невгасимий А.А., Волков Е.В. Анаглифические 3D изображения в цифровой рентгенодиагностике// Медична фізика – сучасний стан, проблеми, шляхи розвитку. Новітні технології: матеріали доповідей. – К.: Сучасні печатні технології «Бавок», 2012. – С. 132-134.

5. Miroshnychenko S.I., Nevhasymy A.A., Volkov E.V. Geometrical measuring at 3D stereoscopic radiography //- Electronics and nanotechnology: Proceedings of the XXXIII International Scientific Conference ELNANO 2013 Kyiv polytechnic institute. – 2013. – P. 322-324.

6. Physics_of_Computed_Tomography; режим доступа:
http://www.angelfire.com/nd/hussainpassu/Physics_of_Computed_Tomography.pdf

ДОСВІД ВИКОРИСТАННЯ СИСТЕМИ РЕНТГЕНІВСЬКОЇ ТЕРАПЕВТИЧНОЇ ІНТРАОПЕРАЦІЙНОЇ INTRABEAM

М.Є. Альохіна, Б.Л. Васильків*, Т.В. Рослякова, О.О. Чигрин

ТОВ «Медична клініка «ІННОВАЦІЯ», вул. Вітряного, 69А, с. Лютіж, Вишгородський р-н,
Київська обл., Україна, +(38) (044) 3312100

*vasylkiv@innovacia.com.ua

Анотація: Сучасний рівень розвитку науки дозволяє використовувати інноваційні технології для покращення якості лікування. Система рентгенівська терапевтична інтраопераційна INTRABEAM широко застосовується у світовій практиці для лікування онкологічних захворювань. Наша робота присвячена огляду досвіду практичного використання системи INTRABEAM, як частини курсу променевої терапії при лікуванні раку молочної залози.

Аннотация: Современный уровень развития науки позволяет использовать инновационные технологии для улучшения качества лечения. Система рентгеновская терапевтическая интраоперационная INTRABEAM широко используется в мировой практике лечения онкологических заболеваний. Наша работа посвящена обзору опыта практического использования системы INTRABEAM, как часть курса лучевой терапии при лечении рака молочной железы.

Abstract: The present development of science allows to use of innovative technology to improve the quality of care. Intraoperative therapeutic X-ray system INTRABEAM widely used in the world for cancer treatment. Our work is concerned to a review of experience of practice use the INTRABEAM system, as a part of a radiation therapy treatment of breast cancer.

Ключові слова: променева терапія, інтраоперація, органозберігаюча операція

Ключевые слова: лучевая терапия, интраоперация, органосберегающая операция

Key words: radiation therapy, intraoperation, sparing operation

Сучасний розвиток технологій та їх використання у медичному обладнанні дозволяє говорити не тільки про якість лікування онкологічних захворювань, а і про максимальне збереження здорових тканин або органів. Система рентгенівська терапевтична інтраопераційна INTRABEAM (далі система INTRABEAM) – це сучасний прилад, що дає можливість підведення високої однорідної дози до ложа пухлини при проведенні органозберігаючої хірургічної операції.

В журналі "THE LANCET" були опубліковані результати досліджень: «2 232 пацієнта лікувались у 28 центрах 10 країн з березня 2000 по квітень 2010. Половина пацієнтів лікувались із застосуванням одноразового інтраопераційного опромінення післяопераційного ложа пухлини INTRABEAM (TARGIT), половина - стандартним опроміненням зовнішнім пучком протягом 3-6 тижнів (EBRT) [1]. Згідно даних TARGIT: безпека та ефективність, тобто частота ускладнень для пацієнтів в обох групах були однаково низькі. Число серйозних променевих ускладнень було значно менше у групі TARGIT. Ефективність: кількість рецидивів менше 1% протягом 4 років в обох групах [2].

У ТОВ «Медична клініка «ІННОВАЦІЯ» система INTRABEAM використовується для проведення одного з етапів курсу променевої терапії раку молочної залози безпосередньо під час хірургічної операції (Рис. 1).

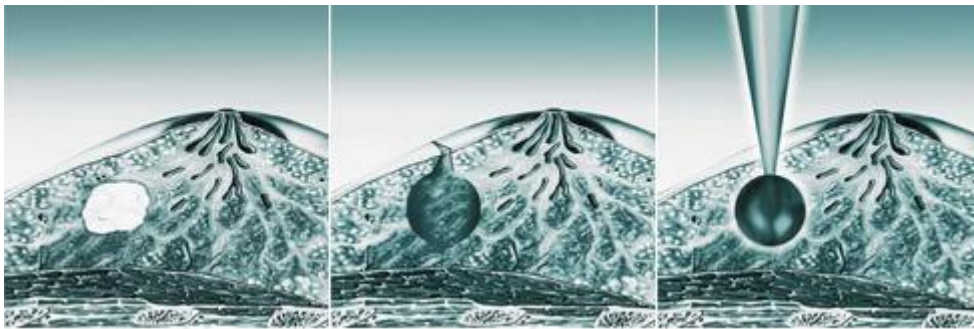


Рис. 1. Накінецьник аплікатора INTRABEAM розташований в області грудей, після видалення пухлини.

Основні елементи системи INTRABEAM – це блок керування та випромінювач, що закріплений на стереотаксичному штативі. Джерелом іонізуючого випромінювання в даній системі є гальмівне випромінювання, що утворюється при потраплянні прискорених електронів (50 кеВ) на золоту мішень (Рис. 2).

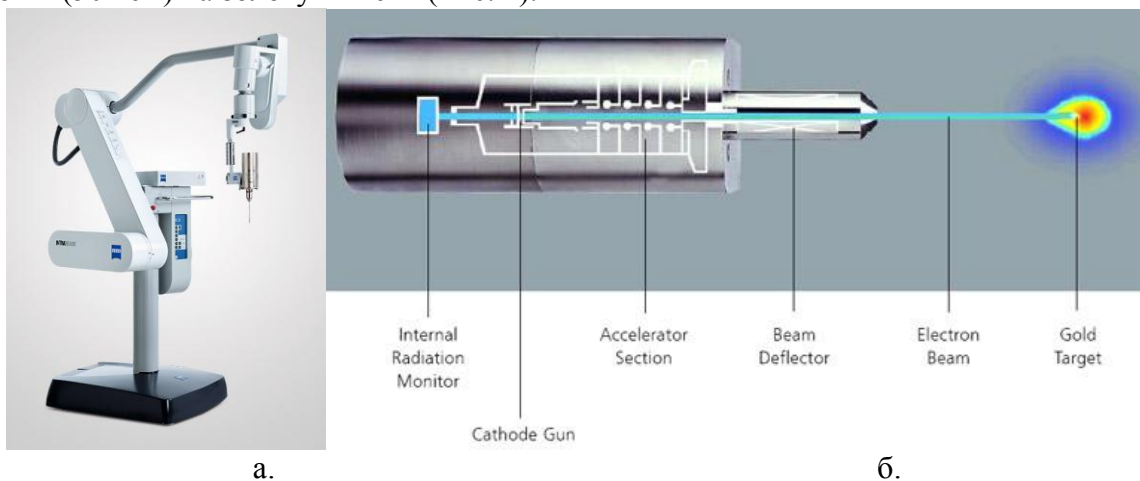


Рис. 2. Стереотаксичний штатив (а.) та схематична будова джерела рентгенівських променів XRS (б.)

Форма поля на вістрі зонду має сферичну геометрію та ізотропний розподіл енергії (Рис. 2б). Для забезпечення рівномірного розподілу дози використовуються сферичні аплікатори, що мають різний діаметр і підбираються індивідуально безпосередньо перед опроміненням для максимально щільного прилягання до поверхні ложа пухлини. Критеріями вибору аплікатора є розмір видаленої пухлини, її форма, довжина розсічення та розмір молочної залози. Час опромінення розраховуються з умов підведення дози 20 Гр на поверхні аплікатора [3] і складає від 5 до 48 хвилин, залежно від розміру аплікатора (Рис. 3 б, в).

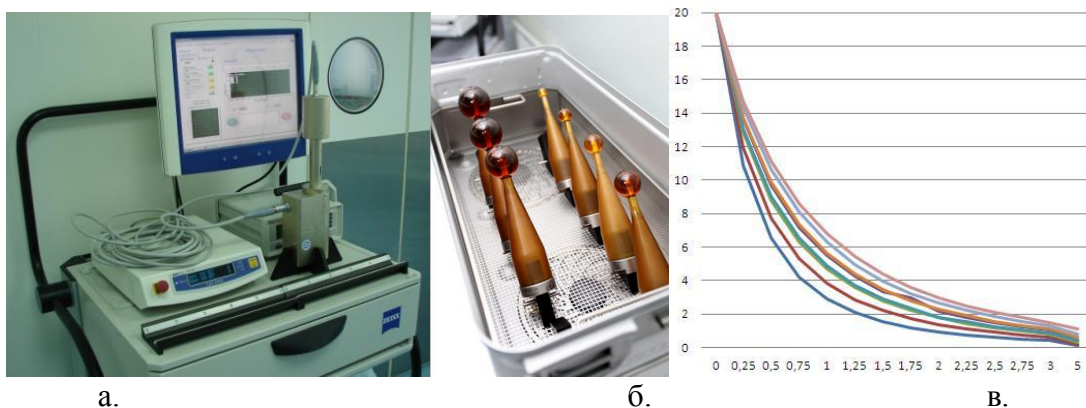


Рис. 3. Робоча станція системи INTRABEAM (а.), набір аплікаторів у стерильному боксі (б.) та розподіл поглиненої дози в залежності від глибини для аплікаторів різного діаметру (в.)

Для забезпечення максимальної точності опромінення система калібрується на робочому стенді (Рис. 3 а) перед кожним використанням. Калібрування складається з трьох етапів. Спочатку необхідно перевірити фізичну рівність зонду. Деформація голки може бути пов'язана з її контактом при встановленні або знятті аплікатора, вібрації при транспортуванні та інших механічних впливах. Наступний етап – забезпечення анізотропного розподілу поля на вістрі джерела. Ця процедура передбачає проведення автоматичне підстроювання електричних магнітів електронної гармати. Наступним кроком є перевірка випроміненої потужності дози рентгенівського випромінювання відносно очікуваних значень за даними калібровки. Процедури калібрування передбачає монтування та демонтування спеціальних верифікованих інструментів: пристрій центрування зонду/кріплення іонізаційної камери RAICH та фотодіодна камера PDA. Приєднувати та роз'єднувати елементи з джерелом рентгенівського проміння XRS виконується виключно з використанням V-блока. Це запобігає пошкодженню чутливого рентгенівського зонду XRS (Рис. 3 а).

Існує ряд протипоказань для проведення операцій з використанням INTRABEAM:

- пухлина великих розмірів у маленькій молочній залозі;
- первинна пухлина знаходиться біля соска;
- більше однієї пухлини в одній молочній залозі;
- нелокалізований онкологічний процес.

Переваги використання внутрішнього пучка в момент хірургічного втручання:

- підвищення якості лікування за рахунок мінімізації можливості появи рецидиву в області видаленої пухлини;
- косметичний ефект – збереження молочної залози та її природної форми;
- скорочення курсу променевої терапії на 1-2 тижні;
- скорочення загального курсу лікування на 4-6 тижні.

Якщо у пацієнта після попередньої променевої терапії виникли локальні рецидиви, повторне зовнішнє опромінення в багатьох випадках більше не показано. В якості єдиної альтернативи лікування залишається радикальна мастектомія. Інтраопераційна променева терапія з використанням системи INTRABEAM дає альтернативний спосіб лікування, що в результаті забезпечує зберігання молочних залоз у випадку локального рецидиву пухлини [4].

Таким чином, з вересня 2009 по квітень 2013 в ТОВ «Медичній клініці «ІННОВАЦІЯ» було проведено 24 хірургічних операцій з використанням системи рентгенівської терапевтичної інтраопераційної INTRABEAM. З моменту запровадження даної процедури в клініці за час спостереження рецидивів виявлено не було.

1. Вайдя Дж.С., Баум М., Тобіас Дж.С.. Цілеспрямована інтраопераційна радіотерапія (Targit): Інноваційний метод лікування раку грудей на ранніх стадіях. Хроніки онкології 12:1075-1080, 2001
2. Вайдя Дж.С., Баум М., Тобіас Дж.С. Ефективність підсиленої цілеспрямованої інтраопераційної радіотерапії (TARGIT) після органозберігаючих операцій: Оновлені результати. J Clin Oncol 2008; 26:565
3. Information on radiation safety, Carl Zeiss Meditec
4. Kraus-Tiefenbacher U, Байэр Л. (Bauer L), Шеда А (Scheda A) и др. Радиационная терапия о время операции (IORT) как вариант лечения пациентов с локализованными рецидивами рака груди после предварительной внешней лучевой радиационной терапии. BMC Cancer 2007;7:178

КІНЕТИКА ФОТОІНДУКОВАНИХ ЕЛЕКТРОННИХ ПЕРЕХОДІВ В НАНОСТРУКТУРАХ БАКТЕРІАЛЬНИХ РЕАКЦІЙНИХ ЦЕНТРІВ

М.А.Драпіковський*, М.А. Заболотний, Ю.М. Барабаш, М.П. Куліш, О.П. Дмитренко

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

Анотація. Висока ефективність реакцій фотостимульованого перенесення електрона (ПЕ) у біологічних системах, у тому числі в структурі реакційних центрів, привертає увагу багатьох дослідників. Аналіз основних чинників, що визначає швидкість таких реакцій, важливий як у фундаментальному плані, так і з точки зору створення штучних систем накопичення і перетворення енергії.

Аннотация. Высокая эффективность реакций фотостимулируемого переноса электрона (ПЕ) в биологических системах, в том числе в структуре реакционных центров, привлекает внимание многих исследователей. Анализ основных факторов, определяющий скорость таких реакций, важен как в фундаментальном плане, так и с точки зрения создания искусственных систем накопления и превращения энергии.

Abstract. Analysis of the main factors determining the speed of such reactions is important both in fundamental terms, and in terms of creating artificial systems, storage and energy conversion. Found that ET in biological systems occurs as series of ET in the structure of proteins between the metal centers or organic donor-acceptor groups at a distance of 5-25 Å. In this regard, series of experiments related to TE in the structure of proteins.

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

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

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

У роботі досліджувалась кінетика та проводився аналіз структурних змін, що супроводжуються кінетикою електронного транспорту при фото збудженні комплексів хлорофілвмісних мембранних білків фотосинтетичних реакційних центрів *Rhodobacter sphaeroides* (РЦ).

Аналіз основних факторів, визначаючих швидкість таких реакцій, важливий як у фундаментальному плані, так і з точки зору створення штучних систем накопичення і перетворення енергії. Встановлено, що ПЕ в біологічних системах відбувається у вигляді послідовного ПЕ в структурі білків між металовмісними центрами або органічними донорно-акцепторними групами на відстані 5-25 Å

Система первинних процесів має надзвичайно важливу властивість, що відрізняє її від інших біологічних систем. Система “включається” світлом, і її можна тестувати з допомогою дельта-подібних (лазерний спалах) чи прямокутних (включення постійного світла) імпульсів.

Було проведено ряд досліджень у яких РЦ засвітлювались, після чого спостерігали стан відновлення системи. Послідовність прямих реакцій переносу електрона між компонентами РЦ була встановлена за допомогою спектральних ефектів, оскільки при його освітленні відбуваються зворотні зміни спектру поглинання, що характеризують окислений стан пігмента і відновлення станів кофакторів. Одержані криві релаксації перевірялись за допомогою вейвлет аналізу

З проведених досліджень зроблено наступні висновки:

1. Кінетика мікрошвидкостей переходу електрону з донора на акцептор і з акцептора на донор розчинів РЦ *Rhodobacter sphaeroides*, залежить від часу та інтенсивності освітлення. При збільшенні часу чи інтенсивності процеси відновлення йдуть повільніше, що може свідчити про вплив ефектів поляризації на процеси електронного внутрішньомолекулярного транспорту.

2. Отримані залежності оптичного поглинання та кількісні параметри кінетики окислення реакційних центрів при різних режимах фото збудження дозволили розділити кінетику оптичного поглинання на дві частини: швидку та повільну. Швидка характеризує лише електронний транспорт, а повільна – електронний транспорт та повільні конформаційні зміни РЦ.

3. Вейвлет аналіз виявляє особливості експериментальних кривих реоаксації, які залежать від інтенсивності та часу експозиції. Він показує що відновлення і поглинання розчинів РЦ є нестационарним у часі процесом. Тобто, можемо зробити припущення, що експоненти в релаксаційних кривих не діють одночасно, а включаються по чергово.

4. При виключенні збуджуючого світла значення оптичного поглинання розчину повертається у вихідний стан, що доводить те, що фотоіндуковані зміни в молекулярному комплексі РЦ – оборотні. Вимірювання показника заломлення цього розчину методом голографічної інтерферометрії показує, що зміна об'єму молекулярного комплексу РЦ, при його освітленні, становить 0,1% -1%. Така зміна об'єму РЦ може бути викликана зміною кута між зв'язками М, L, Н глобул РЦ, які є найбільш лабільними.

1. Шайтан К.В. Конформационная подвижность белка с точки зрения физики // Соросовский образовательный журнал – 1999. - №5. - С. 8 – 13.
2. Рубин А.Б. Биофизика // Москва, Высш. школа-1997.-Т.1.- 320С.; Т.2.-303С.
3. Alden R.G., Parson W.W., Chu Z.T., Warshel A.W. The reaction center of photosynthetic bacteria: structure and dynamics // M.-E. Michel-Beyerle – 2005. - P. 105—115.
4. Шайтан К.В. Молекулярна біологія // Москва-2002.-Т. 26- С. 264-284; 2004. - Т. 28-С. 670-678.
5. Петров Э. Г. Физика перенесения зарядов в биосистемах // Київ, Наукова думка – 2004. - 245 С.
6. Deisenhofer J., Epp O., Miki K., Huber R. Structure of the protein subunits in the photosynthetic reaction center of Rhodospseudomonas viridis at 3 Å resolution // Nature – 2005. – Vol.318 - P. 618–624.
7. Gousha.A., Kpoustina M., Kharkyanen. V. Dynamics Process of Photosynthetic Reaction Centers // J. Phys. Chem. – 2007.- № 38 – P.7612 – 7619.
8. Olson J.M., Tromber J.P. Membrane Proteins in Energy Transduction // New York: Marcel Dekker. - 1999. - P. 279-340.
9. Шайтан К.В. Каким образом электрон движется по белку // Соросовский образовательный журнал – 1999 - №3- С. 55 – 62.
10. Барабаш Ю.М., Заболотный М.А., Соколов Н.И., Харкянен В.Н. Исследование фотоиндуцированных изменений в протеине реакционных центров бактерий RB Sphaeroides штамм-26 методом голографической интерферометрии // Київ: Сучасні інформаційні та енергозберігаючі технології, SIET9-OS - 2001. - Вип.9. - С. 388-391.
11. Гросберг А.Ю., Хохлов А.Р. Физика в мире полимеров // Москва: Наука - 1999. - 206 С.
12. W.Schuman, M.Dubas Holographic Interferometry // Springer-Verlag Berlin Heidelberg New York – 1999. - 189 P.
13. Gousha A. O., Kharkyanen V. N., Scott G. N., Alfred R., Holzwarth A. R. Self- regulation phenomena in bacterial reaction centers // Biophysical Journal. - 2000. - P.1237-1252.

АСПЕКТЫ GMP СЕРТИФИКАЦИИ ПРОИЗВОДСТВА РФП ПЭТ-ЦЕНТРА

Д.В. Гуртовой

*Донецкое областное клиническое территориальное медицинское объединение
г. Донецк, пр. Ильича, 14, gurtovoj@gmail.com*

Аннотация: Диагностика онкологических заболеваний с использованием ПЭТ-технологии способствует более точному определению стадии болезни, а также позволяет корректировать курс

лечения пациентов. Однако, ПЭТ-центр, по своей сути, представляет мини-завод по производству лекарственных препаратов – радиотрейсеров, вводимых пациентам для проведения диагностики. Согласно мировой тенденции в фармацевтической промышленности, такие производства должны проходить соответствующую сертификацию согласно требованиям GMP (Good Manufactured Practice – Надлежащая Производственная Практика). Основными требованиями является наличие и подготовка документации по правильности проекта здания, чистоте помещений зоны производства и качеству получаемого препарата. Каждый аспект имеет свои нормативные документы, только соблюдение которых позволит получить данный сертификат.

Abstract: Cancer disease diagnostic with using of PET-technology promote more accurate staging, also allow to correct treatment of patients. Although, PET-center is a mini-plant of drug-production – radiotracers, that are injected into patients for providing the investigation. According to the world tendency in pharmacy, such production have to be certified according to requirements of GMP (Good Manufactured Practice). Main requests are documentation availability and preparation dealt with project building, cleanness of production zones and produced drug quality. Every aspect has normative documents, and only adherence of them allow to getting this certificate.

Ключевые слова: GMP, GRPP, cGRPP, радиофармпрепарат, ПЭТ-центр

Keywords: GMP, GRPP, cGRPP, radiopharmaceutical, PET-center

Позитронная эмиссионная томография имеет широкое применение благодаря возможности лечения и диагностики онкопатологии различной локализации и степени развития [1]. Необходимым условием проведения данного исследования является наличие радиофармпрепарата (РФП) – лекарственного препарата, меченого радиоактивным атомом, который подвергается гамма-распаду. Наиболее распространенным РФП является дезоксиглюкоза, фторированная изотопом фтор-18, сокращенно называемая ФДГ. Для диагностики можно использовать РФП, полученный самостоятельно на специально оборудованном при центре производстве, либо купить его на другом сертифицированном производстве с доставкой. При этом стоит учитывать, что радиотрейсеры имеют период полураспада, а это значит, что доставка в центр препарата занимает время и «расходует» активность, тем самым повышая и без того высокую стоимость препарата.

Организация собственного производства сопряжена с выполнением ряда требований. В первую очередь необходимо спроектировать и построить зону производства в соответствии с требованиями Украинской Фармакопеи, так как имеем дело с производством лекарственного препарата. Украинская Фармакопея, в свою очередь, гармонизирована с требованиями GMP. Т.о., в итоге необходимо пройти GMP-лицензирование. Получение этой лицензии является подтверждением высокого уровня организации контроля производственного процесса и качества продукции на международном уровне.

Итак, что же необходимо для получения лицензии? Самое важное – это наличие всех сертификатов на проводимые работы: проектирование (сам проект, материалы для строительных и отделочных работ, водо- и газоснабжение), чистые помещения (ЧП) производственного отдела (соответствие классов чистоты и линии производства требованиям GMP и GRPP), оборудование лабораторий синтеза и контроля качества (сертификаты на само оборудование, стандартные операционные процедуры по эксплуатации), и т.д.. Важно осознавать, что прохождение сертификации GMP начинается с валидации, а именно – со сбора вышеописанных документов.

Необходимо помнить, что в случае РФП-производства при ПЭТ-центре мы имеем дело с источниками ионизирующего излучения (сами РФП и циклотрон), а значит, существуют нормы радиационной безопасности, которые необходимо соблюсти на стадии планирования проекта здания ПЭТ-центра и плана его функционирования. В первую очередь, потому что такое здание будет включать в себя помещение циклотрона. Такие требования можно найти в документах МАГАТЭ и Нормам по радиационной безопасности Украины, например, расчёт защиты помещения циклотрона, лабораторий синтеза и контроля качества, требования к качеству и свинцовому эквиваленту бетона для строительства помещения циклотрона. Важным требованием является обеспечение радиационной безопасности ПЭТ-центра.

Соблюдение которой необходимо в соответствии с законодательством Украины, а также, с нормами GMP и GRPP (Good RadioPharmacy Practice – Надлежащая РадиоФармацевтическая Практика). Стандарт GRPP представляет собой нормы GMP, адаптированные к производству радиотрейсеров, однако, он является, по своей сути, частью GMP.

Отдел производства должен иметь собственную специальную систему вентиляции, обеспечивающую высокую степень его чистоты. Это можно посмотреть в Государственных строительных нормах и ДСТУ ИСО 14644 «Чистые помещения и связанные с ними контролируемые среды». В последнем документе имеются и другие требования к помещениям: материал поверхностей ЧП, аттестация и валидация ЧП, и т.д. Стоит отметить, что до запуска производственной линии помещения проходят несколько стадий аттестации (как построенного, оснащенного и эксплуатируемого ЧП). Сдача каждого участка работы в эксплуатацию сопровождается соответствующими протоколами, содержащих подписи обеих сторон.

После сдачи в эксплуатацию отдела производства РФП и первого запуска линии начинается работа по подтверждению качества выпускаемого радиотрейсера. Под этим стоит понимать то, что в течении ближайших 2-х лет будет вестись строгий учёт документации по производственному участку на предмет нарушений или несоответствия нормам GMP. Оборудование, на котором будет проводится работа: циклотрон, приборы лабораторий синтеза и контроля качества – должны пройти процесс квалификации, подтверждающий их правильную работоспособность. Помимо этого, производственная линия (участок), должна иметь своё досье, а сам препарат необходимо зарегистрировать в Гослекслужбе Украины.

Немаловажным звеном в цепочке получения лицензии GMP занимает персонал отдела производства РФП. Он должен быть обучен основам GMP и проходить периодическое обучение. Периодическое обучение проводится лицами из состава производственного участка, в частности, Уполномоченным Лицом, которое должно иметь сертификат, подтверждающий знания в области надлежащей производственной практики. Уполномоченное лицо также должно иметь фармацевтическое образования по специальности «Провизор» и состоять в реестре Гослекслужбы Украины. Помимо этого, персонал, работающий в отделе производства РФП должен пройти обучение работе на оборудовании и получить сертификаты, подтверждающие его квалификацию. Данное требование необходимо выполнить при принятии оборудования в эксплуатацию. Необходимым условием является ежегодное обучение персонала в соответствии с квалификацией.

Таким образом, для получения сертификата GMP необходимо выполнение огромного ряда требований, что позволяет сформировать надёжную Систему качества. Это обеспечит бесперебойное получение и поставку РФП.

ДОЗИМЕТРИЧЕСКОЕ ПЛАНИРОВАНИЕ В РЕАЛИЗАЦИИ ИННОВАЦИОННЫХ МЕТОДОВ ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ РАКА МОЛОЧНОЙ ЖЕЛЕЗЫ: ОБЗОРНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ

Каплюкова Н.В., Ройтберг Г.Е., Фукс Ц., Восканян Ю.Э., Заглубоцкая Е.В.

Sofia cancer center, ОАО Медицина, 2-й Тверской-Ямской переулок, дом 10, 125047, Москва, Россия, contact@medicina.ru

Аннотация: задачей данной работы было определить оптимальную методику дозиметрического планирования послеоперационной лучевой терапии всего объема молочной железы в случае левостороннего образования и в условиях установленного в отделении оборудования. После анализа литературы было выбрано 4 методики, по которым были рассчитаны дозиметрические планы

лечения. Последовательный анализ планов показал, что использование методики IMRT позволяет ограничить дозы на критические органы, в частности сердце, сохраняя при этом приемлемый уровень доз в опухоли.

Abstract: the purpose was to find an optimal treatment planning method in a case of postoperative whole breast irradiation and under the department's current terms of equipment. After the analysis of a published data 4 different techniques were adopted for comparison. The results show that IMRT provides the optimal target dose distribution while dose to most critical organs at risk (heart) remains in acceptable limits.

Ключевые слова: рак молочной железы, IMRT, VMAT

Key words: breast cancer, IMRT, VMAT

По данным Американского Общества Рака на 2011 год рак молочной железы среди женщин во многих странах мира занимал лидирующее место по смертности от онкологических заболеваний [1]. В том же году в структуре заболеваемости злокачественными новообразованиями женского населения России рак молочной железы занимал также первое место. Причем, количество установленных диагнозов рака молочной железы среди женщин в 2011 году по сравнению с 2001 годом увеличилось на 27% [2].

Комплексное лечение рака молочной железы во многих случаях предполагает проведение лучевой терапии. Однако известно, что лучевая терапия в случаях левостороннего рака молочной железы связана с риском заболеваний сердца [4]. Хотя, было показано, что риск смертности от сердечных заболеваний среди женщин с раком молочной железы, получающих лучевую терапию, со временем уменьшился, как и уменьшилась разница в случаях ишемических заболеваний для левосторонних образований по сравнению с правосторонними, однако риск остается значительным. И для случаев лучевой терапии при левостороннем раке молочной железы риск осложнений все еще выше, чем в случаях правосторонних локализаций [3]. Кроме того, было показано, что определенные методики облучения связаны с поражением и последующей окклюзией передней межжелудочковой артерии [5]. Lawrence B. Marks et al. в работе 2005 года определили процент дефектов перфузии миокарда равным 60 в течении 24 месяцев после проведения лучевой терапии левосторонней молочной железы для пациентов, у которых более 5 % от объема левого желудочка сердца входили в поля облучения [6]. Поражение ткани легкого в виде пневмосклероза при тангенциальном облучении левой молочной железы в течении 3х месяцев после проведения лучевого лечения может достигать 3ей степени сложности по классификации Nishioka для 7.3% случаев [7]. В свете такого прогноза были проведены исследования, и было показано, что использование высокотехнологичных методов лучевой терапии при лечении рака молочной железы позволяет снизить дозы на сердце, тем самым снижая вероятность сердечных заболеваний [4].

На сегодняшний день в лучевой терапии рака молочной железы широко используются такие инновационные методы поставки доз к облучаемому объему, как IMRT (Intensity Modulated Radiation Therapy) и VMAT (Volumetric-Modulated Arc Therapy). Оба метода предполагают неравномерное модулированное по интенсивности облучение объема опухоли, зависящее от размеров образования, глубины залегания, удаленности от здоровых органов и др. Также одной из инновационных технологий в лучевой терапии рака молочной железы является методика Field-in-Field, что, по сути, представляет упрощенную IMRT, и в литературе встречается как Forward Planned IMRT [8].

Alessio G. Morganti et al. для 332 пациентов, получающих послеоперационное облучение всего объема молочной железы, показали, что использование Forward Planned IMRT позволяет не только снизить «горячие» области (>107%) в мишени, но так же влияет на уровень доз в области сердца, и позволяет снизить средние дозы в ипсилатеральном легком, что особо заметно в случаях больших объемов облучения [8]. Использование так называемых гибридных планов (совмещение в одном дозиметрическом лечебном плане методик с модуляцией и без модуляции по интенсивности) показывает хорошие результаты в снижении доз на органы риска, в частности легкое и сердце [9]. A. Fogliata et al. в своей

работе 2005 года описывают опыт применения IMRT при дозиметрическом планировании лучевой терапии рака молочной железы с вовлечением внутренних грудных лимфатических узлов. Авторами показано, что, независимо от используемой системы планирования, IMRT позволяет получать адекватные дозы в мишени, при этом оставляя дозы в органах риска (сердце) на заданном низком уровне [10]. Сравнение в литературе методики IMRT со стандартно используемым 3D конформным облучением (что, как правило, предполагает использование 2-ух тангенциальных полей), показывает явные преимущества первой [11]. Использование VMAT при планировании лучевой терапии рака молочной железы получило повсеместное распространение в последнее время. Как правило, данная методика позволяет добиваться приемлемого покрытия доз в мишени, не уступающих IMRT, но за меньшим количеством Мониторных Единиц (ME), а, следовательно, сокращает время лечения на ускорителе. Carmen C. Popescu et al. в своей работе показывают потенциальные возможности использования VMAT, что приводит к снижению дозы в критических органах, однако отмечают, что общий уровень низких доз в здоровых органах и тканях при использовании VMAT увеличивается [12].

Нашей задачей было, из предложенных в литературе методик, учитывая возможности имеющегося у нас оборудования, определить оптимальный способ поставки доз к облучаемому объему в случаях лучевой терапии рака молочной железы. Рассматривался случай послеоперационного облучения левосторонней молочной железы без вовлечения регионарных лимфоузлов до СОД 50 Гр, по стандартной схеме фракционирования 2 Гр за фракцию. Для всех рассчитанных планов нижней границей доз в опухоли была поставлена 95% доза для 95 % объема ($V_{95} \geq 95\%D$), верхний предел - не более 5% объема опухоли может получать дозу 107%. Ограничения на органы риска были заданы согласно международным рекомендациям. Анализ проводился путем последовательного сравнения дозиметрических параметров лечебных планов для различных методик. Все планы были рассчитаны на системе планирования Eclipse версии 10.0. Кроме того, при планировании учитывались возможности установленного в отделении линейного ускорителя TrueBeam (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA, USA) отпускать дозу в режиме высокой мощности (технология Flattening Filter Free – FFF). Режим FFF позволяет для стандартной энергии 6МВ отпускать дозу с мощностью до 1400 МЕ/мин. Тогда как стандартная мощность дозы для энергии 6 МВ равна 600 МЕ/мин. Из 6-ти представленных в рамках данной работы планов, 4 были сделаны для 6МВ и 2 для 6МВ – FFF.

Для сравнения были выбраны следующие планы:

- 3D конформный план по методике Field-in-Field (2 тангенциальных поля, энергия 6МВ, клинья, количество сегментов – по 3 для каждого поля);
- гибридный план VMAT (2 неполные арки) + 2 тангенциальных поля (энергия всех полей 6МВ, VMAT – 40% предписанной дозы, 2 тангенциальных поля - 60% предписанной дозы);
- IMRT план (энергия 6МВ, 4 поля);
- IMRT план (энергия 6МВ, 4 поля + 1 некомпланарное поле);
- VMAT план (энергия 6МВ- FFF, 2 неполные арки).

Результаты доз в опухоли и основных критических органах для всех рассчитанных планов представлены в Таблице 1 и Таблице 2. Первым был проанализирован 3D конформный план, рассчитанный с использованием методики Field-in-Field. Результаты показали, что при использовании данной методики удастся выполнить все предписанные ограничения на все органы риска, хотя и при потерях в гомогенности облучения опухоли. После сравнения данного плана с гибридным планом (VMAT + 2 тангенциальных поля).

Таблица 1. Результаты планирования – дозы в опухоли. Где Дмакс – максимальная доза в PTV; Дмин – минимальная доза в PTV; Дср – средняя доза в PTV; V95% – объем PTV, получающий 95% от предписанной дозы; V107% – объем PTV, получающий 107% от предписанной дозы; CI – индекс конформности.

ПЛАН	Дмакс	Дмин	Дср	V95%	V107%	CI	CI95%
Field-in-Field	114.6%	79%	97.6%	70.5%	3.13%	0.49%	0.7%
Гибридный	111.6%	81.9%	100%	89%	4.2%	0.58%	0.89%
IMRT 5 полей	107.5%	76.6%	98.6%	84.8%	0.02%	0.4%	0.85%
IMRT 4 поля	108.4%	81.1%	100.2%	94.3%	0.35%	0.6%	0.94%
VMAT	113.7%	80.9%	101.5%	95%	5.68%	0.73%	0.95%

Таблица 2. Результаты планирования – дозы в органах риска (все данные в процентах от объема органа). Где ОЛ_V5 – оба легких, получающие 5Гр; ЛЛ_V10– левое легкое, получающее 10Гр; ЛЛ_V20– левое легкое, получающее 20Гр; ПЛ_V5– правое легкое, получающее 5Гр ;С_V25– сердце, получающее 5Гр; МЖ_V10– противоположная молочная железа, получающая 5Гр.

ПЛАН	ОЛ_V5	ЛЛ_V10	ЛЛ_V20	ПЛ_V5	С_V25	МЖ_V10
Field-in-Field	11.81%	21.34%	18.05%	0%	13.34%	0.09%
Гибридный	18.72%	25.88%	19.45%	0%	15.08%	1.3%
IMRT 5 полей	31.98%	38.21%	15.44%	1.04%	2.91%	0%
IMRT 4 поля	33.34%	38.09%	15.84%	0%	5.45%	0%
VMAT	43.52%	53.23%	16.67%	8.03%	8.38%	5.46%

удалось установить, что гибридный план обеспечивает адекватное покрытие мишени, но дозы для некоторых критических органов (сердце) остаются высокими. Поскольку гомогенность доз в опухоли является приоритетом, следующим шагом было найти план, обеспечивающий дозы в опухоли на уровне гибридного плана (или лучше), но при этом снизить дозы на нормальные ткани и органы до уровней, полученных при использовании методики Field-in-Field. При сравнении гибридного плана с IMRT было показано, что использование IMRT приводит к снижению дозы в области высоких доз на органы, для которых это является приоритетом (сердце). Также IMRT обеспечивает наиболее приемлемое покрытие мишени предписанной дозы, сохраняя процент «горячих точек» в мишени на приемлемом уровне. Далее к плану IMRT с 4мя полями было добавлено одно некомпланарное поле, что дало возможность улучшить результаты. Однако от данного плана пришлось отказаться, поскольку использование некомпланарного поля сопряжено с рядом трудностей при реализации рассчитанного плана на ускорителе. При сравнении планов IMRT и VMAT было найдено, что использование VMAT (2 неполные арки) не ведет к снижению дозы на органы риска, но увеличивает максимальную дозу в опухоли, что не приемлемо в случае облучения молочной железы. Поскольку IMRT план показал лучшие результаты по покрытию опухоли дозой, было решено сравнить его с планом, который показал лучшие результаты по органам риска, а именно с планом 3D по методике Field-in-Field. Оба плана показали хорошие результаты по органам риска – в обоих случаях удалось снизить дозы до предписанных. В плане IMRT процент высоких доз в сердце гораздо ниже, чем в плане Field-in-Field. Заключительным шагом был пересчет плана IMRT, показавшего лучший результат, с энергии 6МВ на энергию 6МВ-FFF, поскольку использование энергии 6МВ-FFF позволяет доставлять дозы к объему облучения в более короткое время. Пересчет не показал дозиметрической релевантной разницы между этими планами, что говорит о том, что возможно использовать энергию 6МВ-FFF при расчете IMRT планов лучевой терапии при раке молочной железы.

Вывод: использование методики IMRT при дозиметрическом планировании в лучевой терапии рака молочной железы позволяет значительно снизить высокие дозы на сердце, при этом обеспечивая приемлемое покрытие облучаемого объема и снижение «горячих точек».

1. Jemal A, Bray F, Center MM, Ferlay J, Ward E, Forman D. Global cancer statistics. CA Cancer J Clin 2011; 61: 69–90.

2. В.И. Чиссов, В.В. Старинский, Г.В. Петрова ЗЛОКАЧЕСТВЕННЫЕ НОВООБРАЗОВАНИЯ В РОССИИ В 2011 ГОДУ (ЗАБОЛЕВАЕМОСТЬ И СМЕРТНОСТЬ), Москва 2013
3. Sharon H. Giordano, Y-F Kuo, J. L. Freeman, T.A. Buchholz, G. N. Hortobagyi, J. S. Goodwin. Risk of Cardiac Death After Adjuvant Radiotherapy for Breast Cancer. Journal of the National Cancer Institute 2005; 97: 419-424
4. Angela Sardaro, M. F. Petruzzelli, M. P. D'Errico, L. Grimaldi, G. Pili, M. Portaluri. Radiation-induced cardiac damage in early left breast cancer patients: Risk factors, biological mechanisms, radiobiology, and dosimetric constraints. Radiotherapy and Oncology 2012; 103: 133-142
5. Greger Nilsson, L. Holmberg, H. Garmo, O. Duvernoy, I. Sjogren, B. Lagerqvist, C. Blomqvist. Distribution of Coronary Artery Stenosis After Radiation for Breast Cancer. Journal Of Clinical Oncology 2012; 30: 380-386
6. Lawrence B. Marks, Xiaoli Yu, et al. The Incidence And Functional Consequences Of RT-Associated Cardiac Perfusion Defects. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys 2005; 63: 214-223
7. Marco Krengli, Mariano Sacco, et al. Pulmonary Changes After Radiotherapy For Conservative Treatment Of Breast Cancer: A Prospective Study. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys 2008; 70: 1460-1467
8. Alessio G. Morganti, Savino Cilla et al. Forward planned intensity modulated radiotherapy (IMRT) for whole breast postoperative radiotherapy. Is it useful? When? Journal Of Applied Clinical Medical Physics 2011; 2: 213-221
9. F.Y. Yedekci, M. Gultekin, M. Yeginer, A. Canbolat. A hybrid method to reduce low dose volume of critical organs for breast IMRT: IMRT plus 3DCRT. ESTRO 31. Abstract EP-1521
10. A. Fogliata, G. Nicolini et al. IMRT for breast. A planning study. Radiotherapy and Oncology 2005; 76: 300-310
11. Volker Rudat, A. A. Alaradi, A. Mohamed, K. Al-Yahya, S. Altuwaijri Tangential beam IMRT versus tangential beam 3D-CRT of the chest wall in postmastectomy breast cancer patients: A dosimetric comparison. Radiation Oncology 2011; 6: 26
12. Carmen C. Popescu, Ivo A. Olivetto et al. Volumetric Modulated Arc Therapy Improves Dosimetry And Reduces Treatment Time Compared To Conventional Intensity-Modulated Radiotherapy For Locoregional Radiotherapy Of Left-Sided Breast Cancer And Internal Mammary Nodes. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys 2010; 76: 287-295

EXPERIMENTAL COMPARISON OF THE DIGITAL X-RAY TOMOSYNTHESIS AND COMPUTED TOMOGRAPHY PERFORMANCE AND PATIENT DOSE

O. Motolyga¹, S. Miroshnichenko², A. Nevgasimii², S. Senchurov^{1,*}

1) Taras Shevchenko National University of Kyiv, Physics Faculty

2) Teleoptic PRA

* Shevchenko National University of Kyiv, Physics Faculty, Volodymyrska vul. 64, Kyiv, Ukraine, 01601; +(38) (044) 526 86 77; sergsenc@mail.univ.kiev.ua

Abstract. The experimental comparison of the performance of the computed tomography and prototype digital tomosynthesis unit was carried out. The results of comparison show higher resolution of the digital tomosynthesis in coronal plane parallel to the plane of the detector compared to the computed tomography and lower resolution in perpendicular direction. Estimation of the patient dose load shows that patient dose due to the tomosynthesis can be at least 3 to 6 times lower than patient dose due to computed tomography.

Key words: Computed tomography, X-ray applications, Reconstruction algorithms, Biomedical imaging.

INTRODUCTION

Before the invention of computed tomography (CT), the linear tomography (or *laminography*) [1] was the only way of the visualization of a single cross-section. The invention of CT posed a task

of comparison of the performance of CT and laminography. A number of researchers [2-4] reported the higher clinical efficiency of CT compared to laminography due to the three-dimensional nature of CT. These advantages of CT caused the common transition from laminography to CT in medical practice [5].

The availability of high-resolution digital X-Ray receivers provided their usage in modern clinical laminography equipment.

On the other hand today there is a number of X-Ray techniques, called [6], mechanical realization of which is similar to the laminography with digital X-Ray receivers. Tomosynthesis shows a better performance than CT and common X-Ray imaging in many applications [6-9].

Therefore there is a good reason to introduce digital tomosynthesis algorithms into the already manufactured laminography equipment with digital X-Ray receivers. The estimation of resolution and patient dose which can be achieved should be done for each model of laminography equipment.

The scheme of X-Ray laminography is shown in figure 1. The X-Ray tube and X-Ray film or X-ray receiver move in the opposite directions around the common rotation axis. The cross-section of the patient by the plane containing this axis remains unblurred, while the other layers, lying above and below the axis are motion blurred. So we get a sharp image of the relatively thin layer parallel to the detector plane and containing the rotation axis.

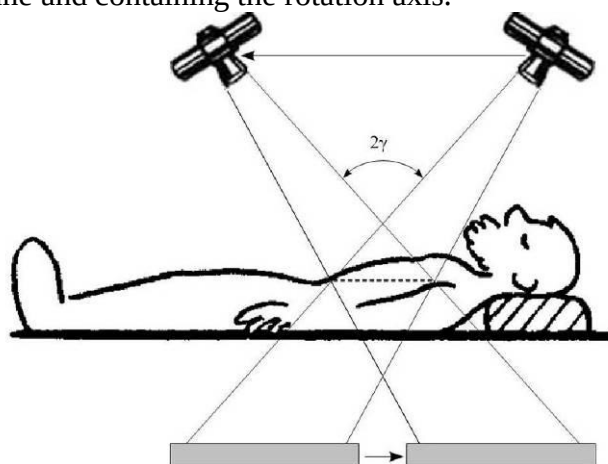


Fig. 1. Schematic representation of the X-Ray laminography.

The implementation of tomosynthesis algorithms allows to obtain the tomographic sections in X-Rays rooms from one hand and to achieve manifold patient dose reduction compared to common – axial – computed tomography from the other hand [10].

The purpose of our study was to compare the performance and patient doses of the prototype X-Ray digital tomosynthesis unit and of the computed tomography on the basis of Siemens SOMATOM Spirit CT unit. The prototype unit was the KVOMA, Kyiv, X-Ray digital laminography unit with the application of tomosynthesis algorithms, implemented by authors.

EXPERIMENTAL TECHNIQUE

We made an experimental comparison of characteristics of digital tomosynthesis prototype unit and CT. We used a number of phantoms in our study – paraffin phantoms and plexiglass phantom with test patterns, shown in figure 2. Linear tomography was carried out with the equipment, produced by KVOMA and CT was carried out with Siemens SOMATOM Spirit multislice CT unit.

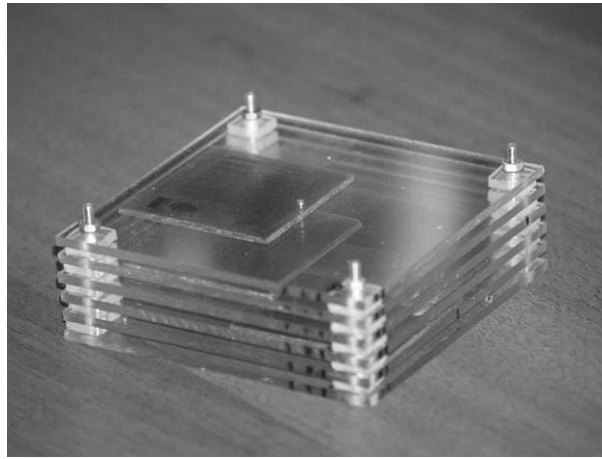


Fig. 2. Photo of the plexiglass phantom used in measurements.

Figure 3 shows sample cross-sections of the paraffin phantom, obtained by Siemens SOMATOM Spirit.

Figures 4 and 5 show sample cross-sections of the paraffin phantom, obtained by digital tomosynthesis prototype unit.

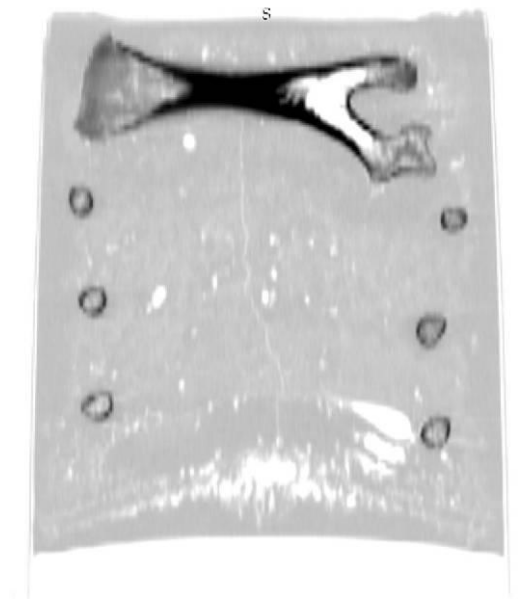


Fig. 3. Section of the paraffin phantom, obtained with Siemens SOMATOM Spirit. Section dimensions are 512x124 pixel, Hounsfield numbers range is -1024...3071.



Fig. 4. Section of the paraffin phantom, obtained with prototype tomosynthesis unit.
Section is reconstructed from 29 projections every 1° in range $-14^\circ \dots +14^\circ$.
Dimensions are 3024x3024 pixels, intensity varies in range 8000...45000.

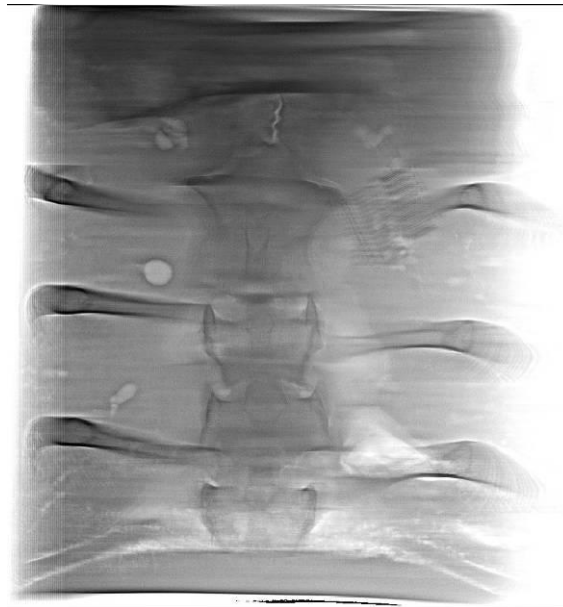


Fig. 5. Section of the paraffin phantom, obtained with prototype tomosynthesis unit.
Section is reconstructed from 91 projections every 1° in range $-45^\circ \dots +45^\circ$.
Dimensions are 1008x1008 pixels, intensity varies in range 1200...62000.

DISCUSSION

Table 1 summarizes results of the performance and dose comparison of CT and digital tomosynthesis. X axis is directed from patient legs to head, Y axis from left to right side of patient and Z axis goes from front to back. One should pay attention to the resolution in X, Y and Z directions (axes orientation is shown), number of sections and patient dose.

Table 1. Comparison of the CT and prototype tomosynthesis performance

	Tomosynthesis - 14°...+14°	Tomosynthesis - 45°...+45°	Tomography
Number of images	29	91	
Number of sections	10...20	20...40	512
Dimension of the reconstructed volume, X x Y x Z, voxels	3024x3024x100	1008x1008x100	124x512x512
Resolution along the X axis, line pairs/mm	2,0	1,4	0,5
Resolution along the Y axis, line pairs/mm	2,0	1,4	0,7
Resolution along the Z axis, line pairs/mm	0,1	0,2	0,7
Intensities range	16000...65000	1200...62000	-1024...3071
Number of sections along Z axis	20	40	512
Estimated patient radiation dose, mSv	1,16	0,40	3,53

Other researchers reported the next advantages of the tomosynthesis:

- Resolution in the plane parallel to the receiver — up to 1,5 lp/mm;
- Number of source projection images — 24...60;
- Thickness of a section — about 5 mm;
- Patient dose — less or equal to single radiography image ;
- Diagnostic value of digital tomosynthesis in urography — up to 98%;
- Diagnostic value of conventional urography and urography with laminography – up to 50%;
- The possibility of the computer-aided detection (CAD) systems utilization.

CONCLUSIONS

The resolution of digital tomosynthesis can achieve 1,4...2,0 line pairs/mm with the thickness of a section 0,5...1,0 cm. The CT resolution in the experiment was 0,7 line pairs/mm with the thickness of a section 2 mm.

Digital tomosynthesis allows to lower the patient radiation dose 3...6 times related to the CT study.

1. *T. M. Buzug*, Computed Tomography. – Berlin, Heidelberg: SpringerVerlag, 2008.
2. *E. Schaner, A. Chang, J. Doppman, D. Conkle, M. Flye, and S. Rosenberg*, Comparison of computed and conventional whole lung tomography in detecting pulmonary nodules: a prospective radiologic-pathologic study// American Journal of Roentgenology – 1978 – V. 131, no. 1, pp. 51–54
3. *A. E. Chang, E. G. Schaner, D. M. Conkle, M. W. Flye, J. L. Doppman, and S. A. Rosenberg* Evaluation of computed tomography in the detection of pulmonary metastases. a prospective study // Cancer – 1979– V. 43, no. 3, pp. 913–916
4. *S. Siegelman, E. Zerhouni, F. Leo, N. Khouri, and F. Stitik* CT of the solitary pulmonary nodule //American Journal of Roentgenology – 1980 – V. 135, no. 1, pp. 1–13
5. *A. M. Parsons, F. C. Detterbeck, and L. A. Parker* Accuracy of helical CT in the detection of pulmonary metastases: Is intraoperative palpation still necessary? // Ann Thorac Surg – 2004 – V. 78, no. 6, pp. 1910–1918
6. *A. Smith* Full-field breast tomosynthesis // Radiology Management –2005 – V. 27, pp. 25–31
7. *S. P. Poplack, T. D. Tosteson, C. A. Kogel, and H. M. Nagy* Digital breast tomosynthesis: Initial experience in 98 women with abnormal digital screening mammography // American Journal of Roentgenology – 2007 –V. 189, no. 3, pp. 616–623
8. *D. Gur, G. S. Abrams, D. M. Chough, M. A. Ganott, C. M. Hakim, R. L. Perrin, G. Y. Rathfon, J. H. Sumkin, M. L. Zuley, and A. I. Bandos* Digital breast tomosynthesis: Observer performance study // American Journal of Roentgenology – 2009 – V. 193, no. 2, pp. 586–591
9. *I. T. P. Wells, V. M. Raju, B. K. Rowberry, S. Johns, S. J. Freeman, and I. P. Wells* Digital tomosynthesis a new lease of life for the intravenous urogram? // British Journal of Radiology – 2011 – V. 84, no. 1001, pp. 464–468
10. *European Commission Directorate-General for the Environment*. Referral guidelines for imaging. – 2000

АНОМАЛЬНЫЕ ОСОБЕННОСТИ И МЕДИКО-БИОЛОГИЧЕСКОЕ ПРИМЕНЕНИЕ УПРАВЛЯЕМОГО РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ, ГЕНЕРИРУЕМОГО ПРИ КАВИТАЦИИ СТРУИ ЖИДКОСТИ

В. И.Высоцкий^{1*}, А. А. Корнилова²

¹Киевский Национальный университет им. Т.Шевченко, Украина; vivysotskii@gmail.com

²Московский государственный университет им. М.В.Ломоносова, Россия

Аннотация. Исследованы радиационные процессы при кавитации струи жидкости. В определенных условиях выходная часть канала и начало струи жидкости (напр., воды) являются источником рентгеновского излучения с энергией 1...5 КэВ и активностью 0.1 Кюри. Последовательное преобразование рентгеновских и ударных волн приводит к возможности генерации рентгеновского излучения за удаленными толстыми металлическими экранами, что позволяет генерировать рентгеновское

Abstract. Radiating processes at liquid streams cavitation are investigated. At certain conditions a target part of the output channel and the surface of a liquid stream (e.g., water) are a source of X-ray with energy 1... 5 keV and activity 0.1 Curie. Consecutive transformation of X-ray and shock waves leads to possibility of X-ray generation behind remote thick metal screens that allows to generate X-ray radiations in the closed objects and to use it in biotechnology and medicine.

Ключевые слова: кавитация, ударная волна, рентгеновское излучение, радиационная медицина.

Key word: Cavitation, shocking wave, X-Ray radiation, radiation medicine

Введение

Проблема создания компактных, безопасных и управляемых источников коротковолнового излучения относится к числу наиболее актуальных. Такие источники широко используются в медицине и биотехнологии. Традиционно эту задачу решают при использовании рентгеновских трубок или изотопных источников. Очевидны их недостатки. Для рентгеновских трубок это малая эффективность при напряжении менее 10 кВ, большой вес и габариты, невозможность работы во взрывоопасных условиях (при наличии органической пыли, горючих газов или паров топлива, высокой влажности). Для изотопных источников - наличие сопутствующих квантов жесткого диапазона и невозможность выключения источника.

В настоящей работе представлены результаты исследования принципиально другого метода генерации рентгеновского излучения, не связанного ни с частицами высокой энергии ни с радиоизотопами. Механизм формирования излучения связан с кавитационными явлениями в струе жидкости, вытекающей под давлением из узкого канала. Такой механизм генерации излучения до наших работ [1-4] был неизвестным. В данной работе исследовано 2 типа жидкостей - машинное масло и вода. Процесс кавитации с использованием этих жидкостей связан с рядом очень специфических явлений, которые детально рассмотрены ниже.

1. Генерация рентгеновского излучения при кавитации струи вязкой жидкости

В работах [2,3] были проведены исследования процессов, которые имели место при кавитации вязкой жидкости, возникающей в машинном масле при его выходе под давлением из узкого диэлектрического канала внутрь кавитационной камеры. Схема экспериментальной установки и ее общий вид представлены на Рис.1. Исследования режимов кавитации проводилось с помощью оптической регистрации пространства перед и после канала при разных давлениях жидкости. Поэтапное изменение давления машинного масла приводило к изменению структуры и вида жидкости, выходящей из канала (см. Рис.2а).

В исходном состоянии и при давлении $P < 20-25$ атм масло было прозрачным и имело

темно-коричневый цвет до диафрагмы и после нее. При $P \approx 30$ атм за выходным отверстием канала начинается процесс турбулентности, а при $P > 40$ атм средний размер турбулентных вихрей становится очень маленьким, в результате чего масло в пространстве за каналом становится молочно-белым. Этот режим соответствует началу процесса кавитации в масле.

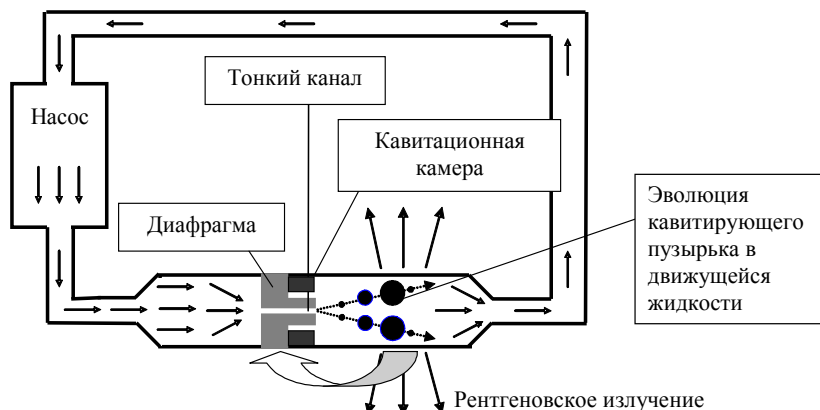


Рис. 1. Схема установки для исследования радиационных процессов и принцип формирования рентгеновского излучения при кавитации струи жидкости.

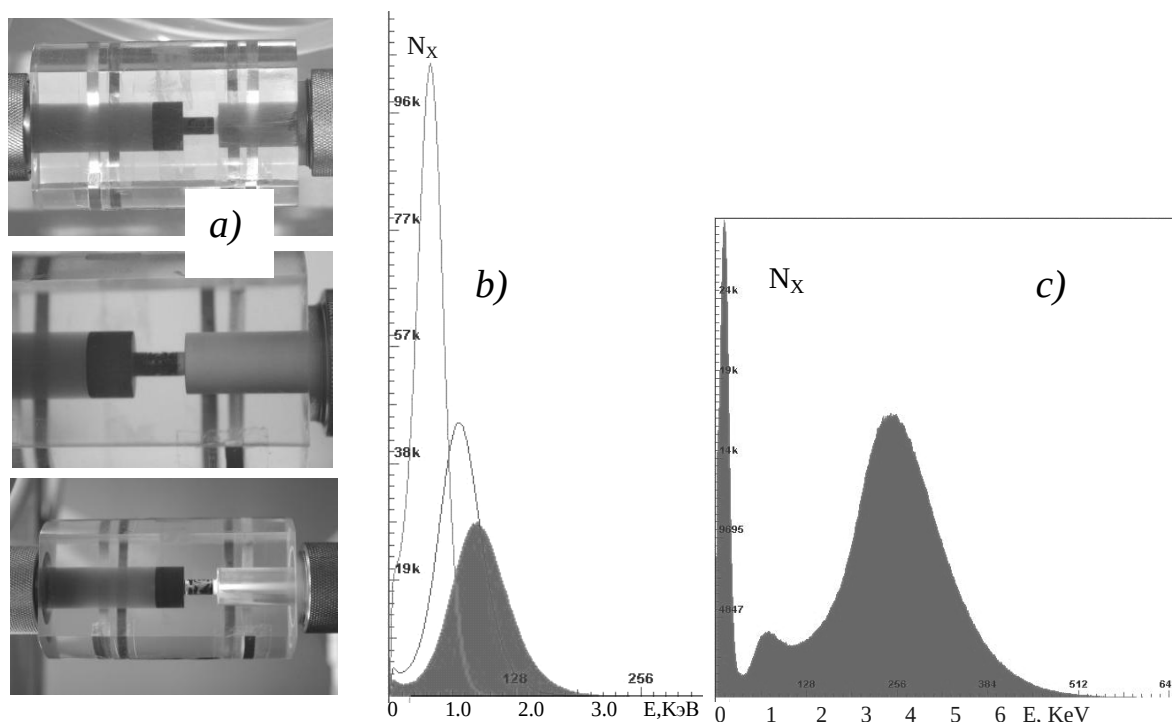


Рис. 2. Слева (сверху вниз) - вид жидкости при малом давлении $P \leq 20-25$ атм; при $P \approx 30-40$ атм, соответствующем началу кавитации; яркое свечение направленной струи жидкости при $P \geq 80-90$ атм. В центре - изменение спектра рентгеновского излучения поверхности кавитационной камеры при поэтапном увеличении давления масла (слева направо - 20, 40 и 60 атм). Справа - спектр рентгеновского излучения, регистрируемого за пределами камеры со струей масла при $P = 37$ атм при наличии порошка меди, механически связанного с внешней поверхностью камеры.

При $P \approx 60$ атм происходил отрыв жидкости от стенок и формирование направленной струи, а при $P > 70-80$ атм возникало яркое бело-голубое свечение этой струи [1]. Для выяснения механизма свечения было проведено изучение радиационных полей за пределами камеры. Было обнаружено, что внешняя поверхность камеры является источником рентгеновского излучения (см. Рис.2б). Основные исследования проводилась с использованием кремниевого рентгеновского спектрометра "1-2-3 X-ray spectrometer", Amptek Inc и фотопленок.

Излучение генерировалось только при сравнительно небольшом ($P \approx 25-60$ атм)

давлении жидкости, когда струя жидкости касалась внутренней стенки камеры. По мере увеличения давления максимум излучения смещался в более жесткую область, а амплитуда максимума падала. При $P > 65-70$ атм рентгеновское излучение отсутствовало.

Было показано [2], что генерация рентгеновского излучения является следствием кавитационных явлений в струе жидкости: возбуждение рентгеновских переходов связано с "встряхиванием" или разрушением (отрывом) атомов на внешней поверхности камеры при внутреннем отражении от нее мощных ударной волны, возбуждаемой кавитацией. Процесс генерации наблюдался только при сравнительно небольшом давлении, когда одновременно выполнялись два условия: а) формирование кавитационных пузырьков в объеме струи, б) касание пространственно расходящейся струи кавитирующей жидкости внутренней поверхности стенок камеры. При этом энергия ударных волн от кавитационных пузырьков передавалась от жидкости к внешней поверхности камеры, где и возникало излучение (см. Рис.1).

Процесс формирования кавитационных пузырьков начинался как случайный процесс, аналогичный дробовому шуму, с флуктуационных зародышей в объеме жидкости при резком уменьшении давления, но с учетом обратного влияния ударных волн (фактически - положительной обратной связи) на параметры диафрагмы, формирующей процесс зарождения кавитационных пузырьков, он быстро переходил в режим автогенерации, аналогичный генератору Ван-дер-Поля. Эта обратная связь символически показана фигурной стрелкой на Рис.1.

Этот механизм был подтвержден при исследовании ударных волн, которые регистрировались акустическим датчиком, расположенным на поверхности и внутри камеры [2]. Амплитуда этих волн превышала 300-400 А. Под действием этих волн происходит возбуждение и ионизация атомов на внешней поверхности камеры, а также частичная эрозия поверхности.

На Рис. 2с представлены результаты измерения рентгеновского спектра при закрепления атомов меди на поверхности камеры специальным акустическим гелем. Видно, что при этом максимум спектра излучения смещается от начального значения ≈ 1 кэВ (соответствующего поверхности оргстекла) в область более высоких энергий (около 3.5 кэВ).

2. Генерация перестраиваемого рентгеновского излучения при кавитации струи воды

Вторая часть исследований [3,4] была связана с оптимизацией процесса генерации рентгеновского излучения. Такая оптимизация предполагала переход к более естественной рабочей среде (воде) и к более фундаментальному изучению процесса генерации.

Часть исследований проводилась на установке, предназначенной для гидродинамической (технологической) обработки разных материалов, включая резку. В штатном режиме установка обеспечивает высокоточную резку прочных материалов при $P \approx 250 \dots 2000$ атм. В данной работе режим кавитации на струе воды исследовался в интервале $P \approx 250-600$ атм.

В экспериментах было обнаружено, что струя воды, выходящая из канала в воздух, генерирует рентгеновское излучение, максимум спектра которого при $P \approx 600$ атм соответствовал $E_x \approx 0.9$ КэВ (Рис.3а). Длина пробега этого излучения в воздухе равна $\langle L \rangle \approx 6-7$ мм. При увеличении давления воды до 1000 атм максимум смещался до 1.1 КэВ. Также было обнаружено, что внешняя поверхность стенка штока, внутри которого находится канал, при том же давлении 600 атм генерировала рентгеновское излучение с максимумом при $E_x \approx 1.7-1.8$ кэВ (Рис. 3а, график "Fe"). При нанесении на поверхность штока порошка из свинца максимум энергии излучения смещался в область $E_x \approx 4.8-5$ кэВ (см. Рис.3а, "Pb").

Для увеличения достоверности регистрации проводились контрольные эксперименты с помощью рентгеновских пленок (в частности - исследование излучения, генерируемого непосредственно около поверхности струи жидкости и выходного канала). Для этого 2 листа пленки помещались в общий пакет из светозащитной черной бумаги. Пакет сворачивался в

форме цилиндра с радиусом $R \approx 3$ см и надевался со стороны выходного отверстия на всю длину штока и часть струи. При этом расстояние от поверхности штока до пленки было равно $\Delta R_1 \approx 2.3$ см, а от центра струи воды - около $\Delta R_2 \approx 3$ см. На Рис.3б,с представлен вид пленок после экспонирования в течение 15 минут при $P=600$ атм и проявки. Видно, что в области, находящейся около поверхности штока (верхняя часть снимков), существовало интенсивное рентгеновское излучение. Пространственное распределение излучения на обеих пленках идентично. Анализ поглощения излучения в объеме ближней пленки толщиной 0.15 мм определяет энергию излучения ~ 2 кэВ, что согласуется с данными спектрометра (Рис.3а, кривая "Fe"). Нижняя часть пленок оказалась чистой, поскольку средняя длина пробега $\langle L \rangle \approx 6$ мм более мягкого излучения с энергией ~ 1 кэВ от кавитирующей струи воды (рис.3а) меньше, чем расстояние от струи до пленки $\Delta R \approx 3$ см. Активность излучения около 0.1 Кюри.

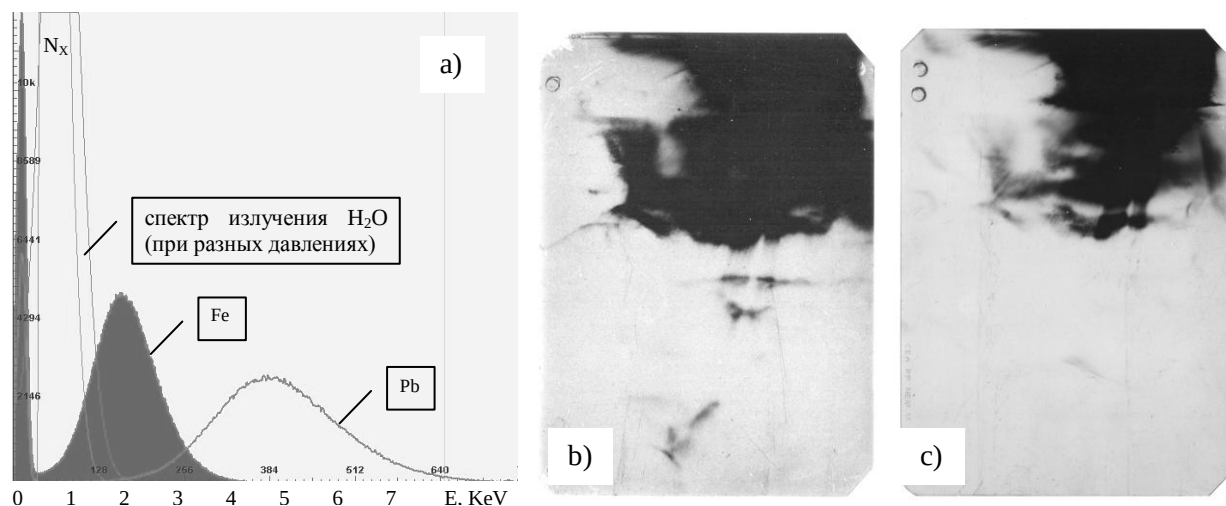


Рис. 3. а) - спектры рентгеновского излучения воды, поверхности стального штока и свинцового покрытия поверхности штока в режиме кавитации струи воды; б),с) - действие рентгеновского излучения на две пленки, сложенные вместе и размещенные вокруг штока и выходящей струи воды.

Было также обнаружено, что при помещении рядом с штоком (2-3 см) толстого стального экрана (2-3 мм) за ним регистрировалось рентгеновское излучение [3-5], что связано с многократным преобразованием рентгеновских и ударных волн на соответствующих границах. Энергия этого излучения зависит от материала обратной поверхности экрана (Рис.4).

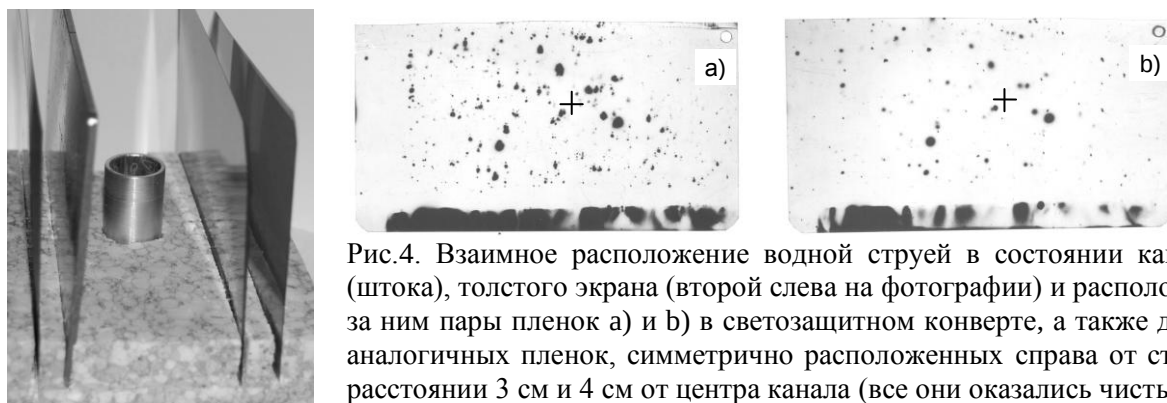


Рис.4. Взаимное расположение водной струей в состоянии кавитации (штока), толстого экрана (второй слева на фотографии) и расположенной за ним пары пленок а) и б) в светозащитном конверте, а также двух пар аналогичных пленок, симметрично расположенных справа от струи на расстоянии 3 см и 4 см от центра канала (все они оказались чистыми!).

На аналогичных рентгеновских пленках, симметрично расположенных по другую сторону от штока излучение в отсутствие экрана не регистрировалось (отсутствовало). Этот эффект позволяет генерировать рентгеновское излучение с $E_x \approx 2-5$ кэВ внутри изолированных объектов и может быть использован для биотехнологии, стерилизации продуктов и в медицине [5].

А.В. Генерация интенсивного направленного излучения при быстром движении струи жидкости сквозь узкие диэлектрические каналы. // Поверхность. Рентген., синхротрон. и нейтрон. исслед. – 2007. – №3. – С. 55-60.

2. Корнилова А.А., Высоцкий В.И., Сысоев Н.Н., Десятов А.В. Генерация рентгеновского излучения при пузырьковой кавитации быстрой струи жидкости в диэлектрических каналах. // Поверхность. Рентген., синхротрон. и нейтрон. исслед. – 2009. – №4. – С.17-26.

3. Корнилова А.А., Высоцкий В.И., Сысоев Н.Н., Литвин Н.К., Томак В.И., Барзов А.А.. Ударно-кавитационный механизм генерации рентгеновского излучения при кавитации быстрой струи воды. // Вестник МГУ, серия "Физика, астрономия". – 2010. – №1. – С. 46-50.

4. Корнилова А.А., Высоцкий В.И., Сысоев Н.Н., Литвин Н.К., Томак В.И., Барзов А.А.. Генерация интенсивного рентгеновского излучения при выходе быстрой струи воды из металлического канала в атмосферу. // Поверхность. Рентген., синхротрон. и нейтрон. исслед.. – 2010. – №12. – С.53-63.

5. Корнилова А.А., Высоцкий В.И., Сысоев Н.Н., Десятов А.В. Способ получения рентгеновского излучения и устройство для его осуществления // Международный патент № RU2454840, дата публикации 27.06.2012.

ПРОГРАМА «РАК ВИЛКОВНИЙ» БЛАГОДІЙНОГО ФОНДУ РІНАТА АХМЕТОВА «РОЗВИТОК УКРАЇНИ»

В.Л. Миколаюк¹, П.В. Лапін¹

1) Благодійний фонд «Розвиток України»

вул. Іллінська, 8, м. Київ, Україна, 04070; +(38) (044) 502 52 18; plapin@fdu.org.ua

Анотація. Перша і єдина в Україні масштабна програма підтримки державної системи надання допомоги онкологічним хворим. Дана програма – це найбільша інвестиція в розмірі 315 мільйонів гривень у розвиток державної онкологічної служби України. Програма спрямована на створення умов для ефективної роботи державної онкологічної служби і поліпшення якості діагностики та лікування онкохворих за допомогою новітнього устаткування та впровадження передового досвіду лікування раку.

Аннотация. Первая и единственная в Украине масштабная программа по поддержке государственной системы оказания помощи онкологическим больным. Данная программа – это крупнейшая инвестиция в размере 315 миллионов гривен в развитие государственной онкологической службы Украины. Программа направлена на создание условий для эффективной работы государственной онкологической службы и улучшения качества диагностики и лечения онкобольных с помощью новейшего оборудования и внедрения передового опыта лечения рака.

Abstract. The first and only large-scale project in Ukraine to support state system of providing assistance to cancer patients. This project is the largest investment of 315 million UAH in the development of the state oncological service in Ukraine. The project aims to create conditions for the effective work of the state oncological service and improve the quality of diagnosis and treatment of cancer patients by using advanced equipment and introduction of advanced experience of treating cancer.

Ключові слова: Фонд «Розвиток України», «Рак виліковний», радіологія

Ключевые слова: Фонд «Развитие Украины», «Рак излечим», радиология

Key words: Foundation for Development of Ukraine, Cancer is Curable, radiology

Програма «Рак виліковний» благодійного фонду «Розвиток України» перша і єдина в Україні масштабна програма з підтримки державної системи надання допомоги онкологічним хворим. Дана програма - це найбільша інвестиція у розмірі 315 мільйонів гривень в розвиток державної онкологічної служби України.

Програма спрямована на створення умов для ефективної роботи державної онкологічної служби і поліпшення якості діагностики і лікування онкохворих за допомогою новітнього устаткування і впровадження передового досвіду лікування раку.

Географія програми:

У Донецькій області: створити діагностичний центр позитронно-емісійної томографії з лабораторією виробництва радіофармпрепаратів та сучасний радіологічний центр, також у Донецькому онкоцентрі будуть виконані роботи по створенню блоку контактної променевої терапії відповідно до кращих світових стандартів.

м.Київ: створити сучасний радіологічний центр на базі головного науково-дослідного і лікувально-профілактичного закладу країни Національного інституту раку.

Західна Україна: оснастити сучасним обладнанням для діагностики та/або лікування сім обласних онкологічних диспансерів та створити центр променевої терапії на базі Рівненського обласного онкологічного диспансеру.

Створити всеукраїнську мережу e-Health між спеціалізованими медичними установами України; розвивати чотири напрямки e-Health: науковий, навчальний, консультаційний та управлінський.

Підвищити рівень обізнаності населення з питань лікування (від видів діагностики до аспектів лікування).

Надавати підтримку тут і зараз онкологічним хворим (консультація, діагностики та лікування).

Що зроблено.

Завершено етапи розробки проектної документації ПЕТ/КТ-центру, державної експертизи проекту, виконуються будівельні роботи згідно графіку; розроблений план розвитку Донецького обласного протипухлинного центру, здійснюється розробка проектної документації об'єктів розвитку.

У ДОКТМО щорічно (у тому числі в 2012р.) на комп'ютерному томографі проходять діагностику до 6 тис. пацієнтів (до 1,5 тис. пацієнтів проходять діагностичне обстеження на УЗД-апаратах. Потужність аналізаторів дозволяє проводити порядку 78,000 досліджень. Виконується розробка проектної документації по радіологічному центру при Національному інституті раку, а також Донецькому онкологічному центрі.

Відповідно до затвердженої концепції оснащення та розвитку восьми онкодиспансерів Західної України проведено відкриті тендери на закупівлю обладнання для Львівського державного онкологічного регіонального лікувально-діагностичного центру, Рівненського, Хмельницького, Закарпатського, Івано-Франківського обласних онкодиспансерів, а також Донецького обласного протипухлинного центру.

У 2010 році введено в експлуатацію 24-зрізовий комп'ютерний томограф в Львівському онкологічному центрі. Обладнання використовується для діагностики онкопатологій та планування променевої терапії. Вартість обладнання: 7,0 млн. грн. Щодня діагностику проходять в середньому 15 пацієнтів, загалом у 2012р. обстежено 2479 пацієнтів. Лікарі читають лекції, виступають з доповідями про діагностичні можливості КТ і демонструють можливості методу на професійних майстер класах.

У лютому 2013р. у Львівському онкоцентрі відкрито блок контактної променевої терапії.

У 2011р. Рівненський обласний онкологічний диспансер оснащений сучасним радіологічним устаткуванням. А саме: лінійним прискорювачем, 16-зрізовим комп'ютерним томографом та іншим необхідним обладнанням для забезпечення роботи центру променевої терапії. Проводяться роботи по модернізації існуючого обладнання блоку контактної і дистанційної променевої терапії. Загальна вартість проекту: 27,7 млн. грн. За час роботи обладнання променеву терапію на лінійному прискорювачі пройшли 500 пацієнтів, в т.ч. 25 дітей, діагностику на комп'ютерному томографі – 2600 пацієнтів. В серпні 2012р. у Рівненському онкологічному диспансері відкрито відділення контактної променевої терапії. У лютому 2013р. відкрито блок палат спільного перебування матері та дитини.

В серпні 2012 року введено в експлуатацію три спеціалізованих для онкології комп'ютерних томографи в Закарпатському, Івано-Франківському, Хмельницькому обласних онкологічних диспансерах.

У жовтні 2012р. було презентовано «Мобільну жіночу консультацію» - пересувний трейлер, перший проект європейського взірця в Україні призначений для масового виявлення раку грудної залози та раку шийки матки.

У травні/червні 2013р. буде відкрито відділення контактної променевої терапії у Донецькому обласному протипухлинному центрі.

В рамках проекту «eHealth» в 2012р. Фонд забезпечив підключення до національної телемедичної мережі Донецький обласний протипухлинний центр, Львівський онкоцентр та Рівненський обласний онкологічний диспансер. За допомогою новітнього устаткування спеціалісти отримують можливість здійснювати дистанційний супровід лікувально-діагностичного процесу та науково-методичну діяльність. Для пацієнтів значно скоротилися час та відстані у встановленні вірного діагнозу та призначенні лікування.

Фонд постійно надає допомогу центрам у Львові, Рівному, Донецьку в закупівлі витратних матеріалів для забезпечення доступності діагностики для соціально-незахищених громадян.

Фахівці онкоцентрів постійно проходять навчання.

За підтримки фонду видано довідкові інформаційні брошури для пацієнтів.

У лютому 2009 року за ініціативи та підтримки фонду «Розвиток України» на сайті УНІАН-Здоров'я (<http://health.unian.net/>) стартувала інформаційна кампанія «Рак виліковний».

PLASMA SOURCES FORMATION FOR PLASMA MEDICINE

E.V. Martysh

Taras Shevchenko National University of Kyiv

Vladimirska str., 64, Kyiv, Ukraine, 01601; +(38) (044)5260590; e.martysh@gmail.com

Abstract. This paper deals with two problems in plasma medicine. The first one is the characterization of the plasma source: the plasma power outflux must be known in order to control the conditions under which biology samples are treated. This is especially important in the treatment of living cells, which may not receive high energy doses. Special attention was given to the plasma diagnostics methods. It is clear that various optic devices play the main role in this case.

Key words: plasma source, biology samples, plasma diagnostics

Introduction.

Plasma medicine is emerging worldwide and some promising applications are on the horizon. Direct therapeutic plasma applications as the central element of plasma medicine will bring physical plasmas directly on/in the human (or animal) body [1]. The basis for these treatments are plasma sources: plasma generating devices, developed to be applied in medical practices and hospitals.

Plasma is known as the fourth state of matter, next to solid, liquid or gaseous. When adding energy to a gas, the electrons separate from the nucleus and move around freely. Plasma is thus a (partially) ionized gas, which shows, as an electroconductive gas, a variety of interesting attributes. Plasma are naturally energetic because stripping electrons take constant energy. If the energy dissipates, the electrons reattach and the plasma particles become a gas once again. Unlike ordinary matter, plasmas can exist in a wide range of temperatures without changing state. Outside of a container, plasma resembles gas—the particles don't have a definite shape. But unlike gas,

magnetic and electric fields can control plasma and shape it into useful, malleable structures. Most of all matter in the visible Universe is in the state of plasma, which can amongst others be found in the Sun or stars. Next to this very hot plasma, a cold, low-pressure (pressure near 1 atm.) plasma can also be generated artificially. This kind of plasma is used in plasma medicine.

The general aim of plasma medicine is to introduce plasma physics into clinical practice. Plasma medicine can be subdivided into three main fields: plasma-assisted modification of bio-relevant surfaces, plasma-based bio-decontamination/sterilization, and direct therapeutic plasma application. Surface modification and decontamination are more or less indirect medical plasma applications where plasma technology is used to process material or devices for subsequent medical applications. Plasma technology is relatively new to the field of medicine. It is already used in surgeries and endoscopic procedures and has been shown to control properties of cellular matrices, including biocompatibility of various substrates. Non-thermal plasma has been demonstrated to deactivate dangerous pathogens and to stop bleeding without damaging healthy tissue.

Plasma sources.

Two approaches are being pursued in the use of non-thermal atmospheric pressure plasma in medicine. In the first, the plasma is produced remotely, and its afterglow is delivered in a plume to the biological tissue. The sterilizing or therapeutic effects are likely produced by relatively long-lived neutral species and radicals as most of the charged particles do not survive outside the plasma generation region. Usually operated heavily diluted with helium to avoid plasma instabilities, the discharge is doped with a few percent of molecular gases such as O₂. These resulting oxygen-containing active species may play a role via de-excitation and subsequent energy transfer onto the microorganism's surface. Different devices exist for these treatments, from plasma needles to plasma jets. Potential applications of the remote plasma sources are surface sterilization in a more targeted way than is possible with large volume plasmas.

In the second approach, plasmas are generated in direct contact with living tissue. When dielectric barrier discharges (DBDs) are used for this purpose, the plasma device typically contains the powered electrode while the tissue is the counter electrode. The direct method fundamentally differs from the indirect technique in two respects. First, plasmas propagate and touch the biological surface, providing the possibility of charging the surface and delivering energetic ions. The second is the magnitude of the electric field produced at the surface – many orders of magnitude larger in the direct method.

These two general categories of plasma sources (indirect and direct) imply different compositions of the plasma species and activation energy delivered to the surface, particularly when surfaces are rough and nonplanar.

The direct application of the high-voltage (10–40 kV) non-thermal plasma discharges in atmospheric air to treat live animals and people requires a high level of safety precautions. Safety and guaranteed non-damaging regimes are the crucial issues in the plasma medicine. Discharge current should be obviously limited below the values permitted for the treatment of living tissue. That is the way to the essential complication of plasma sources design. At this work the main attention is directed on the I-st plasma sources type.

The supply and characterization of adequate plasma sources lay the foundation for a successful medical application of atmospheric pressure plasmas. Even though these sources are based on common plasma physical principles, their construction and operating parameters must be extensively characterized and adapted to the specific requirements of the experimental tasks and special medical applications. Extensive plasma diagnostics are a prerequisite for a detailed description and interpretation of chemical, biological and medical plasma effects. The main attention under investigations has been focused on the following directions:

- Adaptation of a source's plasma properties (atmospheric pressure plasma jet, dielectric barrier discharge, etc.) to the biological-medical and, respectively, experimental requirements.
- Extensive plasma diagnostics as a basis for the clarification of biological-medical mechanisms.

- Controllable adjustment of desired plasma characteristic through adaptation of different components (i.e. ultraviolet radiation, visible light, electric fields, reactive oxygen- and nitrogen species, etc.).
- Design of new sources on the basis of microporous discharges, jet-producing discharge arrangements and corona discharges with regard to geometric scalability of plasmas (miniaturized and also two-dimensionally extended, modular plasmas).
- Binding definition of technical minimum standard for plasma sources aiming at biomedical applications.

Plasma is a rich source of radicals and other active species. Free radicals have earned a bad name in biology and medicine, because of their capability of causing severe cell damage. Especially the ROS (reactive oxygen species) are well known as evildoers. The ROS family comprises radicals like O, OH and HO₂, peroxide anions O₂⁻ and HO₂⁻, ozone and hydrogen peroxide. These species are easily created in ambient air and water (e.g. due to radiation), and they live long enough to reach the cell and attack the organic matter. When the ROS level in body fluids becomes too high, various types of damage occur, known under a common name of oxidative stress. It is believed that oxidative stress bears at least partial responsibility for diseases like arteriosclerosis, cancer and respiratory problems. Moreover, high concentrations of oxygen radicals accelerate ageing of cells and tissues. On the cellular level, several effects leading to cell injury have been identified:

- lipid peroxidation - the oxidation of unsaturated lipids in the cell membrane (damage to the membrane).
- DNA damage - oxidation of DNA bases, leading to breakage of the DNA strand.
- protein oxidation - generally not so harmful, because damaged proteins are efficiently replaced. However, it can temporarily decrease the enzyme activity.

Understanding of the phenomena, mentioned above, can be improved by analytical (or numerical) study of the distribution functions: electron energy and molecules in the vibrational and rotational levels. Similar studies have been conducted previously [3]. It has been found that times of gas temperature and populations of the vibrational levels establish depend from experimental conditions: the gas pressure, the wall temperature of the discharge cell and its radius, the electron density and the parameters of the discharge power supply. Furthermore, it should take into account such important characteristics as: the probability of heterogeneous relaxation of the vibrational energy and electrons; cross sections defining the distribution functions and the rate constants of the respective reactions.

In the last decade, atmospheric-pressure room-temperature plasma jets have attracted a lot of attention due to their widespread applications in plasma medicine, nanotechnology, as well as surface and materials processing. Such plasma jet devices generate stable plasma glows in open air rather than in confined discharge gaps. This gives them several advantages in direct treatment of hard, soft, and biological matter with outstanding flexibility in terms of the sizes and areas of the objects to be treated. Most of the applications require room-temperature operation while completely avoiding the glow-to-arc transitions.

Atmospheric-pressure plasmas are used in a variety of materials processes. Traditional sources include transferred arcs, plasma torches, corona discharges, and dielectric barrier discharges. In arcs and torches, the electron and neutral temperatures exceed 3000°C and the densities of charge species range from 10¹⁶-10¹⁹ cm⁻³. Due to the high gas temperature, these plasmas are used primarily in metallurgy. Corona and dielectric barrier discharges produce non-equilibrium plasmas with gas temperatures between 50-400°C and densities of charged species typical of weakly ionized gases. However, since these discharges are non-uniform, their use in materials processing is limited. Recently, an atmospheric-pressure plasma jet has been developed [4], which exhibits many characteristics of a conventional, low-pressure glow discharge. In the jet, the gas temperature ranges from 25-200°C, charged-particle densities are 10¹¹-10¹² cm⁻³, and reactive species are present in high concentrations, i.e., 10-100 ppm (see Fig.1).

Micro-plasma jets in atmospheric pressure molecular gases (nitrogen, oxygen, air) were generated by blowing these gases through direct current microhollow cathode discharges. The

tapered discharge channel, drilled through two 100 to 200 μm thick molybdenum electrodes separated by a 200 μm thick alumina layer, is 150 to 450 μm in diameter in the cathode and has an opening of 100 to 300 μm in diameter in the anode. Sustaining voltages are 400 to 600 V, the maximum current is 25 mA. The gas temperature of the microplasma inside the microhollow cathode varies between ~ 2000 K and ~ 1000 K depending on current, gas, and flow rate. Outside the discharge channel the temperature in the jet can be reduced by manipulating the discharge current and the gas flow to achieve values close to room temperature. This cold microplasma jet can be used for surface treatment of heat sensitive substances, and for sterilization of contaminated areas.

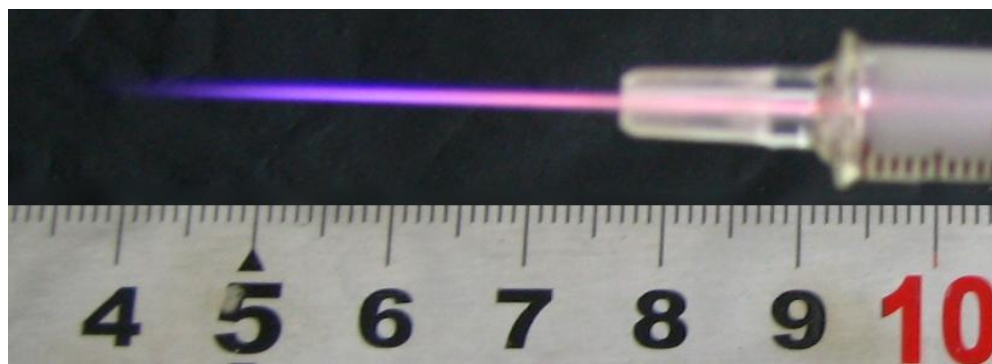


Fig.1 A photograph of the atmospheric-pressure plasma jet device

Plasma diagnostics

Optical emission spectroscopy was the main method in plasma parameters determination. It allowed determination of the electron excitation temperature, which also appeared to be approximately constant with power. Electron density and (excitation) temperature are important parameters that condition the plasma activity (excitation, ionization and formation of active radicals). Therefore, one can conclude that atmospheric plasmas operated at higher power have about the same activity and efficiency as the low-power ones. However, an upcoming drawback of increased power is the elevated gas temperature – when the plasma glow expands, cooling by thermal diffusion becomes less efficient and the temperature can reach even a few hundred degrees. Gas temperature of the plasma is one of the most important issues in treatment of heat-sensitive (biological) objects.

Optical emission is a typical gas-phase technique. The data it provides originate from the hottest part of the plasma: the active zone, which yields the highest emission intensity. Therefore it is not surprising that a temperature as high as a few hundreds of degrees is observed. In contrast, mass spectrometry provides downstream information, as it records the density of gas flowing into the mass spectrometer. The corresponding temperatures are lower. Nevertheless, the trends obtained by various methods are quite consistent. It is evident that gas heating occurs only at high power input; this is also coincident with an increase in the plasma glow size. The thermocouple and the temperature strip are not gas-phase methods. In fact, they are more relevant from the point of view of biomedical applications, because they provide the information about the heat that the treated object will suffer. Furthermore, convective cooling is of importance in sustaining a low plasma temperature.

But it is very important to have a well of information on the shift and broadening of molecular transitions for determination of the gas parameters along with the spectroscopic data of the molecules. In order to obtain this kind of information should be used IR CARS (infra-red coherent anti-Stokes Raman scattering – IR CARS) high-resolution spectrometer (e.g. “SOPRA”, France). It is possible to obtain extensive information about the structure of the vibration-rotational energy levels of many molecules, providing the necessary database for quantitative analysis and gas thermometry in this case [5].

The spectral line broadening of the molecular gas in the pressure range from 0.01 to 100 atmospheres can explore the collision dynamics of various molecules in such type investigation. These results also provide the necessary foundation for the proper procedures for the measurement

of the gas density and temperature. The developed methods are pulsed excitation and CARS probing (with a time resolution of $\sim 10^{-8}$ sec) have been very effective for the studies of the distribution time evolution of molecular energy between the internal (vibration and rotation) degrees of freedom, and research level-to-level kinetics of excited molecular systems.

Conclusions.

- The supply and characterization of adequate plasma sources lay the foundation for a successful medical application of atmospheric pressure plasmas.
- An important issue from the formation standpoint of the electron energy distribution functions and such function for molecules on fluctuations in the molecular gas is the question of the kinetic mechanisms that lead to their relationship. As indicated above, an important quantity in the discharge plasma, which defines the application is the gas temperature. In addition, its value depends on the direction of flow and the rate constants of many plasma chemical processes.
- CARS is a powerful diagnostic tool. The successful application of CARS diagnostics to studies of plasma flows should precede the collection of basic molecular data (both spectroscopic and kinetic) if they are not available for the test plasma flows.

1. Fridman G., Friedman G., Gutsol A., *e.a.* Applied plasma medicine // Plasma Processes and Polymers - 2008 - Vol. 5.- P. 503 - 533.

2. Kong M. G., Kroesen G., Morfill G., *e.a.* Plasma medicine: an introductory review // New Journal of Physics - 2009; V.11. -115012.

3. Martysh E.V. Ionization-relaxation processes in multicomponent heterophase plasma // Dr.Sci.Thesis Abstract / Taras Shevchenko National University – Kyiv, 2009.

4. Smitha T., Chaitanya Babu N. Plasma in Dentistry: An update // Indian Journal of Dental Advancements – 2010 - Vol.2 (2) – P. 210-214.

5. Grisch F., Bouchardy P., Vingert V., *e.a.* CARS Measurements at High Pressure in Cryogenic LOX/GH2 Jet Flames // Progress in Astronautics and Aeronautics / Ed. by V. Young, M. Habiballah, *e.a.* - 2004. - V.200. - P. 369-404.

АНАЛІЗ ПРОЦЕСІВ МАГНІТОМЕХАНОХІМІЧНОГО СИНТЕЗУ ПРОТИПУХЛИННОГО МАГНІТОЧУТЛИВОГО НАНОКОМПЛЕКСУ В НАНОРЕАКТОРІВ

Е. Орел, А.В. Романов

Національний інститут раку
вул. Ломоносова, 33/43, м. Київ, Україна, 03022; +(38) (044) 2576068;
v-orel@voliacable.com; ander_romanov@mail.ru

Анотація. В роботі наведено аналіз радикально-ланцюгових магнітомеханохімічних реакцій та комп'ютерне моделювання електромагнітного поля у нанореакторі, який використовується для синтезу протипухлинного магніточутливого наноконкомплексу з метою реалізації технології тераностики при магнітній нанотерапії раку.

Аннотация. В работе приведен анализ радикально-цепных магнитомеханохимических реакций и компьютерное моделирование электромагнитного поля в нанореакторе, который используется для синтеза противоопухолевого магниточувствительного наноконкомплекс с целью реализации технологии тераностики при магнитной нанотерапии рака.

Abstract. An analysis of radical magneto-mechano-chemical chain reactions and computer simulation of electromagnetic field in nanoreactor for the synthesis of antitumor magnetosensitive nanocomplex which used in theranostics technology at magnetic nanotherapy of cancer is described in paper.

Ключові слова: магнітомеханохімічний синтез, нанореактор, наноконкомплекс, електромагнітне поле.

Ключевые слова: магнитомеханохимический синтез, нанореактор, наноконкомплекс, электромагнитное поле.

Keywords: magneto-mechano-chemical synthesis, nanoreactor, nanocomplex, electromagnetic field.

Вступ. Рак є другою провідною причиною смерті у всьому світі [1]. Можливість одночасного проведення діагностики і терапії злоякісних новоутворень, що має назву тераностика, в даний час набуває все більшої популярності завдяки унікальній можливості, що надається магніточутливими наноконкомплексами (МНК) [2]. Діагностику і контроль ефективності лікування злоякісних новоутворень проводять за допомогою сучасних методів візуалізації, таких як традиційна рентгенографія, магнітно-резонансна томографія, комп'ютерна томографія, позитронно-емісійна томографія або ультразвуковими приладами [3].

МНК на основі оксидів заліза, що складаються, зазвичай, з магнетиту (Fe_3O_4) або маггеміту ($\gamma\text{-Fe}_2\text{O}_3$) і синтезовані з протипухлинними препаратами мають переваги при цільовій доставці лікарських засобів і контрольованій їх терапевтичній дії при одночасній візуалізації з метою діагностичної оцінки ефективності лікування. Тому МНК, що має суперпарамагнітні властивості, в даний час вважається одним з найуспішніших для медичних застосувань, зокрема для посилення контрасту в магнітно-резонансній томографії, ультразвуковій еластографії й магнітокерованій доставці ліків при радіочастотній гіпертермії раку [4].

Останніми роками була запропонована технологія магнітомеханохімічного синтезу МНК, принцип якого заснований на комбінованій дії постійного магнітного та змінного електромагнітного полів при одночасній вібрації магніточутливих синтезованих наноконкомпонентів [5]. У проведених доклінічних дослідженнях одержані оптимістичні результати, які дозволяють вважати, що магнітомеханохімічно синтезований МНК може розглядатися як перспективний елемент при реалізації клінічного варіанту технології тераностики для онкологічних хворих [6].

Слід відмітити принципову відмінність запропонованої нами технології тераностики від відомої класичної радіочастотної гіпертермії злоякісних пухлин, що проводиться під безпосереднім температурним контролем за допомогою МРТ. Як відомо, ця технологія заснована на тепловому ефекті квазірівномірного радіочастотного нагріву за температури 42–60°C. Залежно від досягнутої температури пухлинні клітки безпосередньо знищуються шляхом випаровування (абляції) або ініціюється сенсibiliзація на основі ефектів посилення хіміо- або променевої терапії [7]. Наша технологія тераностики заснована на магнітній нанотерапії раку з використанням МНК, апарату «МАГНІТЕРМ» (Радмір, Україна) [6] та ультразвукової доплерівської системи «ULTIMA» (Радмір, Україна) для безпосереднього контролю величини модуля Юнга, в'язкості та об'ємної швидкості потоку крові у пухлинних тканинах [8, 9]. В результаті комбінованої дії неоднорідних постійного магнітного та змінного електромагнітного полів ініціюються молекулярні струми та магнітні вихори в гетерогенних структурах пухлинних клітин з утворенням теплових паттернів (кластерів) в інтервалі 37-39°C. Це ініціює гетерогенні вільно-радикальні ланцюгові реакції в пухлинних клітинах. У наших попередніх експериментальних дослідженнях ми показали, що збільшення концентрації парамагнітних центрів (вільних радикалів) в МНК, збільшує цитотоксичну дію препарату в пухлині під дією зовнішніх неоднорідних електромагнітних полів [6].

Враховуючи те, що для реалізації клінічного варіанту технології тераностики необхідний синтез МНК з оптимальними магнітними властивостями, метою даної роботи було аналіз процесів магнітомеханохімічного синтезу протипухлинного магніточутливого наноконкомплексу в нанореакторі.

Конструкція магнітомеханохімічного нанореактора. Магнітомеханохімічний нанореактор (МНР) призначений для електромагнітного опромінення (ЕО) та

механохімічної активації комплексу магнітних мікро- та наночастинок і протипухлинного препарату доксорубіцин (ДР). На рис. 1 наведено загальний вигляд ММР. До складу ММР входить високочастотний генератор (ВЧ-генератор), механохімічний реактор та частотомір електронно-лічильний ЧЗ-54. За допомогою ВЧ-генератора (1) ініціюється ЕО комплексу магнітних мікро- та наночастинок і ДР. Частота ЕО ВЧ-генератора 40 МГц.

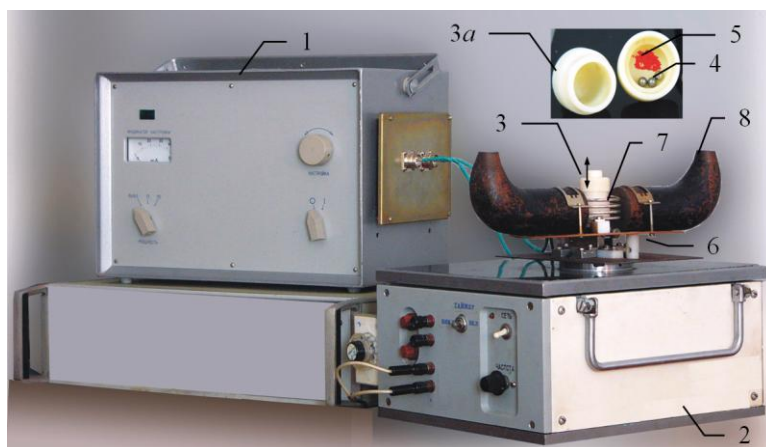
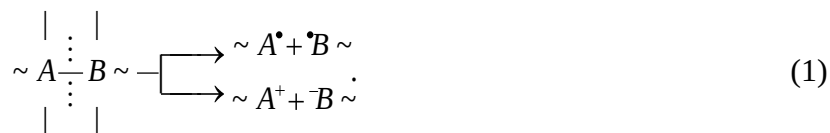


Рис. 1. Загальний вигляд магнітомеханохімічного нанореактора 1 – високочастотний генератор; 2 – механохімічний реактор; 3 – камера з діамантику; 3а – камера у розкритому вигляді; 4 – металеві кульки; 5 – магнітні мікро- та наночастинок і доксорубіцин; 6 – підставка; 7 – аплікатор; 8 – постійні магніти.

Кінетична модель радикально-ланцюгових магнітомеханохімічних реакцій в нанореакторі. Добре відомо, що якщо оксид заліза піддати диспергуванню, то його здатність до окислення різко зростає. Інша властивість металів – існування в них колективізованих електронів, які у принципі іонізують будь-яку органічну речовину, адсорбовану на поверхні металу. Експериментальна процедура цих відомих властивостей описана для випадку синтезу механохімічно-генерованих радикальних пар в різних сумішах. Це витікає з того, що енергія Фермі електронів в металах складає декілька електрон-вольт і ці електрони дифундують до прилеглих до поверхні металу шарів діелектрика [10]. Відомий також ефект вплив магнітного поля на вихід продуктів рекомбінації радикалів в твердих тілах обумовлений тим, що із зростанням напруженості поля прямо пропорційно росте взаємодія, яка відповідальна за синглет-триплетні переходи радикальної пари і молекул середовища [11]. Спрощена кінетична модель радикально-ланцюгових магнітомеханохімічних реакцій в ММР може бути представлена послідовністю трьох реакцій. Дія механічних напруг ініціює вільно-радикальні процеси і характеризує число розривів хімічних зв'язків молекул, що ініціюють вільні радикали, які в подальшому, після ряду проміжних перетворень, утворюють вторинні радикали і нові молекулярні комплекси. У місцях розриву хімічних зв'язків можливе перетворення активних «кінцевих» макрорадикалів в більш стійкі радикали. При одночасному електромагнітному опромінюванні спостерігається також значне збільшення кількості дефектів і утворення макрорадикалів з вільною валентністю («серединних»). Механоактивована дія на такі «серединні» радикали супроводжується утворенням кінцевих макрорадикалів і подвійних зв'язків, характерних для стаціонарного стану неопроміненого продукту. Після припинення дії електромагнітного опромінювання і механічного навантаження біооб'єкт повертається до незбудженого стану. При цьому відбувається рекомбінація вільних радикалів і збуджених частинок, анігіляція при їх зустрічі, вихід на поверхню або об'єднання в скупчення дислокацій.

Механохімічна реакція супроводжується розривом хімічних зв'язків в результаті механо-активованої дії:



де А і В – взаємодіючі речовини.

Реакція відновлення ДР в семіхінонний аніон-радикала відбувається за рахунок окислення Fe(II) в Fe(III) в середовищі з киснем, яка ініціює утворення парамагнітного ДР* із збільшеним числом парамагнітних центрів



Реакція взаємодії Fe₃O₄ з ДР* під впливом ЕО з кінцевим продуктом утворення МНК*, що ініціює збільшення кількості парамагнітних центрів, може бути схематично описана як:



Комп'ютерне моделювання електромагнітного поля магнітомеханохімічного нанореактора Напруженості магнітного H та електричного E полів в камері ММР були розраховані за наступними формулами:

$$\vec{H} = \frac{1}{\mu\mu_0} \text{rot} \vec{A}, \quad (4)$$

$$\vec{E} = -\frac{\partial \vec{A}}{\partial t}, \quad (5)$$

$$\vec{A} = \frac{\mu\mu_0 I}{4\pi} \oint_L \frac{d\vec{l}}{R}, \quad (6)$$

де $\vec{A}$ – векторний потенціал лінійного струму I , що протікає по індуктору L , R – відстань від елементу індуктора $d\vec{l}$ до точки у камері ММР, в якій розраховується поле, μ – відносна магнітна проникність, $\mu_0 = 4 \cdot 10^{-7}$ Гн/м – магнітна стала [12]. На рис. 2 зображено розподіл напруженості магнітного та електричного поля в камері ММР для однорідного середовища.

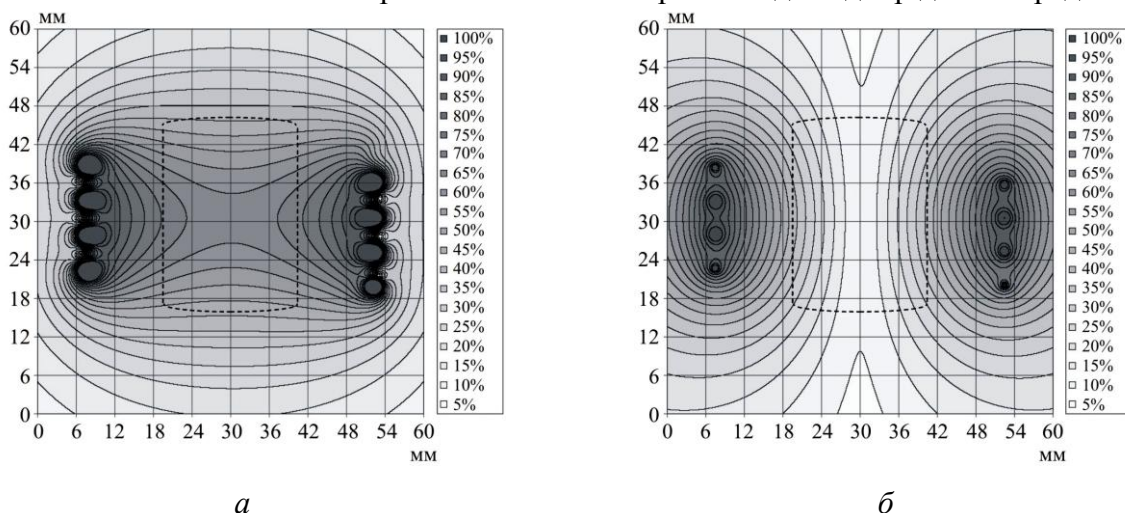


Рис. 2. Розподіл електромагнітного поля в камері магнітомеханохімічного нанореактору для однорідного середовища: a – напруженість магнітного поля; b – напруженість електричного поля; Камера нанореактору зображена пунктиром.

Обговорення. Враховуючи те, що ряд злоякісних пухлин має властивості феромагнетиків, в результаті накопичення в них ендогенного заліза [13, 14], вищеописані моделі радикально-ланцюгових магнітомеханохімічних реакцій і комп'ютерне моделювання електромагнітного поля магнітомеханохімічного нанореактора мають практичне значення для реалізації технології тераностики, заснованій на магнітній нанотерапії раку при використуванні МНК з фіксованими магнітними параметрами. Тому не менш

перспективним, окрім ультразвукових доплерівських систем, можна вважати і використання СКВІД-магнітометрів для підбору і контролю оптимальних режимів ефективності лікування злоякісних новоутворень на основі технології магнітної нанотерапії [15].

Висновок. Аналіз радикально-ланцюгових магнітомеханохімічних реакцій та комп'ютерне моделювання електромагнітного поля магнітомеханохімічного нанореактора мають практичне значення для реалізації технології тераностики при використанні МНК для магнітної нанотерапії раку і при візуалізації оцінки ефективності лікування методами ультразвукової еластографії та СКВІД-магнітометрії.

Список літератури

1. Jemal A., Bray F., Center M.M., Ferlay J., Ward E., Forman D. Global cancer statistics // *CA Cancer J. Clin.* – 2011. – V. 61, N. 2. – P.69–90.
2. Lee D.E., Koo H., Sun I.C., Ryu J.H., Kim K., Kwon I.C. Multifunctional nanoparticles for multimodal imaging and theragnosis // *Chem. Soc. Rev.* – 2012. – V. 41. – P. 2656–2672.
3. Fass L. Imaging and cancer: a review // *Mol Oncol.* – 2008. – V. 2, N. 2. – P. 115–152.
4. Roca A.G., Costa R., Rebolledo A.F., Veintemillas-Verdaguer S., Tartaj P., Gonzalez-Carreno T., Morales M.P., Serna C.J. Progress in preparation of magnetic nanoparticles for applications in biomedicine // *J. Phys. D. Appl. Phys.* – 2009. – V. 42. – P. 1–11.
5. Орел В.Е., Шевченко А.Д. Мельник Ю.Г. и др. Физико-химические характеристики магниточувствительного наноконплекса, полученного с использованием механомагнетохимической технологии сухого синтеза // *Металлофизика и новейшие технологии.* – 2010. – Т. 32, № 9. – С. 1157–1167.
6. Орел В.Э., Щепотин И.Б., Смолянка И.И. и др. Радиочастотная гипертермия злокачественных новообразований, нанотехнологии и динамический хаос. – Тернополь: ТПМУ, Укрмедкнига, 2012. – 448с.
7. Thiesen B, Jordan A. Clinical applications of magnetic nanoparticles for hyperthermia // *Int. J. Hyperthermia.* – 2008. – V. 24. – P. 467–474.
8. Girnyk S.A., Barannik A.E., Tovstiyak V.V., Barannik E.A., Marusenko A.I., Volokhov V.A. The estimation of Elasticity and Viscosity of Soft Tissues *in vitro* Using the Data of Remote Acoustic Pulpation // *Ultrasound in Medicine and Biology.* – 2006. – V. 32, N. 2. – P. 211–219.
9. Динник О.Б., Орел В.Е., Ніколов М.О., Романов А.В., Рихальський О.Ю. Комп'ютерний аналіз ультразвукових зображень карциноми Герена з магнітним наноконплексом // *Променева діагностика, променева терапія.* – 2013. – № 1–2. – С.90.
10. Хайнике Г. Трибохимия. – М.: Мир, 1987. – 584 с.
11. Бучаченко А.Л., Сагдеев Р.З., Салихов К.М. Магнитные и спиновые эффекты в химических реакциях. – Новосибирск: Издательство Наука, Сибирское отделение, 1978. – 296 с.
12. Никольский В.В. Электродинамика и распространение радиоволн : учебник для студентов радиотехнических специальностей вузов, изд. 3-е, перераб. и доп. / В.В. Никольский, Т.И. Никольская. – М. : Наука, 1989. – 424 с.
13. Brem F., Hirt A., Winklhofer M. et al. Magnetic iron compounds in the human brain a comparison of tumor and hippocampal tissue // *J. Royal Soc. Interface.* – 2006. – V. 3. – P. 833–841.
14. Kirschvink J., Tabrah F., Batkin S. Ferromagnetism in two mouse tumours // *J. Exp. Biol.* – 1982. – V. 101. – P. 321–326.
15. Будник В.М., Короновська К.П., Дзятковська І.І., Ніколов М.О., Мельник Ю.Г., Романов А.В., Орел В.Е., Будник М.М. Виявлення здатності сквід-магнітометрів до візуалізації магніточутливого комплексу на основі наночасток оксида заліза та доксорубіцину у тілі щурів // *Електроника и связь. Тематический выпуск «Электроника и нанотехнологии».* – 2010. – № 1– 2. – С. 137–141.

COMPLEX IDENTIFICATION OF EARLY BRAIN EDEMA

O. O. Lefterov, S. P. Radchenko

*Taras Shevchenko National University of Kyiv, Medical Radiophysics Department
4G, Acad. Glushkov Ave., 03127, Kyiv, Ukraine; +(38) (044) 526-10-73
sanich_lef@list.ru*

Abstract. Identifying pathology of brain edema in the early stages of development is a key aspect in the dynamics of treatment and further recovery progress. An integrated approach using combination analysis of Magnetic imaging data and EEG to improve both the spatial localization of edema and determine their functional features diagnostic methods provides early detection of disease. By setting appropriate protocol adjustments promotes improving visualization of the MRI data that affects the accuracy of the diagnosis.

Key words: MRI, EEG, ADC, brain imaging, edema

Introduction. Nowadays, a large number of pathological conditions of the human body are extensively studied and investigated to develop the most practical and effective way of treatments. Since there are many diseases that have similar signs and symptoms, diagnostic problems are constantly updating. So there is a need to develop new methods and procedures for finding the source of inflammation to optimize treatment. Among such problems there is a very relevant problem of identifying brain edema. It is relevant for modern neurosurgery and for neuroradiology. Development of this class of problems requires an integrated approach and use of various specialists. Before the advent of imaging techniques cerebral edema could be observed only at surgery. This excludes consideration of edema in planning operations. The occurrence of tomographic imaging techniques enabled visualization of edema zones in vivo, which greatly enhanced the planning of surgical intervention and improved results of most surgeries.

Methods. Swelling of the brain is a non-specific response of the brain to various factors such as trauma, inflammation, tumors, infectious brain damage. The clinical picture of cerebral edema is characterized by great diversity and often masked clinical manifestations of the underlying disease. This condition is characterized by abnormal accumulation of fluid in the tissues of the brain, so during introscopy examination it is logical to use magnetic resonance phenomena, as from a signal from the hydrogen nuclei original tomographic image can give a good contrast of pathology. In various conditions of pathology the speed changing and the development of edema can occur rather slowly, which greatly complicate the diagnosis early on. Depending on the etiology, location and speed of development there are 4 main types of edema: vasogenic, cytotoxic, and interstitial osmotic. Each of them is a complex physiological process with its own characteristics and diagnostic imaging. Therefore, in this article are shown the processes that occur in metabolic disorders, including cytotoxic state. This abnormal condition occurs due to swelling of glia, neurons and endothelial cells and begins a few minutes after brain damage, such as after hypoxia. As a result of reduced metabolic activity Na^+ , K^+ -ATPase cell membrane is disrupted. Sodium accumulates in the cells, and due to the osmotic pressure gradient across the cells water starts to cumulate. Cytotoxic edema mostly located in the gray matter of the brain. Detection of this condition in the early stages of development of cerebral edema is a complex task because clinical signs may not have a clear picture of the pathological condition and such pathophysiological condition takes place very quickly. To overcome these problems both deterministic and statistical evaluation methods are used. In particular, the statistical methods of cerebral edema diagnosis use electroencephalography (EEG). According to the received information it is possible to detect the presence of edema with a certain probability. Swelling of the brain is often accompanied by the presence of various tumors, leading to changes in intracranial pressure. Using the method of electroencephalography in registration electrical activity of the brain it is possible to register the signs of changes in intracranial pressure. When analyzing maps obtained from the EEG data in the range from 1 to 8 Hz, which corresponds to the activity of δ and θ waves the synchronization of phenomena EEG

rhythms may increase or vice versa, in a pronounced pattern of resync one can assume the presence of edema in the area for which they are responsible electroencephalographic derivation, of which there was abnormal activity. Change of Na^+ , K^+ -ATPase cell membrane from a physical point of view is the change in conductivity as the recorded signal while examining the electrical activity of the brain. As the human body is a complex biochemical mechanism that such pathological variance of electrical potential in brain activity is clearly detected in the survey through complementary mechanisms of diagnosis which are based on other physical principles.

The study proposes a combination analysis of magnetic imaging data and EEG both to improve the spatial localization of edema and to determine their functional features. The presence of edema from data obtained by EEG the Magnetic imaging (MRI) can confirm. Analysis of longitudinal and transverse recession magnetization gives quantitative characteristics of changes in the appearance of tissue edema. For visualization of edema T2 relaxation process is applied. This process depends on several parameters such as frequency, temperature, the presence of large molecules or paramagnetic ions and spin mobility, i.e. microviscosity. Tissues that have higher amounts of water, such as edema and cerebrospinal fluid, are characterized by higher values of T1 and T2. Therefore, these tissues are hardly distinguishable on T1-weighted images and are clearly visible on T2-weighted images. For patients with clear violations of EEG rhythms corresponding to desynchronization rhythms of δ waves and symptomatic manifestations of ataxia, dizziness and numbness in the neck, were examined by MRI.

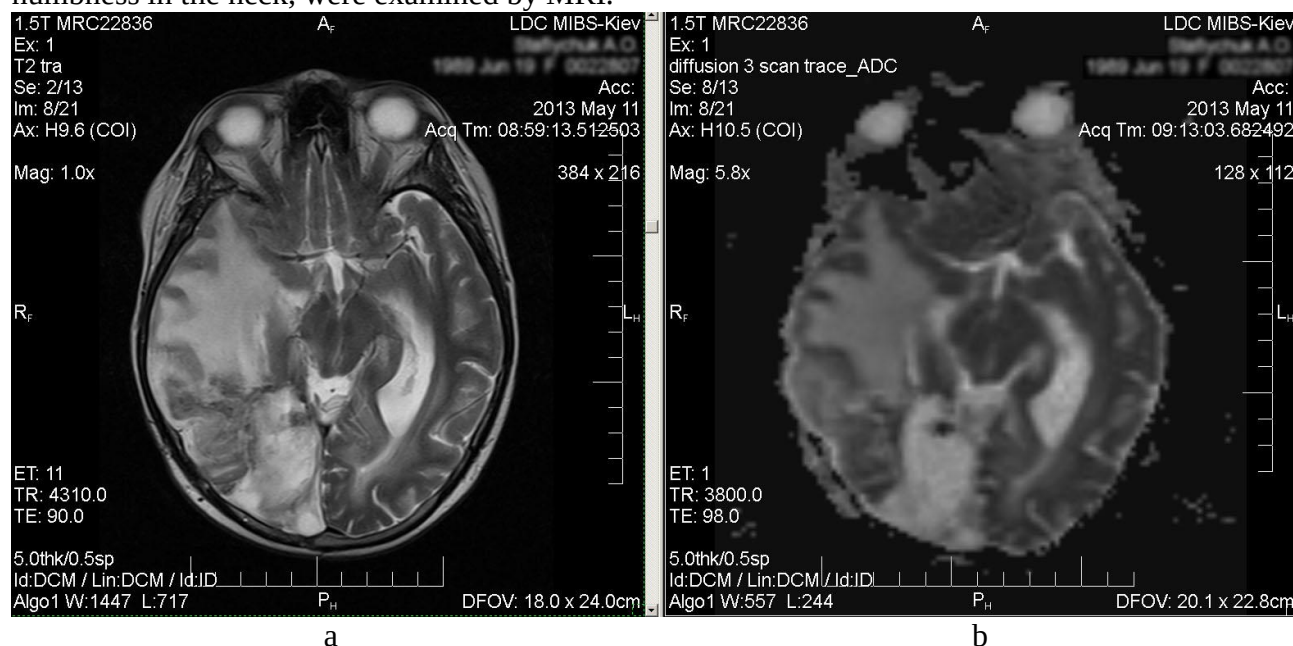


Fig.1 – Brain edema: a) in T2 mode; b) with ADC map

For image acquisition parameters of T2-weighted pulse sequence the spin echo SE with repetition times order of quantity of $\text{TR}=4000$ ms and echo time $\text{TE}=100$ ms is used. The spin echo sequence is made up of a series of events: 90° pulse – 180° rephasing pulse at $\text{TE}/2$ – signal reading at TE. This series is repeated at each time interval of repetition time. With each repetition, a k-space line is filled, thanks to a different phase encoding. The 180° rephasing pulse compensates for the constant field heterogeneities to obtain an echo that is weighted in T2. The reduced time of TR reduces the amplitude of the signal. The value of the length of the sequence of spin echo was selected based on the following expression:

$$T = \text{TR} * \text{NPS} * \text{NE}$$

where TR is repetition time, NPS is number of phase encoding steps, and of NE is number of excitations. By setting times of repeating sequences greater than 2 s we got that longitudinal magnetization manage to restore on the next phase has minimal impact, so the T1 signal magnetization will be as small as possible. Selected range echo time within 90-150 ms is found to be optimal contrast in T2 images for visualization cytotoxic edema. To determine the type of edema to the standard examination of brain the study protocol was added to the diffusion mode with the possibility of

mapping coefficients of diffusion. Cytotoxic edema is difficult to visualize because it quickly turns into a vasogenic stage. Nevertheless differentiation between cytotoxic and vasogenic edema is possible. Cytotoxic edema is characterized by hyperintensive signal on diffusion image mode and all the same in ADC mode at a time of vasogenic isointensive signal and increase in value using the ADC. This allows to distinguish presence of a tumor or ischemic stroke.

Conclusions. For early detecting brain edema MRI studies should be carried out with a low value of TR, since increasing TR time expands the scanning time, which imposes certain restrictions. Long time of sequence repetition in combination with a short, about 10 ms echo time lead to compensation an increase of signal value leading to dependence of the image contrast on the density of hydrogen nuclei. In order to increase the probability of determining disease brain edema spatial MRI information should be combined with functional EEG data.

ABOUT CONNECTION PHOTOGENERATION AND RHEOLOGICAL CHARACTERISTICS IN COMPOSITES PEPC–C₆₀

Zabolotny M. A., Dmitrenko O. P., Kulish N. P., Kobzar P. Y., Efimov E. L., Olasyuk A. P.

Kyiv National University named after Taras Shevchenko, Ukraine, Kyiv, prospect Akademika Glushcova, 4, 03187, zabolotny@univ.kiev.ua

Анотація. Досліджується процес фотогенерації при високих значеннях зовнішнього електричного поля, а також при температурі переходу носіїв заряду в пластичний стан ($T_{\text{в'язк.}}$) тонкоплівкових композитів PEPC–C₆₀. Встановлено і корельовано зміну значення $T_{\text{в'язк.}}$ і ефективною температурою.

Аннотация. Исследуется процесс фотогенерации при высоких значениях внешнего электрического поля, а также при температуре перехода носителей заряда в пластическое состояние ($T_{\text{вязк.}}$) тонкопленочных композитов PEPC–C₆₀. Установлено и коррелировано изменение значения $T_{\text{вязк.}}$ и эффективной температурой.

Abstract. Explores the process of photogeneration charge carriers at high values of the external electric field and the transition temperature in a plastic condition ($T_{\text{viscosity}}$) thin film composites PEPC–C₆₀. Established a consistent and correlated change in the value $T_{\text{viscosity}}$ and the effective temperature.

Ключові слова: фотогенеація, фулерен, полімер, в'язкість, ефективна температура, тунелювання.

Ключевые слова: фотогенеация, фуллерен, полимер, вязкость, эффективная температура, туннелирование.

Key word: photogeneration, fullerene, polymer, viscosity, the effective temperature, tunneling.

In determining the capacity of photodynamic therapy is to understand the defining features photoprocesses in molecules of organic polymer molecules. Relatively investigated processes of transport of non equilibrium charge carriers in the systems of bio polymers found that they can be described by the model of Marcus [1] or its variants [2,3]. Processes own photogeneration of non equilibrium charge carriers is much less studied, due to a significantly heterogeneous structure of the polymers and the multistage nature of the process of photogeneration [4] Consideration of these factors leads to a complex multi-parameterizations representations for the quantum yield of photogeneration of charge carriers.

The study of the quantum yield of photogeneration we carried out using model systems based on carbazole capacity polymers doped C₆₀.

The aim of the work was to determine the structural dependence of the quantum yield of photogeneration of charge carriers in disordered media in an external electric field, and the development of an adequate mathematical model.

Introduction.

The main value of the study in these processes is the quantum yield. Quantum yield indicates how many electrons and holes split after absorbing substance photon. The quantum yield is dependent on the molecular composition and structure of matter. Photogeneration process in organic polymers depends on the structural features directly in the vicinity of the center of the photo charge generation. Charge become independent within a few nanometers, which combines Onsager radius.

At high values of the external electric field, there is a characteristic temperature for photogeneration. Was observed and the transition temperature in a plastic condition. The proximity of these two variables characterizes coupling processes photogeneration and viscous flow. Value difference T_{visc} and T_0 in thin composites no more than 2% – 3% of the T_{visc} (T_0)

Separation model of the photogeneration pair.

A schematic model of the separation of photogenerated electron - hole pair is shown on Figure 1.

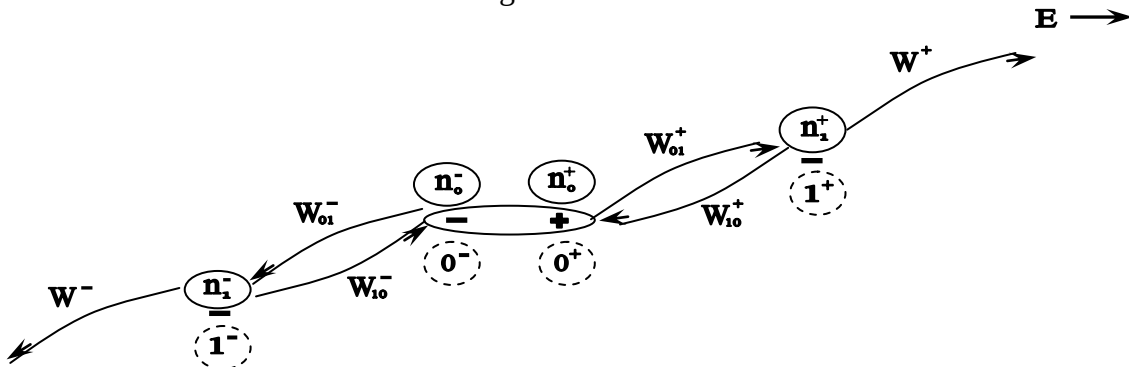


Figure 1. Non equilibrium kinetic model couples the positive ion - electron after thermalization process.

Here the following designations - $n_0^-(t)(n_0^+(t))$ the chance of finding an electron (positive ion) at its localization in the end thermalization (in the center of 0^+ and 0^-) - the chance of finding an electron (positive ion) to trap 1^- (1^+) after the first transition. $W_{ij}^- (W_{ij}^+)$ - the probability per unit time conversion electron (positive ion) move from state "i" to state "j", removal of carriers outside the system of the pitfalls of 1^- i 1^+ with probability W^- and W^+ , respectively, per unit time. The dynamics of such a system can be described by the following equations:

$$\frac{dn_0^+(t)}{dt} = -\gamma \cdot n_0^+(t) \cdot n_0^-(t) - W_{01}^+ \cdot n_0^+(t) + W_{10}^+ \cdot n_1^+(t), \quad (1)$$

$$\frac{dn_1^+(t)}{dt} = W_{01}^+ \cdot n_0^+(t) - (W_{10}^+ + W^+) \cdot n_1^+(t), \quad (2)$$

$$\frac{dn_0^-(t)}{dt} = -\gamma \cdot n_0^+(t) \cdot n_0^-(t) - W_{01}^- \cdot n_0^-(t) + W_{10}^- \cdot n_1^-(t), \quad (3)$$

$$\frac{dn_1^-(t)}{dt} = W_{01}^- \cdot n_0^-(t) - (W_{10}^- + W^-) \cdot n_1^-(t). \quad (4)$$

γ – coefficient of recombination of electron–ion pairs. As initial conditions naturally use views the submission of conditions $n_0^-(0) = n_0^+(0) = 1; n_1^-(0) = n_1^+(0) = 0;$ (5).

It's implication that the charged particles are at the center of localization in centre of 0^- and 0^+ Formation of free charge carriers is possible when two particles come out of the traps and then will photogeneration. Otherwise, the fixed charge carrier can capture the mobile carrier of the opposite sign, which was created in a different center photogeneration. Then violated neutrality center photogeneration 0 - and 0 when the dissociation of pairs of particles or contact of the two centers photogeneration. To eliminate this, we introduce the quantum yield of photo carrier generation electric charge (ϕ) :

$$\phi = \int_0^{\infty} W^+ \cdot n_1^+(t_1) dt_1 \cdot \int_0^{\infty} W^- \cdot n_1^-(t_2) dt_2 \quad (6)$$

Analysis of (1) - (6) it is convenient to use dimensionless variables

$$x(t) = \frac{n_1^+(t)}{n_0^+(t)} \text{ и } y(t) = \frac{n_1^-(t)}{n_0^-(t)}, \text{ for which the equation}$$

$$\frac{dx(t)}{dt} = W_{01}^+ - (W_{10}^+ + W^+) \cdot x(t), \quad (7)$$

$$\frac{dy(t)}{dt} = W_{01}^- - (W_{10}^- + W^-) \cdot y(t), \quad (8)$$

$$x(0) = 0, y(0) = 0$$

Using views for $x(t)$ и $y(t)$ to simplify the system (1) –(6).

Then:

$$\frac{dn_0^+(t)}{dt} = -\gamma \cdot n_0^+(t) \cdot n_0^-(t) + \left\{ \frac{W_{10}^+ \cdot W_{01}^+}{W_{10}^+ + W^+} \cdot [1 - \exp(-t \cdot (W_{10}^+ + W^+))] - W_{01}^+ \right\} \cdot n_0^+(t), \quad (9)$$

$$\frac{dn_0^-(t)}{dt} = -\gamma \cdot n_0^+(t) \cdot n_0^-(t) + \left\{ \frac{W_{10}^- \cdot W_{01}^-}{W_{10}^- + W^-} \cdot [1 - \exp(-t \cdot (W_{10}^- + W^-))] - W_{01}^- \right\} \cdot n_0^-(t), \quad (10)$$

For zero approximation solution replace in (10) the initial conditions. If exponent expanded in a Taylor series in time and use the initial conditions as a result obtain.

$$n_0^-(t) = \exp\left[\frac{W_{10}^- \cdot W_{01}^-}{(W_{10}^- + W^-)} \cdot t - [W_{01}^- + \gamma] \cdot t - \frac{W_{10}^- \cdot W_{01}^-}{(W_{10}^- + W^-)^2}\right] \cdot \left(1 + \frac{W_{10}^- \cdot W_{01}^-}{(W_{10}^- + W^-)^2} \cdot \exp(-(W_{10}^- + W^-) \cdot t)\right)$$

Next step is to substitute this expression in (9) and obtain a first approximation. Given the initial conditions obtain. $C = \frac{W_{10}^- \cdot W_{01}^-}{(W_{10}^- + W^-)} - [W_{01}^- + \gamma]$, $R = -(W_{10}^- + W^-)$

$$\begin{aligned} n_0^+(t) = & \exp\left[\frac{W_{01}^+ \cdot W_{10}^+}{W_{10}^+ + W^+} \cdot (t-1) + \frac{W_{01}^+ \cdot W_{10}^+}{(W_{10}^+ + W^+)^2} \cdot \exp(-t \cdot (W_{10}^+ + W^+)) - W_{01}^+ \cdot t + \frac{\gamma}{C+R} \cdot \right. \\ & - \exp\left[C \cdot t - \frac{W_{10}^- \cdot W_{01}^-}{(W_{10}^- + W^-)^2}\right] \cdot \left(1 + \frac{R}{C}\right) - \frac{W_{10}^- \cdot W_{01}^-}{(W_{10}^- + W^-)^2} \cdot \exp\left(C \cdot t - \frac{W_{10}^- \cdot W_{01}^-}{(W_{10}^- + W^-)^2} + R \cdot t\right) \\ & \left. + \exp\left[-\frac{W_{10}^- \cdot W_{01}^-}{(W_{10}^- + W^-)^2}\right] \cdot \left(1 + \frac{R}{C} + \frac{W_{10}^- \cdot W_{01}^-}{(W_{10}^- + W^-)^2}\right)\right] \end{aligned}$$

That is depends on both the positive and negative factors took into account the probability of finding the electron on a electron traps on the rheological properties of the medium. Taking into account (6) allows us to explain the dependence of the quantum yield of photogeneration of macroscopic dissipative properties of the medium.

Conclusions.

1. Theoretically investigate the process of photogeneration photocurrent in layers weakly conductive materials with injecting contacts assuming thermally activated generation of carriers. The conditions for the use of the photocurrent in such a system for the analysis of the quantum yield of charge carrier photogeneration.

2. Volumetric dependence of density of photocurrent generated by the electric field strength in the films PEPC–C₆₀ is consistent with the modified Poole-Frenkel law, indicating an abrupt carrier transport mechanism during its photogeneration.

3. Modified Poole-Frenkel constant depends on the concentration of C₆₀, which indicates a change in the local dielectric constant in the vicinity of the center photogeneration when the concentration of C₆₀.

4. The melting point of PEPC–C₆₀ composites depends on the concentration of C₆₀ – when the concentration is increased, indicating an increase in the intensity of intermolecular interactions or the formation of rigid nanostructures with C₆₀.

5. The value of the characteristic temperature to within 2 – 3% the same as the melting point of the composite PEPC–C₆₀, indicating that the dependence of the effects of the photogeneration of charge carriers and the melting of the same processes.

1. Marcus, R.A (1965). "On the Theory of Electron-Transfer Reactions. VI. Unified Treatment for Homogeneous and Electrode Reactions". J. Chem. Phys. 43 (2): 679 -703.

2. Claudia Turro', Jeffrey M. Zaleski, Yanna M. Karabatsos, and Daniel G. Nocera, Bimolecular Electron Transfer in the Marcus Inverted Region, *J. Am. Chem. Soc.* 1996, 118, 6060-6067.

3. Рубин А.Б. Теоретическая биофизика, 2004, т.2. Издательство МГУ, 464с.

4. Ю.А. Черкасов, М.И. Черкашин, Электрофотографические явления в линейных полимерах с насыщенными и сопряженными связями, Успехи химии, 1979, Том 48, Номер 6, Страницы 1119-1149.

5. Н.М. Эмануэл, Успехи химии, 1979, Том 48, Номер 6, С 1119-1149.

ДОЗИМЕТРИ ДЛЯ ОТРИМАННЯ ХАРАКТЕРИСТИК РАДІОПЕВТИЧНИХ АПАРАТІВ: ПЕРЕАГИ ТА НЕДОЛІКИ

О.В. Овсієнко¹, М.М. Будник^{2,1}

¹Київський національний університет імені Тараса Шевченка, радіофізичний факультет, кафедра медичної фізики, Київ 03022, просп. Глушкова, 4-Г, oov1@i.ua

²Інститут кібернетики ім. В.М. Глушкова НАНУ, відділ сенсорних пристроїв, систем та технологій безконтактної діагностики, Київ 03680, просп. Глушкова, 40, budnyk@meta.ua

Анотація: Дозиметрія займає ключове місце у променевої терапії. Знання переваг та недоліків дозиметрів, які найчастіше застосовуються при калібруванні апарата, допоможе медичному фізику правильно отримати характеристики полів іонізаційного опромінення та мінімізувати ймовірність помилки при абсолютній дозиметрії.

Аннотация: Дозиметрия занимает ключевое место в лучевой терапии. Знание преимуществ и недостатков дозиметров, чаще всего применяемых при калибровке аппарата, поможет медицинскому физики правильно получить характеристики полей ионизационного излучения и минимизировать вероятность ошибки при абсолютной дозиметрии.

Annotation: Dosimetry occupies a key place in radiation therapy. Knowledge of advantages and lacks of dosimeters, that are mostly used at calibration of apparatus, will help a medical physicist correctly to get descriptions of the fields of ionization irradiation and minimize probability of error at absolute dosimetry.

Ключові слова: Іонізаційні камери (ІК), дозиметри типу діод, радіографічна плівка, оптична густина (ОГ), термолюмінесцентний дозиметр (ТЛД).

Ключевые слова: Ионизационные камеры (ИК), дозиметры типа диод, радиографическая пленка, оптическая плотность (ОП), термолюминесцентный дозиметр (ТЛД).

Keywords: Ionization chambers (IC), Solid state dosimeter, Silver halide film, Optical density (OD), Thermoluminescent dosimeters (TLD).

Дозиметр – це прилад для безпосередніх, або непрямих вимірювань: експозиційної дози, Керми, поглинутої дози, еквівалентної дози та інших величин пов'язаних з раніше

перерахованими [1]. Дозиметр з реєструючим пристроєм називається дозиметричною системою. На кожному радіотерапевтичному апараті перед впровадженням в клінічний процес повинен проводитись дозиметричний контроль параметрів та поглинута доза в опорних точках. Тому стає важливим знання дозиметрів, які використовуються в клінічній дозиметрії, їх переваги та недоліки.

Іонізаційні камери. Основна частина ІК – порожнина, яка наповнена газом, оточена стінкою, всередині знаходиться центральний збираючий електрод. Стінка і центральний збираючий електрод розділені ізолятором високої якості для зменшення струму витoku при підведенні напруги до камери. Для подальшого його зменшення зазвичай використовують додатковий «охоронний» електрод, який направляє струм витoku на заземлення, оминаючи центральний електрод. «Охоронний» електрод забезпечує однорідність поля в активному або чутливому об'ємі і сприяє більш ефективному збиранні заряду [2]. Схема ІК подана на Рис.1.

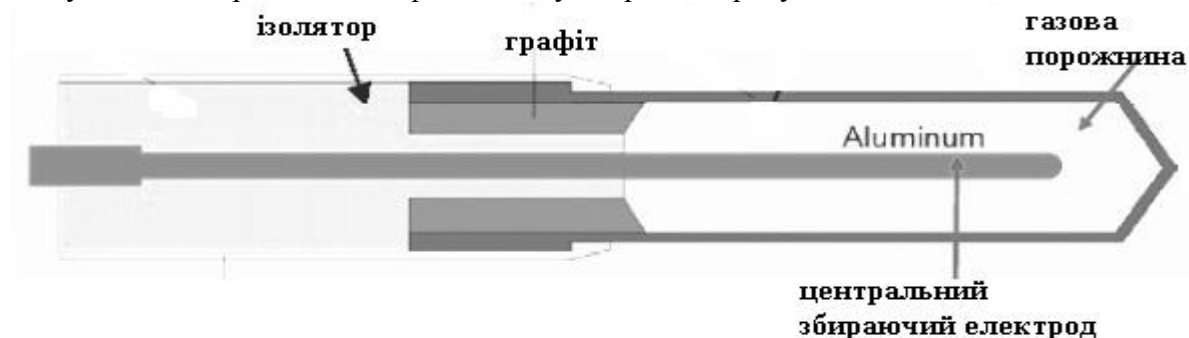


Рис.1. Схема циліндричної іонізаційної камери типу Фармер

ІК поділяються на циліндричні та плоскопаралельні. Циліндричні ІК застосовуються для дозиметрії фотонних полів високих енергій, рідко для дозиметрії електронних полів випромінювання. Плоскопаралельні ІК майже завжди використовують для дозиметрії електронних полів випромінювання. Майже всі ІК водонепроникні (за вик. камери Маркуса та однієї з камер Фармера) [3]. У циліндричних камерах зводиться на мінімум чутливість камери від кута опромінення, що дозволяє знімати дані при перпендикулярному розміщенні поля опромінення до ІК. Поглинута доза відноситься до деякої точки речовини, ідеально було б мати «точкову» ІК. За своєю конструкцією майже всі ІК масивні, тому мають погану просторову роздільну здатність, що робить обмеженим їх використання при дозиметрії «малих» полів опромінення. Переваги та недоліки ІК наведені в Таблиці 1.

Таблиця 1. Переваги та недоліки ІК

ПЕРЕВАГИ	НЕДОЛІКИ
• Точність та відтворюваність • Рекомендовані для калібрування поля опромінення • Необхідні поправки для абсолютної дозиметрії добре відомі та зрозумілі • Безпосередні вимірювання • Багаторазового використання, їх чутливість майже не змінюється з часом, або змінюється в дуже малих межах	• Наявність з'єднувального кабелю • Висока напруга зміщення • Велика кількість поправок, що забирає багато часу при їх вимірюванні • Погана просторова роздільна здатність

Дозиметр типу діод. Діоди виготовляють нанесенням кремнію *n*-типу або *p*-типу на підкладку і введенням донорів або акцепторів на поверхню підкладки для створення матеріалу з протилежними властивостями (Рис. 2).

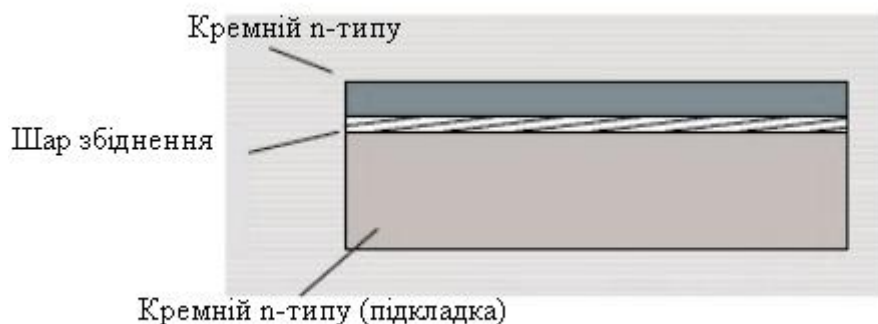


Рис. 2. Схема дозиметра типу діод

В залежності від матеріалу підкладки діоди називають дозиметрами *n-Si* або *p-Si* типу. Для променевої терапії застосовуються дозиметри *p-Si* типу, оскільки вони менше схильні до пошкоджень під дією іонізуючого випромінювання та мають значно менший «тіньовий» струм. Принцип роботи: шар збіднення має товщину в кілька мікрометрів, при опроміненні дозиметра звільняються заряджені частинки, які створюють струм пропорційний потужності дози. Діоди здебільшого застосовуються для дозиметрії «малих» полів опромінення, так як мають малі розміри [4]. Переваги та недоліки дозиметрів типу діод наведено в Таблиці 2.

Таблиця 2. Переваги та недоліки дозиметрів *p-Si* типу

ПЕРЕВАГИ	НЕДОЛІКИ
• Малий розмір, що забезпечує високу просторову роздільну здатність • Висока чутливість • Безпосередні вимірювання • Відсутність напруги зміщення, що дає можливість застосування діодів у <i>in vivo</i> дозиметрії	• Наявність з'єднувального кабелю • Зміна чутливості від температури • Зміна чутливості з акумульованою дозою • Діоди не можна використовувати для абсолютної дозиметрії

Фотоплівкова дозиметрія. Радіографічна плівка – це тонкий шар пластику (200 μm) покритий емульсією, яка містить кристали AgBr, розподілені в шарі желатину товщиною 10-20 μm . В результаті опромінення в плівці проходять наступні реакції: AgBr іонізуються, іони Ag^+ відновлюються до нейтральних атомів Ag. Цей процес призводить до почорніння фоточутливого шару та утворення прихованого зображення. Під час проявлення решта невідновлених атомів Ag відновлюються біля центрів прихованого зображення. Це означає: якщо хоча б один атом Ag в кристалі AgBr відновлено, то всі атоми Ag будуть відновлені під час проявлення. Ступінь проходження світла через плівку, як функція прозорості плівки, може бути виміряна в одиницях оптичної густини (ОГ) за допомогою денситометра.

Плівка володіє хорошою двовимірною просторовою роздільною здатністю та за рахунок однієї експозиції може забезпечити інформацією про просторові дозові розподіли в площині опромінення або про ослаблення опромінювання різними об'єктами.

Чутливість плівки залежить від кількох параметрів, які погано контролюються: стандартизація проявлення плівки вимагає особливої уваги, дозовий діапазон плівки обмежений енергетичною залежністю чутливості, особливо для фотонів низьких енергій. Зазвичай плівка використовується для відносних вимірювань, але при відповідних методиках калібрування, опромінення та аналізу плівка може використовуватись для вимірювання дози.

Залежність ОГ від дози повинна бути лінійною. Деякі типи емульсій забезпечують лінійність, деякі лінійні в обмеженому діапазоні, а є й нелінійні емульсії. Для кожного типу плівки залежність повинна бути установлена до того як плівка буде використана для дозиметричних вимірювань [5]. Ця характеристика відома як денситиметрична крива, або як крива H&D, названа на честь Hurter і Driffield.

Радіохромна плівка – це новий тип плівок, спеціально розроблений для дозиметрії променевої терапії. Радіохромна плівка самопроявляється. Радіохромна плівка містить емульсію, яка поляризується під дією опромінення, забарвлюючись в блакитний колір. Залежність ОГ від дози опромінення денситометром.

Найбільш поширеним типом радіохромної плівки є плівка типу GafChromic. Це прозора плівка, яка має майже тканино еквівалентний склад (9% водню, 60,6% вуглецю, 11,2% азоту, 19,2 кисню). Переваги та недолік фотоплівки наведено в Таблиці 3.

Таблиця 3. Переваги та недоліки фотоплівки

ПЕРЕВАГИ		НЕДОЛІКИ
Радіографічна плівка	Радіохромна плівка	
- Двовимірне просторове розширення - Маючи малу товщину, не вносять спотворень	- Немає необхідності у проявленні - Не містить зерен (висока просторова роздільна здатність) - Зручна для вимірювань у зонах високого градієнта дози - Не залежить від енергії (за виключенням 25 кеВ і менше)	<u>Для радіографічної плівки:</u> - Необхідність темних кімнат на проявочних лабораторій - Процес проявлення важко контролювати - Зміна властивостей від плівки до плівки, від пачки до пачки - Плівку необхідно калібрувати - Проблеми з енергетичною залежністю чутливості - Плівку не можна використовувати для абсолютної дозиметрії <u>Для радіохромної плівки:</u> - Менш чутливі ніж радіографічні плівки - Коштують дорого

Термолюмінесцентний дозиметр (ТЛД). ТЛД – дозиметри використовуються з 1970-х років для кількісної дозиметрії мегавольтного рентгенівського випромінювання [6]. ТЛД є інтегруючим дозиметром, який, як правило невеликий за розміром, часто у формі кубічного або циліндричного чіпа, і має майже тканино еквівалентний атомний склад ($Z=8.1$) та типову густину 2.6 г/см^3 . Принцип роботи ТЛД оснований на явищі люмінесценції. Реалізація ТЛД трудомістка, тому він зазвичай використовується де виміри ІК є непрактичними (зазвичай їх використовують у *in vivo дозиметрії*). Щоб досягти точності вимірювання близько 2%-3%, програма реалізації TLD повинна мати строгий протокол вимірювання та проходити рутинну гарантію якості. Переваги та недоліки ТЛД наведені в Таблиці 4.

Таблиця 4. Переваги та недоліки ТЛД

ПЕРЕВАГИ	НЕДОЛІКИ
- Малий розмір: результати можна інтерпретувати, як вимірювання в точці - При одній експозиції можна опромінити багато ТЛД - Можливість надати різної форми - ТЛД можна вважати тканино еквівалентними - Достатньо дешеві	- Сигнал стирається при зчитуванні - Інформацію легко стерти - Немає можливості прямих вимірювань - Досягнення високої точності потребує значних зусиль - Зчитування та калібрування вимагає великих затрат часу - Не рекомендовані для абсолютної дозиметрії

Висновок. Жодний радіотерапевтичний апарат не може використовуватись у клінічному процесі без отримання його дозиметричних характеристик. Кожні з вище перерахованих дозиметрів мають свої переваги та недоліки. Калібруючи апарат потрібно пам'ятати: характеристики «малих» полів опромінення краще знімати діодами, абсолютну дозиметрію проводити ІК, *in vivo* дозиметрію – ТЛД, співпадіння розмірів полів, напівтіні – плівками.

1. <http://ru.wikipedia.org/>
2. Д.А. Сиднев “Физико-технические основы лучевой диагностики и радиационная защита” К.:Полиграф, 2005 – 38 с.
3. <http://www.ptw.de>
4. I. Griessbach, M. Lapp, J. Bohnung et al. “Dosimetric characteristics of a new unshielded silicon diode and its application in clinical photon and electron beams,” Med. Phys. **32**, 3750–3754, 2005.
5. S. Pai, I. J. Das, J. F. Dempsey et al. “TG-69: Radiographic film for megavoltage beam dosimetry,” Med. Phys. **34**, 2228–2258, 2007.
6. F. M. Khan, K. P. Doppke, K. R. Hogstrom et al. “Clinical electronbeam dosimetry: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 25,” Med. Phys. **18**, 73–109, 1991.

МОДИФІКАЦІЯ ВЛАСТИВОСТЕЙ ОНКОПРЕПАРАТУ КОНІУМ ЗА ДОПОМОГОЮ ФУЛЕРЕНУ C₆₀

Полуян Н.А.¹, Заболотний М.А.¹, Момот А.І.¹, Довбешко Г.І.², Гнатюк О.П.²,
Кіркільєвська Л.М.³

- 1) Київський національний університет ім.. Тараса Шевченка, вул.. Володимирська 64, м.Київ, Україна, 01033
- 2) Інститут фізики НАНУ, проспект науки 46, Київ, Україна, 03650
- 3) Київський університет УАНМ, Толстого 9, Київ, Украина, 01033

Анотація. В роботі досліджується можливість утворення комплексу препарату коніум з фулереном C₆₀. На основі клінічних досліджень впливу препарату коніум - фулерен на інгібіцію росту пухлини самок білих безпородних мишей [2] та дослідження комплексу за допомогою використання методик абсорбційної та ІЧ - спектроскопії, а також чисельного моделювання за допомогою програми Gaussian [1] маємо підстави вважати, що при його використанні матиме місце підвищення ефективності препарату, та зменшення його токсичності.

У вказаних вище джерелах було показано, що спектр комплексу не може бути представлений у вигляді лінійної комбінації спектрів препарату коніум і фулерену. Це означає, що характер спектрів не є тривіальним. Таким чином, виникло широке поле для досліджень даного комплексу.

Метою даної роботи було вивчення м комплексоутворення алкалоїдів коніуму (фірми Weleda) з фулереном C₆₀, визначення енергетичних і конформаційних характеристик алкалоїдів коніуму з урахуванням впливу і локальної діелектричної проникності водного середовища.

В даній роботі досліджувався експериментальний ІЧ спектр препарату коніум. Окрім цього для молекул кожного з алкалоїдів, що входять до складу препарату була виконана оптимізація геометрії і розраховані ІЧ спектри та спектри КР, енергії основного стану та дипольні моменти за допомогою програми Gaussian з урахуванням наявності розчинника.

Результати показали, що в порівнянні з попередніми дослідженнями можемо бачити на порядок краще співпадіння спектрів побудованих у програмі Gaussian з експериментальними. Це означає, що їхній характер істотно залежить від діелектричної проникності розчинника. З цього можна зробити висновок, що знаходження правильної моделі, що враховує діелектричну проникність середовища, може відкрити шляхи для вивчення механізмів утворення комплексу складових препарату коніум з фулереном C₆₀.

Аннотация. В работе исследуется возможность образования комплекса препарата Кониум с фуллереном C₆₀. На основе клинических исследований влияния препарата Кониум - фуллерен на

ингибирование роста опухоли самок белых беспородных мышей [2] и исследование комплекса посредством использования методик абсорбционной и ИК - спектроскопии, а также численного моделирования с помощью программы Gaussian [1] имеем основания считать, что при его использовании будет место повышение эффективности препарата, и уменьшения его токсичности.

В указанных выше источниках было показано, что спектр комплекса не может быть представлен в виде линейной комбинации спектров кониума и фуллерена. Это означает, что характер спектров не является тривиальным. Таким образом, возникло широкое поле для исследований данного комплекса. Целью данной работы было изучение возможности комплексообразования алкалоидов кониума с фуллереном C₆₀, определения энергетических и конформационных характеристик алкалоидов кониума с учетом влияния неоднородности локальной диэлектрической проницаемости водной среды.

В данной работе исследовался экспериментальный ИК спектр препарата кониум. Кроме этого для молекул каждого из алкалоидов, входящих в состав препарата, была выполнена оптимизация геометрии и рассчитаны ИК спектры и спектры КР, энергии основного состояния и дипольные моменты с помощью программы Gaussian с учетом наличия растворителя.

Результаты показали, что по сравнению с предыдущими исследованиями имеет место замечено более точное совпадение спектров построенных в программе Gaussian с экспериментальными. Это означает, что их характер существенно зависит от диэлектрической проницаемости растворителя. Из этого можно сделать вывод, что нахождение правильной модели, учитывающей диэлектрическую проницаемость среды, может открыть пути для изучения механизмов образования комплекса составляющих препарата кониум с фуллереном C₆₀.

Abstract. This paper investigates the possibility of formation of a complex product Conium with fullerene C₆₀. Based on clinical studies of the impact of the drug Conium - fullerene on tumor growth inhibition female outbred white mice [2] and the study of the complex by using methods of absorption and IR - spectroscopy and numerical modeling using Gaussian [1] we have reason to believe that its use will place increasing efficacy and reducing its toxicity. In the above sources, it was shown that the spectrum of the complex can not be represented as a linear combination of spectra Konium and fullerene. This means that the nature of the spectra is not trivial. Thus, there was a wide field for research of the complex.

The aim of this study was to investigate the possibility of formation of complex Conium alkaloids with fullerene C₆₀, the definition of energy and conformational characteristics of alkaloids of Conium with the influence of heterogeneity of local dielectric environment.

In this work we investigated the IR spectrum of experimental drug Conium. In addition, for each of the alkaloid molecules that are part of the drug was performed geometry optimization and calculated IR spectra and Raman spectra, ground state energies and dipole moments using the Gaussian considering the presence of solvent.

The results showed that, compared with previous studies we can see much better coincidence spectra constructed in the program Gaussian with experimental data. This means that their character depends strongly on the dielectric constant of the solvent. From this we can conclude that finding the right model that takes into account the dielectric constant of the medium, can open the way for studying the mechanisms of complex components Conium preparation of fullerene C₆₀.

Ключові слова: Коніум. Фулерен C₆₀. ІЧ - спектроскопія. Програма Gaussian.

Ключевые слова: Кониум. Фуллерен C₆₀. ИК – спектроскопия. Програма Gaussian

Key words: Conium. Fullerene C₆₀. IR – spectroscopy. Gaussian program.

Майже половина сучасних лікарських засобів, що використовуються в медицині отримані при використанні рослинних екстрактів. Основними біологічно активними агентами рослин, що використовуються в медицині для лікування злоякісних новоутворень є алкалоїди, що проявляють виражену цитостатичну дію на пухлинні клітини. [1]

Алкалоїди — складні органічні азотовмісні сполуки лужної реакції переважно рослинного походження.

Одиним з найбільш отруйних видів серед вищих рослин є Conium maculatum (болиголов).

Коніум застосовується в медицині як заспокійливий, протисудомний і беззаспокійливий засіб при хворобливих станах, що супроводжуються судомами або спазмами внутрішніх органів: хореї, епілепсії, судомному кашлі, мігрені. Останнім часом він зарекомендував себе перспективним і в якості протипухлинних препаратів. В основі механізму дії цього препарату лежить цитостатичний ефект, який пояснюється здатністю блокувати мітоз клітин на стадії метафази. Однак препарат

Коніум надає гнітючий вплив на лейкопоез та тромбоцитопоез, викликаючи важкі ускладнення з боку паренхіматозних органів, шлунково-кишкового тракту і нервової системи.

Досвід застосування протипухлинної хіміотерапії показав обмеженість її можливостей і низьку ефективність при лікуванні місцево-поширених і дисемінованих форм злоякісних новоутворень. У цьому випадку, недостатня ефективність цитостатичної терапії обумовлена низькою вибірковістю протипухлинної дії та високою токсичністю по відношенню до нормальних і, як правило, життєвоважливих органів і тканин. У зв'язку з цим, створення нових лікарських засобів, так само як і підвищення ефективності (і / або зниження токсичності) широко використовуваних протипухлинних препаратів є однією з найбільш актуальних завдань сучасної онкології. [1]

Коніум містить 5 основних алкалоїдів. [2]

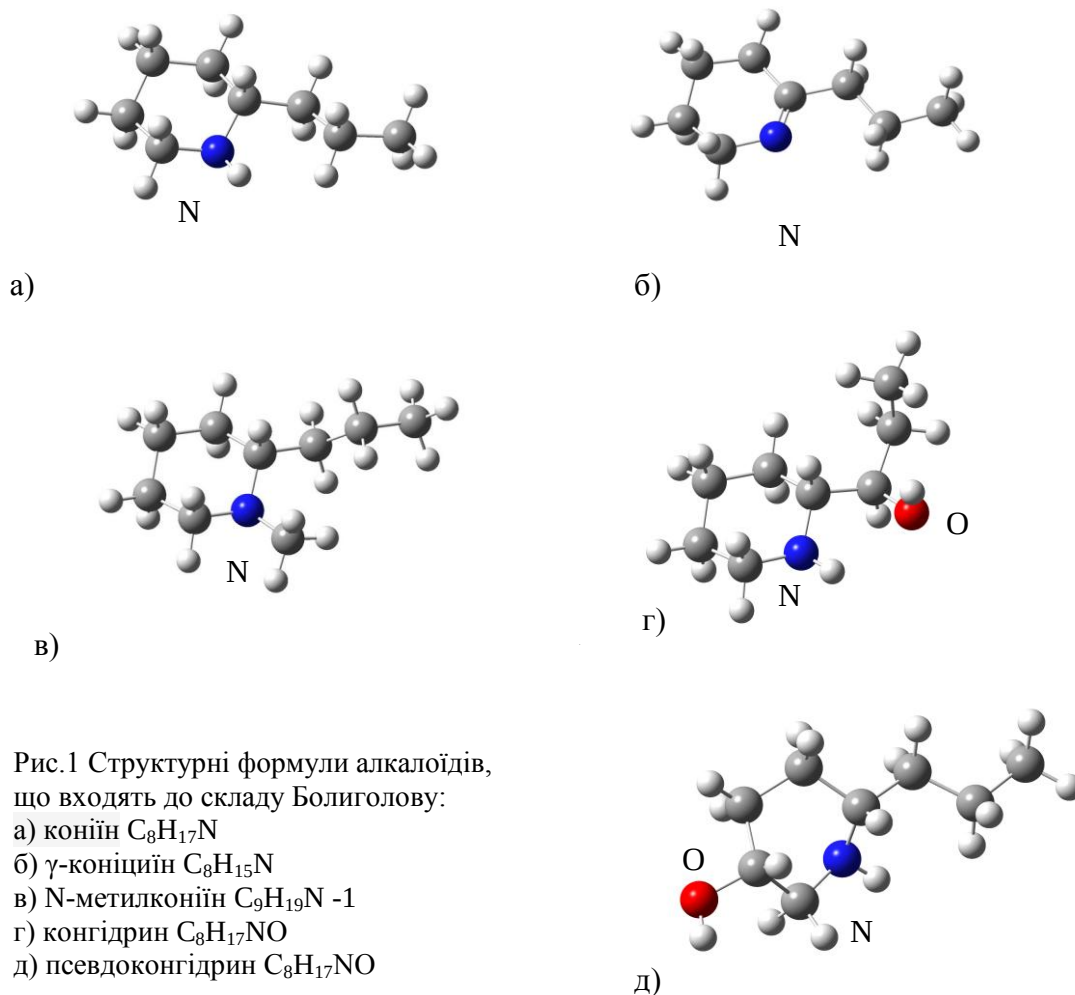


Рис.1 Структурні формули алкалоїдів, що входять до складу Болиголову:

а) коніїн $C_8H_{17}N$

б) γ -коніциїн $C_8H_{15}N$

в) N-метилконіїн $C_9H_{19}N$ -1

г) конгідрин $C_8H_{17}NO$

д) псевдоконгідрин $C_8H_{17}NO$

Матеріали і методи.

Суміш фулерену з препаратом Коніум готувався шляхом змішування вихідних речовин у різних співвідношеннях: водний розчин C_{60} з концентраціями 15% та 40 % змішувався з препаратом Коніум, з подальшим їх перемішуванням в ультразвукової мішалці протягом 30 хв.

На базі серійного фур'є-спектрометра Bruker IFS-66 реалізовано ефект SEIRA (оптична схема приведена на рис.2).

Цифрований вихідний сигнал детектора підлягає перетворенню Фур'є та конвертується (через функцію автокореляції) у спектр вимірювання. Спектральний діапазон приладу знаходиться у межах 7000 см^{-1} до 400 см^{-1} , максимальна роздільна здатність дорівнює $0,2\text{ см}^{-1}$. [4]

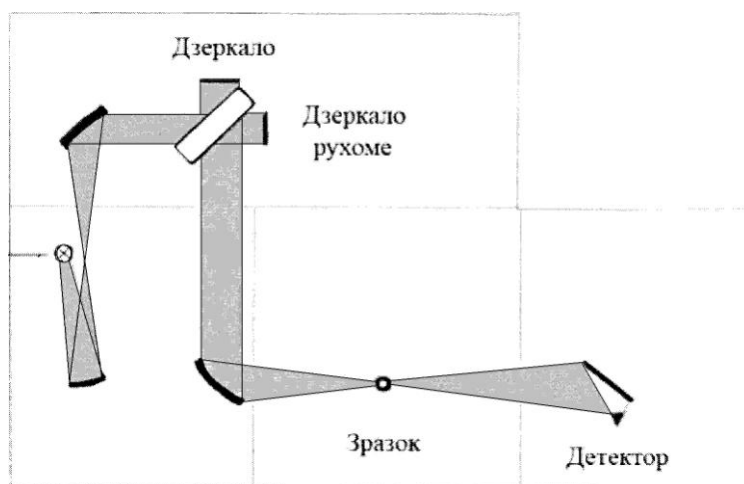


Рис.2 Принципова оптична схема фур'є-спектрометра IFS-66 фірми Bruker та хід променів в кюветній камері приладу.

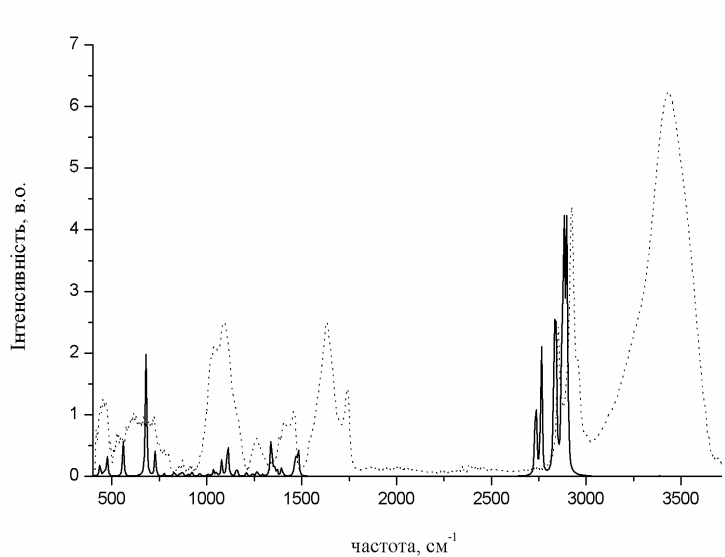
Врахування впливу водного розчинника

Ефекти сольватації враховувались за допомогою моделі реактивного поля SCI-PCM. Відповідно до цієї моделі молекула розчиненої речовини міститься в порожнині, поверхня якої задається набором сфер, центри яких знаходяться на атомах молекули розчиненої речовини, а радіуси визначаються атомними радіусами Ван-дер-Ваальса. При цьому на відміну від інших моделей реактивного поля, в цій моделі самоузгоджено враховується взаємовплив форми порожнини та електронної щільності. [3]

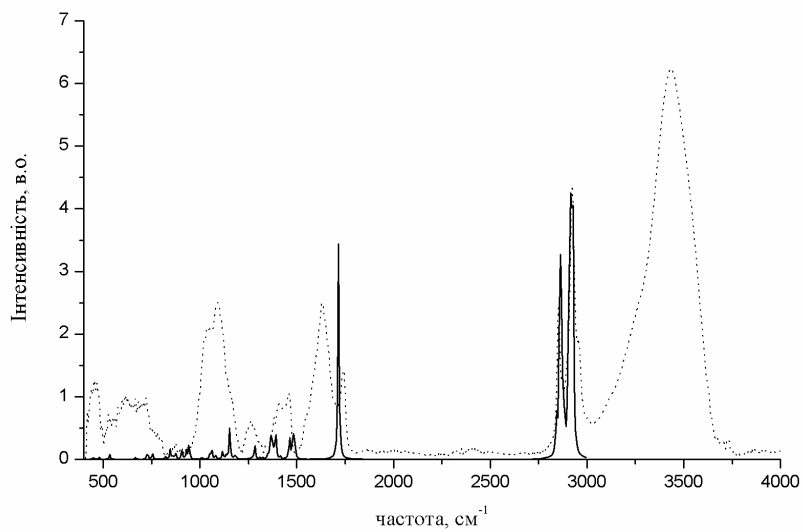
Результати

Таблиця 1. Порівняння значень енергій та дипольних моментів алкалоїдів розрахованих різними методами та в різних середовищах.

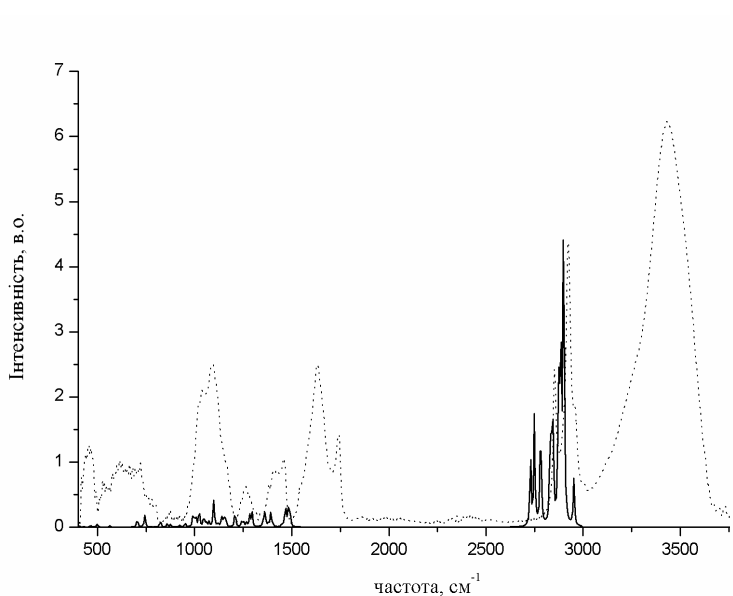
Розрахунковий метод	DFT /B3LYP (6-31G) (у вакуумі)		Restricted Hartree-Fock (6-31G) (у воді)	
Назва алкалоїду	Дипольний момент, (дебай)	Енергія основного стану (хартрі)	Дипольний момент, (дебай)	Енергія основного стану (хартрі)
коніїн	0.82	-369.84826676	1.3637	-367.14152040
N-метилконіїн 1	0.4423	-409.15251784	1.0826	-406.14279862
Г-коніциїн	1.77	-368.63751857	2.9764	-365.97072364
конхідрин	1.28	-445.05545681	3.3903	-441.96756091
псевдоконхідрин	2.37	-445.05760847	3.7643	-441.95828248



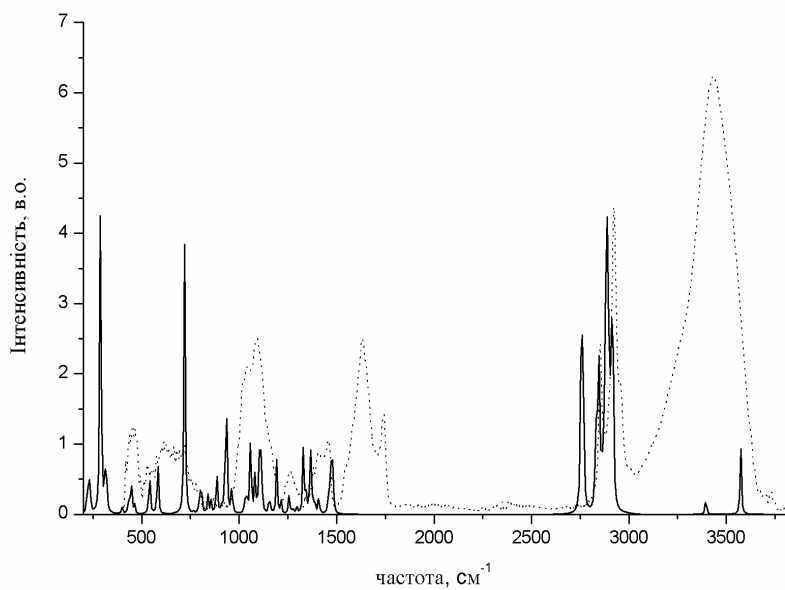
а)



б)

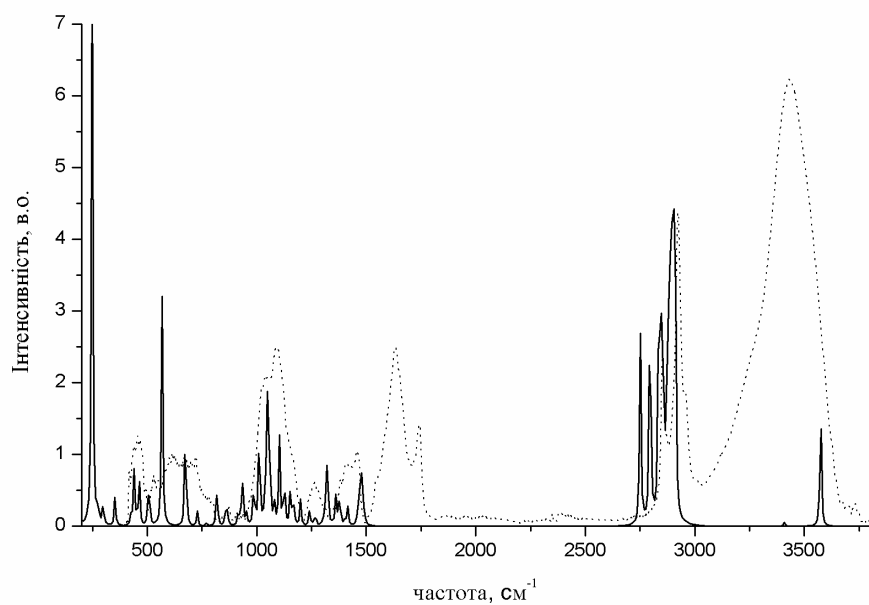


в)



г)

Рис. 3, ІЧ спектр, червона лінія експериментальний спектр препарату Коніум чорна лінія - результати обчислень для алкалоїду:
а) коніїну
б) γ -коніціїну
в) N-метилконіїну
г) конхідрину
д) псевдоконхідрину



д)

Лінії у високочастотній області спектрів (Рис.3) пов'язані з коливаннями атомів водню, вздовж зв'язку СН. У низькочастотній області спектрів проявляються коливання атомів вуглецю, які мають колективний характер, а також коливання водню зі зміною напрямку зв'язку СН. У спектрі γ -коніциїна присутня чітко виражена лінія $1702,41\text{ см}^{-1}$, яка відповідає коливанням подвійного зв'язку $C = N$, в спектрах чотирьох інших алкалоїдів подібна лінія відсутня.

У спектрі коніїну лінія $680,017\text{ см}^{-1}$ відповідає коливанню атомів вуглецю і чітко вираженому коливанню атому водню навколо атому нітрогену. Подібні піки, але значно вищої інтенсивності поглинання, присутні також в конгидрині ($289,684\text{ см}^{-1}$ навколо атому кисню, $719,989\text{ см}^{-1}$ навколо нітрогену) та псевдоконгидрині ($567,536$ навколо атому кисню, $247,963$ - нітрогену).

Спектри комбінаційного розсіяння двох останніх алкалоїдів характерні лініями, що відповідають чітко вираженим коливанням атома водню вздовж зв'язку з атомами нітрогену і окисену: конгидрин – $3802,34\text{ см}^{-1}$ та $4003,53\text{ см}^{-1}$ відповідно, псевдоконгидрин – $3819,45\text{ см}^{-1}$ та $4003,19\text{ см}^{-1}$.

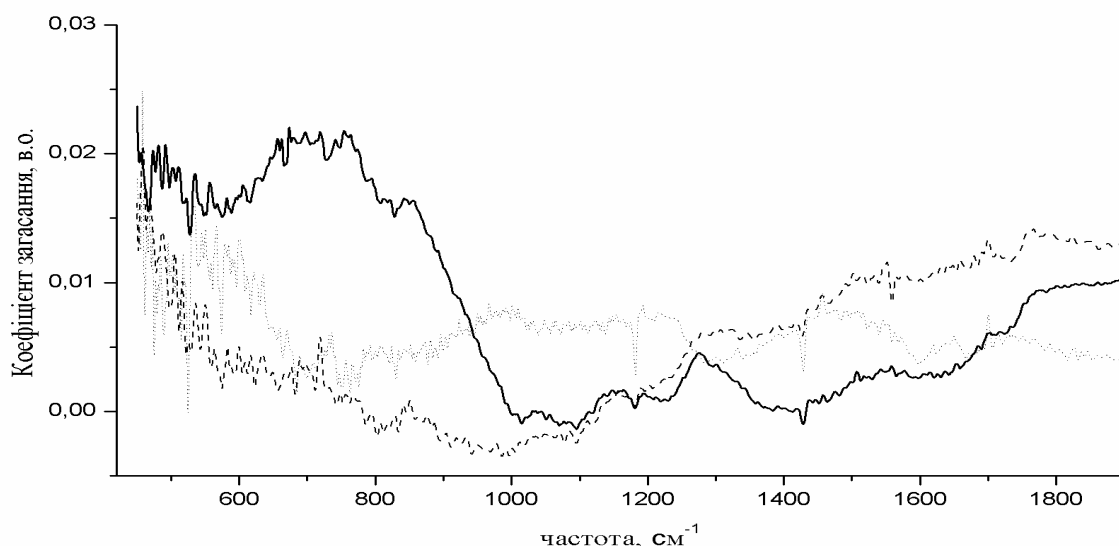


Рис. 4. Спектри оптичного поглинання ІЧ області Штрихована лінія – фулерен, крапки – Коніум + 15% розчин фулерену, суцільна лінія – Коніум +40% розчин фулерену.

З аналізу даних Рис.4. можна зробити висновок про можливість утворення комплексів коніум + фулерен у водному розчині.

Висновки.

1) Методами квантової хімії при використанні програми Gaussian визначено структурні форми, розраховані значення дипольних моментів і значення енергії основного стану алкалоїдів, що входять до складу препарату Коніум: коніїну, N-метилконіїну, γ -коніциїну, конхидрину та псевдоконхидрину з урахуванням впливу діелектричної проникності середовища.

2) Визначено 5 нових стабільних конфірмаційних станів молекули γ -коніциїну $C_8H_{15}N$, просторову структуру і енергетичні характеристики стабільних і нестабільних конформацій цієї молекули у водному розчині.

3) В роботі представлено дослідження спектрів оптичного поглинання для випадків утворення комплексів коніуму при різних значеннях концентрації фулерену, а саме: порівняння спектру чистого фулерену, суміші препарату Коніум з 15% розчином фулерену C_{60} і суміші препарату Коніум з 40% розчином фулерену C_{60} .

- кониума с помощью C60, Тез. II Межд.научт конф. "Наноструктурные материалы – 201-: Беларусь – Россия - Украина" Киев, 19 – 22 октября 2010, с.677
2. Заболотный М.А., Момот А.И., Дмитренко О.П., Кулиш Н.П., Довбешко Г.И., Соляник Г.И., Киркилевская Л.Н., Гнатюк Е.П., Модификация свойств алкалоидов препарата Conium (фирмы Weleda) фуллеренами C60, с.1, 9-11.
3. Е.В. Бутырская, Компьютерная химия: основы теории и работа с программами Gaussian и Gauss View: Е.В. Бутырская; издательство Солон Пресс, 2011. – с. 84.
4. Joem Gronholz, Werner Herres, Understanding FT-IR Data Processing, //Dr. Alfred Huethig Publishers, reprint Vols. 1(84), 2(85), –p.1-23.

ГЕЛЕВЫЕ ФАНТОМЫ В РАДИОТЕРАПИИ

О.Ч. Туронок¹, Е.В. Дяченко¹, М.Е. Алёхина^{2,3}, О.А. Бесшейко², Л.А. Голинка-Бесшейко², И.Н. Каденко², Е.О. Чигрин³

1) Концерн «Сакура» ул. Бориспольская, 9, корпус 61, 02099, Киев

2) Киевский национальный университет имени Тараса Шевченко ул. Владимирская, 64/13, 01601, Киев, e-mail: alehina-rita@ukr.net

3) ТОВ «Медицинская клиника «ИННОВАЦИЯ», ул. Витрянского, 69а, с. Лютеж, 07352 Киевская обл.

Аннотация: В работе показано современное положение систем трехмерной дозиметрии, таких как феросульфатный дозиметр Фрикке, полимеризационный дозиметр и радиохромный твердотельный трехмерный дозиметр. Рассмотрено их физические та химические свойства.

Анотація: В роботі показаний сучасний стан систем тривимірної дозиметрії, таких як феросульфатний дозиметр Фріке, полімеризаційний дозиметр та радіохромний твердотільний тривимірний дозиметр. Розглянуто їх хімічні та фізичні властивості.

Abstract: It is shown the current state of three-dimensional dosimetry, such as Fricke dosimeter, polymer dosimeter and radiochromic three-dimensional solid-state dosimeter. Their chemical and physical properties is considered.

Ключевые слова: гелевый фантом, 3-d дозиметрия, радиотерапия.

Ключові слова: гелевий фантом, 3-d дозиметрия, радиотерапия.

Keywords: gel fantom, 3-d dosimetry, radiotherapy.

Введение. Историческая справка.

За несколько прошлых десятилетий внешняя лучевая радиотерапия онкологических больных развилась в довольно точный метод доставки лечебных доз ионизирующего излучения в требуемую область человеческого тела безопасным способом, что позволило минимизировать радиационно-инициированные побочные эффекты. Одной из основных задач в отношении планирования и осуществления радиотерапии является сохранение нормальной ткани, гарантируя при этом эффективную смерть опухолевых клеток. Вместе с тем, появление сложных методов радиотерапии создало новые проблемы для радиационной дозиметрии. Стереотаксическая, конформная радиотерапия, радиотерапия с модулированной интенсивностью, радиохирургия и брахитерапия представляют собой те области, где как пространственная, так и количественная точность становятся крайне важными для успеха лечения. Эти сложные схемы радиотерапии требуют точности в “серых областях” обычных дозиметрических методов. В частности, составление карты дозного распределения в областях с высоким градиентом (на краю пучка или около блока формирования поля) или истинные трехмерные карты дозы (Рис.1. Распределение дозы в гелевом трехмерном фантоме) всегда представляли собой проблемы для обычной дозиметрии.

Такие давно известные и хорошо разработанные дозиметры как ионизационные камеры, термолюминесцентные дозиметры и радиохромные пленки могут рассматриваться как одно- и двумерные дозиметрические системы, которые ограниченно применимы для пространственного картографирования реальных объектов. В связи с этим интерес к разработке трехмерных дозиметров ионизирующего излучения появился довольно давно. Особое внимание всегда уделялось тем дозиметрам, которые изменяют их оптические свойства пропорционально поглощенной дозе. Трехмерные гелевые дозиметры изучались несколькими исследовательскими группами еще в 1950-ые годы [1-3]. Исследование в отношении одной из первых среди заслуживающих внимания систем, основанной на методе получения трехмерного изображения дозного распределения, было опубликовано в начале 1960-ых гг. [4]. Это система состояла из твердой парафиновой матрицы вместе с галогенированным углеводородом в качестве свободнорадикального инициатора и лейкооснованием красителя. Недостатки этого дозиметра состояли в том, что парафиновая основа была непрозрачна, а следовательно требовалось, чтобы дозиметр был разделён на части и концентрация красителя в каждой секции измерялась спектрофотометрически. Со временем радиохромное изображение размывалось в парафиновой матрице.

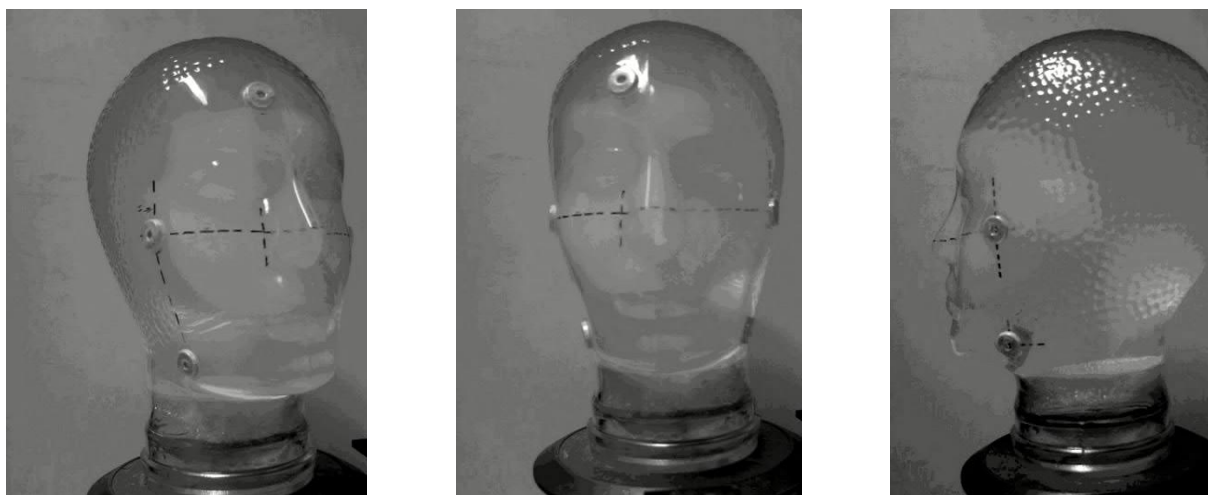


Рис.1. Распределение дозы в гелевом трехмерном фантоме.

Следующая серия новшеств произошла в Йельском университете и связана с использованием магнито-резонансной томографии (МРТ) для измерения радиолитического окисления в гелевых дозиметрах Фрикке [5]. Затем была разработана рецептура желатин/акриламидного дозиметра [6,7] (**BANG[®] Gel**) и оптический лазерный компьютеризированный томографический (КТ) сканер [8] **OCTOPUS[™]** (MGS Research Inc, Madison, CT). Публикация в 1993-1994 г.г. этих работ по полимерной гелевой дозиметрии группы Maryanski M. J. и сотр. [6,7] вызвало огромный отклик в научной среде. Если до начала 1990-х г.г. все количество статей по трехмерной дозиметрии едва ли дошло до десятка, то уже к концу 1990-х г.г. количество публикаций по данному предмету по нашим данным составляло не один десяток в год. Было разработано довольно большое количество рецептов полимерных гелевых дозиметров (например, **BANG** (Maryanski et al., 1994; Maryanski et al., 1996a), **MAGIC** (Fong et al., 2001), **MAGAT** (De Deene et al., 2002a; Hurley et al., 2005), **MAGAS** (Venning et al., 2005a), **PAGAT** (Venning et al., 2005b), **VIPAR** (Pappas et al., 1999), **VIPAR^d** (Kozicki et al., 2005), **VIPARnd** (Kozicki et al., 2007; Pantelis et al., 2008) и **PABIG** (Kozicki, Rosiak, 2003; Pantelis et al., 2005; Pappas et al., 2005)).

Тем не менее, многие из указанных полимерных дозиметров имели существенные ограничения и недостатки. Многие из них были преодолены путем разработки принципиально новой системы **PRESAGE[™]** - оптически прозрачного радиохромного трехмерного дозиметра на основе полиуретана [9,10]. В рецептуру твердого дозиметра

PRESAGE™ входит свободнорадикальный инициатор и лейкооснование красителя и он не требует контейнера для поддержания своей формы. Полиуретановая матрица представляет собой тканеэквивалентный материал и предотвращает диффузию изображения дозного распределения. Имеет место линейность зависимости доза-отклик, которая независима как от энергии фотонов, так и от мощности дозы.

Очевидно, что средства 3-мерной дозиметрии стали доступны немного раньше, чем возникла потребность в их использовании. Когда, тем не менее, эта потребность возникла, интерес к этим методам стал значительным. Кроме того, к этому времени специалисты получили такую методику, как МРТ, позволяющую фиксировать изменения состояния вещества в объеме. Хотя кроме ЯМР для оценки облученных гелей были разработаны другие методы, например, посредством оптической компьютерной томографии, МРИ гелевая дозиметрия стала существующим стандартом для истинной трехмерной дозиметрии. Это имеет место из-за того, что два из трех вышеупомянутых методов, а именно, дозиметрия Фрикке и радиационно-инициированная полимеризация, могут быть количественно оценены посредством измерения соответственно продольного и поперечного времен релаксации ЯМР (T_1 и T_2). Этот факт вместе с широко распространенным внедрением систем МРИ в учреждения здравоохранения привели к установлению считываемой МРИ гелевой дозиметрии в качестве *de facto* стандарта трехмерной клинической дозиметрии.

Основные типы трехмерной дозиметрии

Таким образом, современные трехмерные полимерные гелевые дозиметры могут быть разделены на три основных типа, а именно, полимерные гели, Фрикке и полиуретановый радиохромный дозиметр. Первые две системы состоят из гидрогелевой матрицы, которая сохраняет 3D пространственное дозное распределение в дозиметре.

В гелях Фрикке происходит окисление раствора Фрикке (подкисленный насыщенный кислородом водный раствор иона железа (II), Fe^{2+}) под действием ионизирующего излучения [11]. Когда раствор облучается, происходит разложение воды, приводящее к образованию гидроперекисных радикалов ($HO_2^{\cdot}$). Гидроперекисные радикалы реагируют с ионами железа (II), приводя к их превращению в ионы железа (III) [12]. Ионы железа (III) имеют скорость продольной ядерной магнитной релаксации (R_1) другую, чем у воды. Поэтому, дозное распределение может быть получено из изображений R_1 , полученных при помощи МРТ.

Второй тип гелевого дозиметра - полимерные гели - состоит из мономеров, растворенных в вязкой матрице. При облучении имеет место реакция полимеризации, приводя к сшиванию сомономеров, обеспечивая случайную трехмерную сшитую полимерную сеть, например, сополимеризация акриламида и N,N'-метиленабисакриламида в пределах желатиновой матрицы на основе воды [6,7]. Степень радиационно-инициированной полимеризации зависит от дозы, и полученная сшитая полимерная сетка влияет на подвижность окружающих молекул воды, таким образом оказывая влияние на скорость поперечной ядерной магнитной релаксации (R_2). В связи с этим, дозные карты полимерных гелей строятся из изображений МРТ (R_2). Кроме того, было также продемонстрировано возможное применение оптической системы КТ в качестве альтернативного в отношении к МРТ метода получения изображения для полимерных гелевых дозиметров [13].

По первым двум типам трехмерных гелевых дозиметров имеются многочисленные публикации, механизмы процессов хорошо изучены и, по меньшей мере, научная информация достаточно достоверно представлена. Кроме того, имеются многочисленные вариации указанных типов дозиметров. В отличие от этого, по третьему типу дозиметра – полиуретановому радиохромному дозиметру – имеется относительно небольшое количество публикаций и сделаны они в основном группой John Adamovics и сотр. Это не удивительно, поскольку первые сообщения по данной системе появились в 2004 г. [9] и она представляла несомненный коммерческий интерес [14]. Судя по публикациям, система состоит из полиуретановой матрицы, изготавливаемой в соответствии с принятым в технологии полиуретанов двухстадийным процессом, галогенсодержащего органического соединения – “свободнорадикального инициатора” и лейкооснования трифенилметанового красителя (как

правило, малахитового зеленого). Лишь в одной из последних публикаций в 2012 г. указано, что галогенсодержащие органические соединения представляют собой галоформы – хлороформ, бромформ или иодоформ [15]. Механизм радиолитических процессов, происходящих в указанной системе, в публикациях Adamovics и сотр. не раскрыт. Тем не менее, на основании данных, опубликованных в русскоязычной литературе [16, 17], можно полагать, что в процессе радиолитического окисления лейкооснования малахитового зеленого задействован цепной механизм с участием галоидметанов и кислорода воздуха. Выбор полиуретанов в этом случае определяется тем, что этот класс полимеров является одним из наиболее газопроницаемых среди известных классов полимеров. Таким образом, можно полагать, что полиуретановый радиохромный дозиметр – это принципиально новая трехмерная дозиметрическая система. На сегодняшний день количество публикаций по этой системе составляет около 50.

1. Day, M. J. and Stein, G. Chemical dosimetry of ionizing radiations// *Nucleonics* 8, 34 (1951).
2. Lefort, M. J. Action of ionizing radiations on water and aqueous solutions// *Chem. Phys.* 47, 776 (1950).
3. Andrews, H. L., Murphy, R. E. and LeBrun, E. J. Gel dosimeter for depth dose measurements// *Rev. Sci. Instr.* 28, 329 (1957).
4. Potsaid, M. S. and Irie, G. Paraffin base halogenated hydrocarbon chemical dosimeters// *Radiology*, 77, 61–65 (1961).
5. Gore, J. C., Kang, Y. S. and Schulz, R. J. Measurement of radiation dose distribution by nuclear magnetic (NMR) imaging// *Phys. Med. Biol.* 10, 1189–1197 (1984).
6. Maryanski M.J., Gore J.C., Kennan R. P., Schulz R.J. NMR Relaxation Enhancement in Gels Polymerized and Cross-Linked by Ionizing Radiation: A New Approach to 3d Dosimetry by MRI// *Magnetic Resonance Imaging*, Vol. 11, No. 2, pp. 253-258, 1993
7. Maryanski M.J., Schulz R.J., Ibbott G.S., Gatenby J.X., Horton R. and Gore J.C. Magnetic resonance imaging of radiation dose distributions using a polymer gel dosimeter// *Phys. Med. Biol.* 39, 1437–1455 (1994).
8. Xu Y., Wu C.S. and Maryanski M.J. Performance of a commercial optical CT scanner and polymer gel dosimeters for 3D dose verification// *Med. Phys.* 31, 3024–3033 (2004).
9. Adamovics J., Maryanski M. J. A new approach to radiochromic three-dimensional dosimetry-polyurethane// *J. Phys. Conf. Ser.* 3 (2004) 172–175
10. Adamovics J., Maryanski M. J. Characterisation of Presage™: A New 3-D Radiochromic Solid Polymer Dosimeter for Ionising Radiation// *Radiation Protection Dosimetry*, 2006, Vol. 120, No. 1–4, pp. 107–112.
11. Schreiner L. J. Review of Fricke gel dosimeters// *Journal of Physics: Conference Series* 3 (2004) 9–21
12. Лукаев А.М. Современная радиационная химия. Т. 1, М., Наука. 1985.
13. Gore J.C., Ranade M., Maryanski M. J., Schulz R. J. Radiation dose distributions in three dimensions from tomographic optical density scanning of polymer gels: I. Development of an optical scanner// *Phys. Med. Biol.* 41 (1996) 2695–2704.
14. U.S. Pat. Appl. Publ. (2007), US 20070020793 A1. Three-dimensional shaped solid dosimeter and method of use. By Adamovics, John A.
15. Mamdooh Alqathami, Anton Blencowe, Greg Qiao, Duncan Butler, and Moshi Geso Optimization of the sensitivity and stability of the PRESAGE dosimeter using trihalomethane radical initiators// *Radiation Physics and Chemistry*, 2012, Volume 81, Issue 7, 867–873.
16. Туронок О.Ч., Плачинда Я.В. Радиационно-химическая деструкция бутилкаучука в различных растворителях// *Украинский химический журнал*, 1993, т. 59, № 6, 665-668.
17. Романцев М.Ф., Ларин В.А. Радиационное окисление органических веществ. М., Атомиздат, 1972.

RADIATION STIMULATED STRUCTURAL PHASE CHANGES OF TI ALLOYS MECHANICAL PROPERTIES

A.P. Onanko*, M.P. Kulish, O.V. Lyashenko, G.T. Prodayvoda, S.A. Vyzhva, Y.A. Onanko

Taras Shevchenko Kyiv national university, Volodymyrs'ka str., 64, Kyiv, Ukraine, 01601; +(38)
(044) 5260512; onanko@univ.kiev.ua

Анотація. Біосумісні сплави Ті широко застосовуються в імплантології та в протезуванні. Ендопротезування стало основним методом лікування патології тазобедреного суглоба, яке дозволяє усунути укорочення кінцівки.

Аннотация. Биосовместимые сплавы Тi широко используется в имплантологии и в протезировании. Эндопротезирование стало основным методом лечения патологии тазобедренного сустава, которое позволяет устранить укорочение конечности.

Abstract. Biocompatible Ti alloys are widely used in implantology and in prosthetics. Endoprosthetics became the basic method of treatment of hip pathology, which allows to remove shortening of limbs.

Ключові слова: протезування, імплантологія, біосумісні сплави, модуль пружності.

Ключевые слова: протезирование, имплантология, биосовместимые сплавы, аллергия, модуль упругости.

Key words: prosthetics, implantology, biocompatible alloys, allergic reactions, elastic module.

Introduction

Thin oxidic film, which appears on the Ti surface and its alloys provides the complete corrosion protection of metal in many environments including physiology. In such terms materials are indicated proof not only to general but also to the different types of local corrosion. Ti has high specific strength and low elastic module, which indicate that Ti is favourable material from the point of endoprosthetics view. Ti is very little ionizes in physiological solutions, the products of its corrosion are not toxic, in addition, they do not spread on all of organism, but concentrated nearby the implant. The high degree of increase of bone fabrics to material attracts researchers which consider that hardness to explain this Ti property only its sluggishness. For practice of orthopaedy with the use of Ti not a single case of tearing away of this alloy or appearance of allergic reactions, which are typical for non-rusting steels is known.

Experiment

The radiolocation technique ideas are fixed in foundation of impulsive methods, which enabled to use the methods of radio electronics for measuring of velocities V distribution of short high-frequency impulses in the elastic environment. The specimen, the sizes of which in all of directions in oftentimes exceed a wave-length $l_0 \gg \lambda$, which spreads, can be considered as infinitely the prolonged environment, and waves λ , which spread, - as flat waves, which are determined by the elastic modules of environment C_{mn} . Thus, the crystal with linear sizes in a few mm can will show by itself as "unlimited environment" for vibrations frequencies of which lie in the range $f \approx 10$ MHz. The influencing of temperature T , ultrasonic deformation ε , hydrogen H , changing of defect nanostructure, was simultaneously researched on the value of internal friction (IF) Q^{-1} and elastic module E of Ti alloys after the mechanical cutting and polishing. A non-destructive method for the technological control of the structure defects by measuring the elastic module E and IF was developed.

If in the specimen with long l_0 by means of the piezoelectric transformer to send a short ultrasound (US) impulse with duration τ and frequency f , getting through the specimen in times

$T = \frac{l_0}{V}$, the elastic wave will be accepted by the receiver on the opposite side of specimen and partly reflected from its butt-end surface [1]. This method becomes prevailing at researches of solids. In all of modifications of impulsive method measurands are velocities V distribution of

elastic waves in an environment. The reflected wave will go in reverse direction, again reflected and will go back to the receiver through time of $2T$. The process of successive echo reflection of elastic wave in the specimen will proceed to the complete absorption of wave due to losses in the specimen. US impulses accepted the receiver, after strengthening can be observed on the oscilloscope screen as string of pulses, which goes out slowly, part time of, domains which are evened T and $2T$.

Time of distribution of impulse in the specimen with the set sizes can be determined, for example, by introduction to the device scheme the second channel 3, where US spreads in an environment with the known value of US velocity V_{et} on fig. 1.

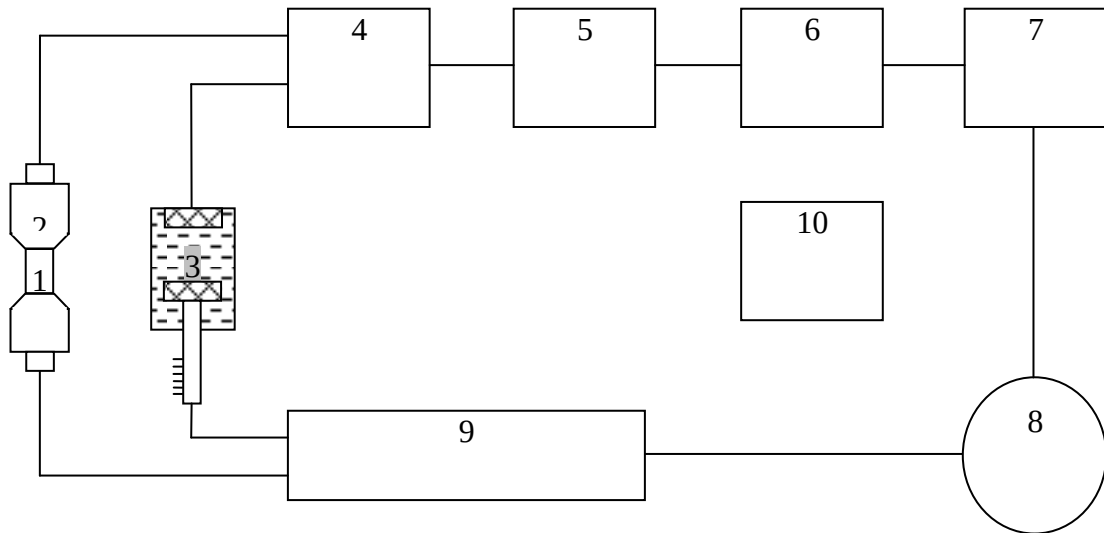


Fig. 1. Blok-scheme: 1 - specimen, 2 - measuring line, 3 – etalon line, 4 - generator of short impulses, 5 - questioner multivibrator, 6 - expecting multivibrator, 7 – deflection generator, 8 - cathode-ray tube, 9 - amplifier, 10 - power module.

A measuring process consists in combination of impulses but also on the oscilloscope screen with the specimen and without. The sound velocity V is determined in the specimen after the difference of way in the liquid. Then T is determined from two measurements – without and with the specimen. The impulses of both channel are combined thus on the oscilloscope screen, and in the second channel US way can change. So in the US device, which works on frequencies $f_1 \approx 1,67$ MHz and $f_2 \approx 5$ MHz, exactness of measurements of velocity $\Delta V/V \approx 0,5 \div 1,5\%$ depending on the specimen length l_0 .

In other variety of US method for generation and receiver of impulses separate transformers are used. Impulse, which got through the crystal, appears and by the feed-back chain starts the generator, which makes the new high-frequency impulse. The reiteration frequency f_r of impulses series, which turns out thus, can be exactly measured and used for determination of time T and wave velocity V of distribution. Other modification of this method, that also suitable for measurements of small changes of elastic wave velocity V of distribution, that especially sensitive at research of dependence of $V = f(T)$ and $V = f(P)$, where T and P is a temperature and pressure accordingly. The idea of this method consists in selection of the pulse-repetition period so that it was multiple time-the time of-flight US through the crystal. This method is simple enough and experimental comfortable, and the using of large after sizes specimens, which necessary in this method, provides high exactness of measurements $\Delta V/V \approx 0,02\%$. Modern serial radio electronic devices by means of the time marks allow to conduct the direct measurements of time intervals, providing exactness of US velocity measurements $\Delta V/V \approx 0,01\%$.

The calculation of velocity V of US vibrations distribution in the crystal is executed by formula:

$$V = V_{et} \frac{l_0}{P_1 - P_2}, \quad (1)$$

where V_{et} – velocity of distribution of US vibrations is known at standard a liquid, which is determined depending on the temperature of $V_{et} [300K] = 1598$ m/sec are for a 22% solution of ethyl spirit in water, l_0 – specimen length, P_1 – is the first counting out on the scale of micrometrical screw without the specimen, P_2 – the second counting out on the scale of micrometrical screw with the specimen.

Debye temperature θ_D was determined after a formula:

$$\theta_D = \frac{h}{k_B} \cdot \left(\frac{9N_A \rho}{4\pi A} \right)^{1/3} \cdot \left(\frac{1}{V_{II}^3} + \frac{2}{V_{\perp}^3} \right)^{1/3}, \quad (2)$$

where k_B – Bol'cman constant, h – Plank constant, N_A – Avogadro number, A – middle gram-molecular mass, ρ – density, $V_{\uparrow}$ – longitudinal US velocity, $V_{\rightleftharpoons}$ – transversal US velocity. The Puasson coefficient μ is equal:

$$\mu = \frac{\frac{1}{2}V_{II}^2 - V_{\perp}^2}{V_{II}^2 - V_{\perp}^2}. \quad (3)$$

Results

The diminishing of elastic module E is conditioned reduce such values as start tension of dislocation sources σ_D , that easing dislocation reproduction under the action of the enclosed loading in σ ; linear dislocation tension σ_L , that raise their mobility; the distance between dislocations in the accumulations h_D , that results to the increase of dislocations number N_D in the flat accumulation and loading on leading dislocation σ_D [2-4]. The temperature dependence IF $Q^{-1}(T)$ and elastic module $E(T)$ Ti alloy VT9 after electron irradiation are presented on fig. 2 and fig. 3 accordingly.

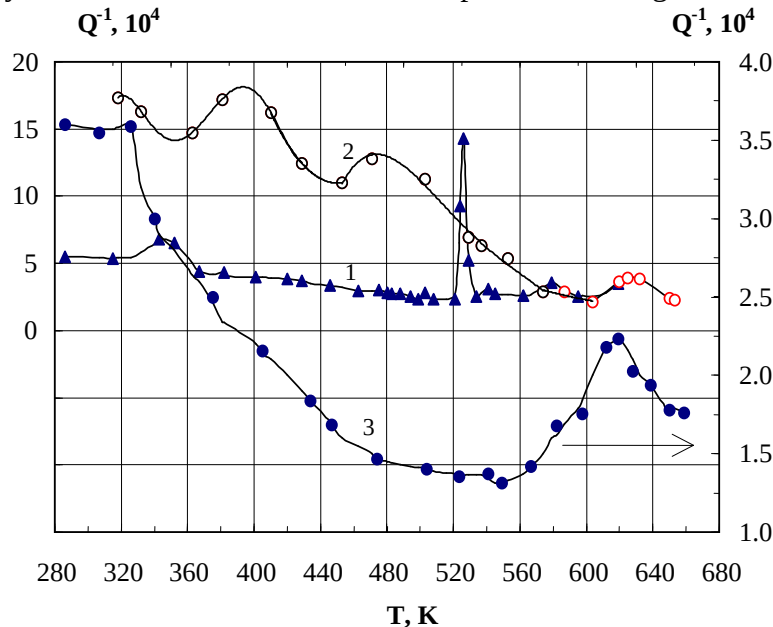


Fig. 2. Temperature dependence internal friction $Q^{-1}(T)$ Ti alloy VT9: 1 - initial and after electron irradiation 2 – first heating, 3 – second heating.

Discussin

The electron irradiation with energy $W \approx 1,5$ Mev fluence $F \approx 10^{18} \text{ sm}^{-2}$ Ti alloy VT9 deduce to IF phone Q^{-1}_0 increasing in ≈ 3 times (curve 2 on fig. 2). Three maximums IF at $T_{M1} \approx 380\text{K}$, $T_{M2} \approx 470\text{K}$ and $T_{M3} \approx 625\text{K}$ are discovered on curve 2. At comparison with initial state (curve 1) is visible, that there are the distortion of maximums form. The maximum M_1 , which connected with vacancy complexes V-V-V migration, is displaced in greater temperatures at 50K, but IF maximum M_2 is displaced in smaller temperatures at 50K too, third IF maximum M_3 , which connected with the diffusion of extrinsic Mo atoms in Ti β -phase, don't displace at temperature scale in accuracy measuring limits.

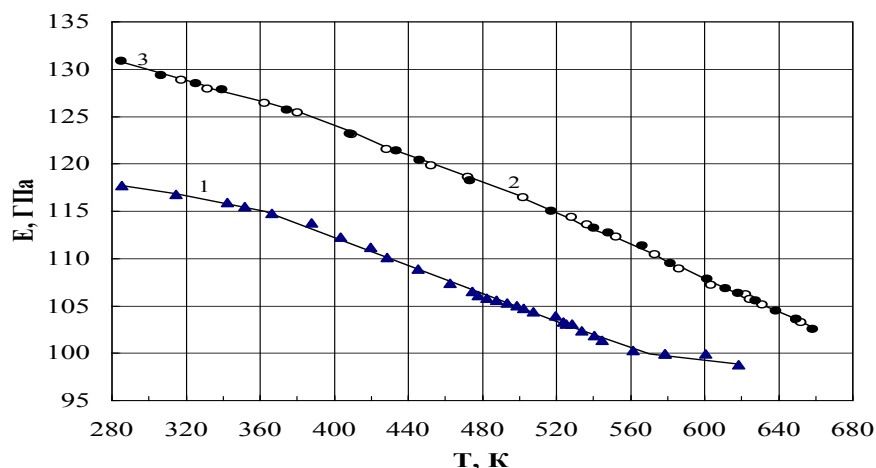


Fig. 3. Temperature dependence elastic module E Ti alloy VT9: 1 - initial and after electron irradiation 2 – first heating, 3 – second heating.

The elastic module E absolute value Ti alloy VT9 is increasing at $\approx 10\%$ in comparison with initial state after irradiation as visible from the comparison of 1, 2 and 3 curves on fig.3. The coincidence of 2 and 3 curves in accuracy measuring limits is testified to that the repeated heating of irradiated specimen don't influence on the elastic module E absolute value. Из рис.2 видно, that on 1, 2 and 3 curves are observed small relaxation depth of elastic module $\eta = \frac{\Delta E}{E}$ at temperature interval of accordant IF relaxation maximums existence.

Conclusions

Thus, the measuring of IF background Q^{-1}_0 after different heat treatments gives information about the changes of the fields of elastic strains σ_i in Ti alloys. The growth of IF maximums Q^{-1}_M heights testifies the increasing of structural defects concentration, and the spread of IF maximums ΔQ^{-1}_M here represents the relaxation process of structural defects new types.

1. Aleksandrov L.N., Zotov M.I. Internal friction and defects in semiconductors. - Novosibirsk: Nauka, 1979. - 159 p.
2. Onanko A.P., Kulish M.P., Melnikova N.O. Influence of electron irradiation on inelastic-elastic characteristics of Al and Ti alloys // Questions of atomic science and technology. – 1998. – № 5(71) – P. 24 - 26.
3. Onanko A.P. Influence of hydrogen on directional surface of inelastic-elastic body Ti0.5Al0.5 alloy // Metalphysics and new technology. – 2011. – V. 33, № 2. – P. 253 - 261.
4. Zabolotniy M.A., Onanko A.P., Kulish M.P. et al. Clusters and nanostructure materials. – Kyiv: Academy periodic, 2001. – 588 p. The determination method of absorb dose of metal radioactive irradiation / Ukrain Patent on invention № 2011 05118. – 21.04.2011. - 7 p.

ВЛИЯНИЕ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ НА СТРУКТУРУ ПОЛИМЕРНЫХ ЗАЩИТНЫХ ПОКРЫТИЙ, ИСПОЛЬЗУЕМЫХ В МЕДИЦИНЕ

Л.Ю.Вэргун, О.С.Свечникова, Я.П.Когут, Ю.С. Голик, Т.Т.Тодостйчук, Л.Ф.Косянчук

⁽¹⁾ *Киевский национальный университет имени Тараса Шевченко,
физический факультет, кафедра молекулярной физики*

⁽²⁾ *Институт химии высокомолекулярных соединений НАН Украины*

В последнее время в рентгенографии (рентгеношаблоны, рентгенорезисторы) используются полимерные материалы. Указанные материалы используются в микросхемах на кремнесодержащих подложках [1]. Однако в таких подложках, при толщине порядка 100 мкм высока концентрация дефектов, создающих помехи и снижающих быстродействие обработки сигнала

В работе исследовались полимерные композиции, разработанные в Институте химии высокомолекулярных соединений НАН Украины [2], нанесенные на кремнесодержащие подложки (лабораторное стекло). Процесс нанесения предусматривал различные температурные условия. На рис.1 представлены исследуемые составные образцы, пребывавшие в зоне действия рентгеновского облучения. Используемая установка позволяла получать непрерывный спектр излучения. Для облучения использовался участок спектра, который отвечал ~ 14 кеВ

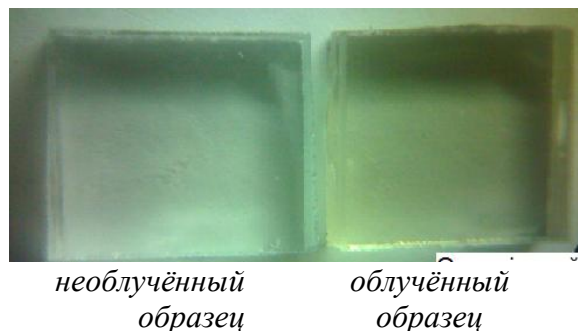


Рис.1. Внешний вид исследуемых образцов

Как видно из рис.1 после рентгеновского облучения произошло изменение структуры подложки, что проявилось в её помутнении. Это свидетельствует о том, что часть рентгеновского излучения было поглощено подложкой. По методике, описанной в работе [3] были получены величины адгезионной прочности исследуемых полимерных композиций. Сделаны выводы о том, что рентгеновское излучение влияет на характер перегруппировки дефектов и активных центров как в полимерной композиции, так и в кремнесодержащей подложке.

1. Смирнов, В. И. *Физико-химические основы технологии электронных средств*: Ульяновск: УлГТУ, 2005.– 112 с.

2. Косянчук Л.Ф., Тодосійчук Т.Т., Ященко Л.М., Антоненко О.І., Шумський В.П., Гетманчук І.П., Шмирева О.М., Кавраська Н.М., Актан О.Ю. *Пат. 92443 Україна. Поліуретанова оптично-прозора композиція*// - Оpubл.15.08.2010, Бюл.№16. (ІВ), 9,1

3. Академік НАН України Булавін Л.А., Забашта Ю.Ф., Тодосійчук Т.Т., Актан О.Ю., Косянчук Л.Ф., Голік Ю.С., Ярова Н.Л. *Метод визначення зсувної адгезійної міцності захисних полімерних покриттів*. Технологические системы, №2(51), 2010, с.38-41.

CURRENT STATUS AND NEW DEVELOPMENTS IN PATIENT DOSIMETRY IN DIAGNOSTIC RADIOLOGY

Jenia Vassileva

Head of Department for Radiation Protection at Medical Exposure, National Centre of Radiobiology and Radiation Protection, Sofia, Bulgaria

Abstract. The paper presents an overview of quantities and units for patient dose measurement and estimation in diagnostic radiology, according to the ICRU Report 74 on Patient Dosimetry for X-rays used in Medical Imaging and IAEA International Code of Practice for Dosimetry in Diagnostic Radiology [TRS 457, 2007]. Several application-specific quantities are introduced used both for estimation of stochastic and deterministic risk, as well as for establishment and use of diagnostic reference levels (DRLs). Dose quantities used in conventional radiography, mammography, fluoroscopy, including interventional radiology and CT are presented. Methods for measuring and assessing the patient dose of x rays used in medical imaging are presented. Measurements of these quantities rely mainly on the use of ionization chambers or solid-state dosimeters, including TLDs. The organization and results of national surveys of patient doses in diagnostic radiology in Bulgaria are presented as well as the approaches in establishment of national DRLs.

Keywords: Patient doses, Diagnostic radiology, Diagnostic reference levels

Dose quantities

Patient doses in diagnostic radiology are studied with two main purposes. First, doses need to be measured for every x-ray system in order to establish typical doses and to compare them with the national or regional diagnostic reference levels (DRLs) and to optimise the examination. Large number of national and multi-national surveys indicated that patient doses for the same imaging procedures vary substantially depending on equipment and procedure factors, and big potential exists for dose reduction without compromising diagnostic outcome. Quantities used for this purpose need to have clear definition; to be able to estimate the total dose for the procedure regardless its complexity; to be easily measured using available dosimeters with satisfactory accuracy, in order to compare the results from different x-ray systems.

The second area of dose evaluation is for risk assessment, needed in justification of x-ray procedures, in order to compare patient doses from different modalities (radiography, fluoroscopy, CT) and from other kind of exposures, e.g. nuclear medicine examinations, natural background, etc. Patient doses in most x-ray examinations are low, much below the threshold for deterministic effects. Risk exists for stochastic effects. Therefore, dose quantities in this group should give evaluation of stochastic risks in function of exposure. Another aspect is to estimate dose to embryo and foetus in x-ray exposure during pregnancy.

Dose quantities and units commonly used to measure patient doses and to set DRLs are summarized in the Table 1 [1, 2].

Measurements in diagnostic radiology are performed in the quantity **air kerma**, K_{air} . The unit is gray, Gy ($1 \text{ Gy} = 1 \text{ J.kg}^{-1}$).

The **entrance surface air kerma**, K_e , is the kerma to air measured on the central beam axis at the position of the patient or phantom surface (Fig. 1) [2]. The radiation incident on the patient or phantom and the backscattered radiation are included. The unit is gray (Gy).

The entrance surface air kerma is related to the **incident air kerma** by the backscatter factor, B , thus:

$$K_e = K_i B.$$

Incident air kerma is measured in mammography, and entrance surface air kerma – in conventional radiography [2].

Table 1. Dose quantities and units commonly used to measure patient doses and to set DRLs

Type of procedure	Dose quantity	Dose unit
Plain radiography, including dental	Entrance surface air kerma, K_e Kerma-area product, P_{KA}	mGy Gy.cm ²
Mammography	Incident air kerma, K_i Mean glandular dose, D_G	mGy mGy
Complex procedures and fluoroscopy guided procedures	Kerma-area product, P_{KA}	Gy.cm ² , or μ Gy.m ²
Computed tomography	CT dose index, CTDI Dose-length product, DLP	mGy mGy.cm

The **air kerma–area product**, P_{KA} , is the integral of the air kerma over the area of the x-ray beam in a plane perpendicular to the beam axis (Fig. 1), thus:

$$P_{KA} = \int_{xy} K(x, y) dx dy$$

The unit of air kerma–area product is Gy m².

The air kerma–area product is approximately invariant with distance from the x-ray tube focus (when interactions in air and extrafocal radiation can be neglected), as long as the planes of measurement and calculation are not so close to the patient or phantom that there is a significant contribution from backscattered radiation [1, 2].

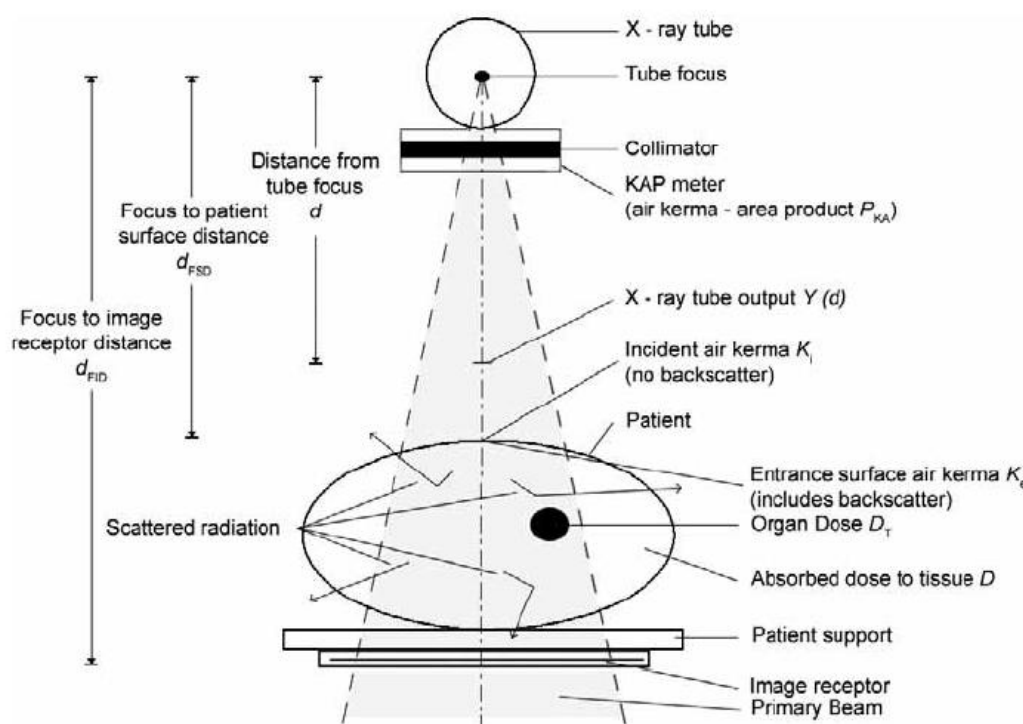


Fig. 1. Diagram of patient dose measuring geometry (from the TRS 457 [2])

The **air kerma–length product**, P_{KL} , is the integral of the air kerma over a line of length, L , thus:

$$P_{KL} = \int_L K(z) dz$$

The unit of air kerma–length product is Gy·m. The air kerma–length product is applied to the dosimetry of CT and to the dosimetry of dental panoramic examinations. In CT, P_{KL} is defined as an integral of the air kerma along a line parallel to the axis of rotation of the scanner. In dental panoramic systems, this quantity has been termed the ‘dose–width product’ and is measured in the plane of the secondary collimator along a line, perpendicular to the collimator.

The CT air kerma index, $C_{a,100}$, measured free in air for a single rotation of a CT scanner is the quotient of the integral of the air kerma along a line parallel to the axis of rotation of the scanner over a length of 100 mm and the nominal width of irradiated beam, nT (n is simultaneously acquired slices of nominal thickness T). The integration range is positioned symmetrically about the volume scanned, thus:

$$C_{100} = \frac{1}{nT} \cdot \int_{-50}^{+50} K(z) dz$$

The unit is gray (Gy).

This quantity can be measured free in air on the axis of rotation, or inside PMMA head and body phantoms. For measurements in phantom the notation $C_{PMMA,100}$ is used [1,2,3].

The weighted CT air kerma index, C_W , combines values of $C_{PMMA,100}$ measured at the centre and periphery of a standard CT dosimetry phantom. It is given by:

$$C_W = \frac{1}{3} (C_{100, PMMA,c} + 2C_{100, PMMA,p})$$

where $C_{100, PMMA,c}$ is the measured value in the centre and $C_{100, PMMA,p}$ is the average value of the measurements in the four positions in the periphery of the standard phantom [2].

For helical (spiral) CT quantity volume CT air kerma index, C_{vol} , is used defined as:

$$C_{vol} = \frac{C_W}{p},$$

where p is the pitch factor, $p = \frac{l}{nT}$.

The quantity CT air kerma–length product determined for the standard CT dosimetry phantom and a complete CT examination, $P_{KL,CT}$, is calculated using:

$$P_{KL,CT} = \sum_j n C_{vol,j} l_j P_{It,j},$$

where index j represents each serial or helical scan sequence forming part of the examination, l_j is the distance moved by the patient couch between or during consecutive scanner rotations and $P_{It,j}$ is the total tube loading for scan sequence j [1,2].

Risk-related quantities. The quantity **organ (tissue) dose** D_T is equal to the ratio of the energy imparted to the tissue or organ to the mass m_T of the tissue or organ T :

$$D_T = (1/m_T) \int D dm.$$

The unit is gray, Gy [2, 4, 5].

In mammography the quantity **mean glandular dose** is used, defined as the ratio of the energy imparted to the glandular tissue to the mass of this tissue:

$$D_G = \frac{\bar{\epsilon}_G}{m_G}.$$

The quantity used to estimate the stochastic risk is equivalent dose H_T :

$$H_T = \sum w_R D_{T,R}, \quad (22)$$

where $D_{T,R}$ is organ dose to the tissue T , exposed to radiation R , and w_R is radiation weighing factor. For x-ray, $w_R = 1$.

For assesment of stochastic risk in 1975 Jacobi suggested the concept of effective dose, officially introduced by ICRP in 1977 [6]. The effective dose weights the organ doses H_T of exposed organs (tissues) with tissue weighting factors w_T :

$$E = \sum w_T H_T. \quad (23)$$

The equivalent dose and effective dose are measured in Sievert (Sv).

Diagnostic reference levels (DRLs)

The concept of guideline doses, later called reference doses was applied in the UK since 1989, and proved to be powerful tool for improvement of diagnostic radiological procedures and managing patient safety [3]. The International Commission on Radiological Protection introduced DRL in 1990 and further developed the concept and provided guidelines in publications 73, 105 and Supporting Guidance 2 [4, 5]. ICRP defined DRL as “a form of investigation level, apply to an easily measured quantity, usually the absorbed dose in air, or in a tissue-equivalent material at the surface of a simple standard phantom or representative patient. The diagnostic reference level will be intended for use as a simple test for identifying situations where the levels of patient dose or administered activity are unusually high or low” [7]. This concept was adopted also by the European Commission, International Atomic Energy Agency, as well as by many national authorities and professional bodies [5, 7, 8].

DRLs are indicators for the typical practice in a country or in a region. As equipment and procedure protocols can vary between different countries or regions, it is a good practice to establish national or regional DRLs. Radiation protection and health authorities in collaboration with professional medical organizations are responsible for setting DRLs [7]. The following steps are usually applied:

- 1) Most commonly performed routine diagnostic examinations are defined and specified;
- 2) For each type of exam dose quantity/quantities and measuring methodology are standardized;
- 3) In each imaging facility records of dose parameters are kept for all examined patients, or for a sample of patients during a period of time;
- 4) Using information from previous steps, local typical dose for each examination is assessed, usually by medical physicist; mean dosed from the patient sample is calculated and set as a typical dose;
- 5) Typical doses are set separately for adult and for specified groups of pediatric patients (most often age groups 0, 1, 5, 10, 15 are used for pediatric DRLs);
- 6) Typical doses from all or a representative sample of facilities in the country/region are centrally collected and statistically analyzed;
- 7) For diagnostic radiology national/regional DRLs are usually set at the 3rd quartile of the distribution of typical doses for the sample; for nuclear medicine DRLs are usually set as values of administered activities needed to obtain good image quality.

Methodology for the national survey in Bulgaria

For conventional radiography, entrance surface air kerma and kerma area product were measured. A standard protocol and measuring instructions were developed by the NCRRP for data collection by the hospital staff and for the measurements of the tube output by the medical physicists. The examinations included were radiography of the chest (PA), pelvis (AP), lumbar spine (AP and Lat), skull (AP/PA and Lat) and urography (before and after contrasting). All data were collected by NCRRP, entered into a data base and calculations of the individual patient doses were performed.

For mammography a separate protocol was developed for measurements of the Incident air kerma with a standard mammography phantom of 45 mm PMMA.

For fluoroscopy, surveys were conducted separately in conventional fluoroscopy (Barium enema and Barium meal examinations) and in interventional radiology, including cardiology.

Standard protocols were elaborated by the NCRRP and data collection was organized by medical physicists, X-ray technologists, cardiologists or other staff. Measured quantity was kerma area product, but several other parameters were also recorded, like fluoroscopy time, number of frames, number of acquired series, complexity of the procedure, etc. On each equipment, calibration of kerma-area product meter was conducted.

For computed tomography (CT) the survey was based on an internationally accepted methodology for measurements of weighted CT kerma index and kerma length product values in standard CT dose phantoms [2].

Results of the established DRLs will be presented.

1. International Commission on Radiological Units and Measurements. ICRU Report 74. Patient Dosimetry for X-Rays used in Medical Imaging. ICRU, 2005.

2. International Atomic Energy Agency. Dosimetry in Diagnostic Radiology. An International Code of Practice. Technical reports series, no. 457, 2007.

3. Patient dose reduction in diagnostic radiology: Report by the Royal College of Radiologists and the National Radiological Protection Board. Volume 1, No 3. 1990.

4. International Commission on Radiological Protection. Radiological Protection and Safety in Medicine ICRP Publication 73. Ann. ICRP. 1996; 26(2).

5. International Commission on Radiological Protection. Radiological Protection in Medicine. ICRP Publication 105. Ann. ICRP 2007; 37 (6).

6. International Commission on Radiological Protection. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection ICRP Publication 60. Annals of the ICRP. 1991; 21(1-3).

7. European Commission (EC). Radiation protection 109. Guidance on diagnostic reference levels (DRLs) for medical exposures. Directorate-General, Environment, Nuclear Safety and Civil Protection, 1999.

8. Institute of Physics and Engineering in Medicine. Guidance on the Establishment and Use of Diagnostic Reference Levels for Medical X-ray Examinations, IPEM Report 88, York, 2004.

ПРОБЛЕМЫ РАДИАЦИОННОЙ БЕЗОПАСНОСТИ В ЯДЕРНОЙ МЕДИЦИНЕ

Б.Я. Наркевич^{1,2,*}, Н.Н. Липанова¹

1) *Российский онкологический научный центр им. Н.Н. Блохина РАМН, Москва, Россия*

2) *Институт медицинской физики и инженерии, Москва, Россия*

** 115478 Москва, Каширское шоссе, д.23, РОНЦ им. Н.Н. Блохина РАМН, лаборатория радиоизотопной диагностики. E. mail: narvik@yandex.ru*

Аннотация: Проанализировано современное состояние и перспективы обеспечения радиационной безопасности в подразделениях ядерной медицины России. Приведены результаты собственных исследований в течение последних 10 лет по обеспечению радиационной безопасности пациентов, персонала, отдельных лиц из населения и окружающей среды в подразделениях радионуклидной диагностики и радионуклидной терапии.

Abstract: Analyzed the current state of and the prospects for resolving the problems of radiation safety in the departments of nuclear medicine in Russia. Given the results of their own research in the last 10 years to ensure the radiation safety of patients, staff, and individuals from the public and the environment in the departments of radionuclide diagnostics and radionuclide therapy.

Ключевые слова: ядерная медицина, радиационная безопасность, пациенты, персонал, население, окружающая среда

Key words: nuclear medicine, radiation safety, patients, staff, population, environment

Обеспечение радиационной безопасности (РБ) пациентов, персонала, населения и окружающей среды является обязательным условием развития и клинического использования средств и методов ядерной медицины. Адекватный уровень этого обеспечения требует выполнения целого ряда общих и специфических требований к технологиям радионуклидной диагностики (РНД) и радионуклидной терапии (РНТ), к средствам измерений, радиозащитному оборудованию, а также к квалификации персонала в области РБ. Кратко рассмотрим современное состояние и нерешенные проблемы по обеспечению РБ в ядерной медицине, а также результаты собственных 10-летних исследований в этой области.

Пациенты. Разработана и широко используется система расчетного определения лучевых нагрузок на пациентов, основанная на т. наз. MIRD-формализме. Он основан на вычислении органных и очаговых доз в виде произведения 2 сомножителей, один из которых учитывает геометрию облучения органа-мишени от органов-источников и радиационно-физические характеристики испускаемых излучений, а второй характеризует физиологическую составляющую процесса внутреннего облучения в виде т. наз. функций удержания радиофармпрепарата (РФП) в органах-источниках. Далее по значениям доз облучения всех органов мишеней рассчитывается эффективная доза, значения которой для 120 различных РФП табулированы в Публикациях 53 и 80 МКРЗ и в 3 дополнениях к этим Публикациям.

Для повышения точности дозиметрии внутреннего облучения пациентов необходимы следующие исследования:

- учет гетерогенности облучаемых тканей;
- расширение перечня органов-мишеней и органов-источников;
- развитие дозиметрических моделей, математических и физических антропоморфных фантомов, в том числе и воксельных фантомов;
- учет микродозиметрической специфики облучения, в т.ч. короткопробежными электронами внутренней конверсии и Оже-электронами.
- учет влияния патологического процесса на формирование лучевой нагрузки.

В идеале необходима разработка технологии получения индивидуальных оценок доз облучения пациентов, особенно при РНТ.

Нами проведены расчетные исследования вклада в лучевую нагрузку на пациентов от низкоэнергетических электронов Оже, электронов внутренней конверсии и характеристического излучения, испускаемых при радиоактивном распаде 7 гамма-излучающих радионуклидов ^{67}Ga , $^{99\text{m}}\text{Tc}$, ^{111}In , $^{113\text{m}}\text{In}$, ^{123}I , ^{125}I , ^{201}Tl , используемых в качестве метки для 22 различных диагностических радиофармпрепаратов. Расчеты выполнены по упрощенной линейной модели точечного мононаправленного источника и в рамках сферической модели облучения на основе литературных данных по Монте-Карло-моделированию переноса короткопробежного излучения. Результаты вычислений сравнены с данными Публикации 53 МКРЗ. Показано, что вклад в поглощенные органные дозы от низкоэнергетического излучения не обуславливает целесообразность введения соответствующих поправок в нормативные документы по дозовым оценкам внутреннего облучения от радиофармпрепаратов [1].

Проведен сравнительный анализ разных методик дозиметрического планирования радионуклидной терапии больных диффузным токсическим зобом и дифференцированным раком щитовидной железы, а также эффективности их применения. Разработана принципиально новая модель транспорта ^{131}I в организме с учетом радиационного повреждения клеток щитовидной железы, основанная на математическом аппарате нелинейных дифференциальных уравнений. Разработан алгоритм и программа идентификации параметров предложенной математической модели. По результатам оценки точности разработанного подхода для анализа кривых накопления–выведения ^{131}I при радионуклидной терапии с больных раком щитовидной железы получено научное обоснование известного stunning-эффекта [2].

Персонал. Здесь достигнуты определенные успехи в плане снижения лучевой нагрузки на персонал: при тщательном выполнении всех требований к технологиям РНД и РНТ обеспечивается заведомое непревышение установленных в НРБ-99/2009 пределов доз профессионального облучения как по эффективной дозе, так и по дозам облучения кистей рук и хрусталика глаза.

Тем не менее, необходимо проведение ряда разработок в следующих направлениях:

- специализированного оборудования для автоматизации технологий работ с РФП и соответствующего радиозащитного оборудования, особенно для ПЭТ и РНТ;
- средств и технологий оперативного контроля уровней инкорпорации при хроническом и аварийном поступлении РФП в организм;
- средств и технологий контроля радиационной обстановки на рабочих местах, в т.ч. радиоактивных загрязнений «чистыми» гамма-излучающими РФП
- соответствующих нормативов по регламентации таких загрязнений;
- системы мероприятий по резкому и регулярному повышению квалификации медицинского и инженерного персонала подразделений РНД и РНТ в области РБ.

Проведен системный анализ ранее действовавших в России нормативных документов по обеспечению РБ применительно к реальным клиническим условиям работы персонала в подразделениях РНД и РНТ. Разработаны предложения по их модернизации, большинство из которых были реализованы в действующих в настоящее время соответствующих методических указаниях и СанПиН, в том числе и в НРБ-99/2009. В частности, это относится к рекомендациям по профессиональной подготовке персонала в области РБ, к определению эффективных доз профессионального облучения по данным индивидуальной дозиметрии персонала, к использованию норматива 11,8 мЗв/ч при контроле мощности дозы фотонного излучения на рабочих местах в подразделениях ядерной медицины, а также к рекомендациям по контролю уровней радиоактивного загрязнения рабочих поверхностей при работах с «чистыми» гамма-излучающими радионуклидами типа ^{99m}Tc [3, 4].

Отдельные лица из населения. По действующему законодательству использование любых диагностических РФП обеспечивает заведомое непревышение установленного в НРБ-99/2009 предела дозы облучения для населения 1 мЗв/год, а для терапевтических радионуклидов ^{125}I , ^{131}I , ^{153}Sm и ^{188}Re там же были установлены нормативы по мощности дозы фотонного облучения отдельных лиц при выписке пациента из отделения РНТ. Проведенные нами расчетные исследования для 6 различных сценариев облучения от пациентов с 13 диагностическими и 12 терапевтическими РФП подтвердили это положение. Для тех лиц, которые ухаживают за пациентами после курса РНТ, в НРБ-99/2009 установлено ограничение по эффективной дозе 5 мЗв/год. Расчетные исследования показали, что даже при самых неблагоприятных сценариях облучения это значение дозы не превышает для любых терапевтических РФП, в том числе и наиболее применяемого РФП ^{131}I -йодида натрия [5, 6]. В настоящее время проводятся расчетные исследования по определению возможности использования амбулаторного режима лечения при радионуклидной терапии с радиофармпрепаратами, меченными 16 бета-гамма-излучающими и 5 альфа-гамма-излучающими радионуклидами, в том числе и с учетом излучения их дочерних радионуклидов.

Окружающая среда. Основной нерешенный вопрос – допустимость сброса сточных вод из подразделений РНТ в хозяйственно-бытовую канализацию. В соответствии с действующими отечественными нормативными документами по обеспечению РБ в подразделениях РНТ должны быть установлены системы спецочистки жидких радиоактивных отходов. Однако МАГАТЭ и МКРЗ отмечают низкую эффективность таких средств для снижения уровней облучения окружающей среды, поскольку после разведения радиоактивности в хозяйственно-бытовой канализации эти уровни снижаются практически до фоновых. Такой же анализ по требованиям к вентиляции позволил сделать вывод, что вполне допустимы проектирование и эксплуатация систем вентиляции без предварительной очистки фильтрами воздуха из рабочих помещений подразделений РНД и РНТ.

Был проведен сравнительный анализ 3 систем очистки жидких радиоактивных отходов как по их функциональным возможностям, так и по стоимости и удобству эксплуатации. На основе математической модели кинетики жидких радиоактивных отходов предложен алгоритм определения необходимой мощности станции очистки для подразделений РНТ с оптимизацией количества и объемов баков-накопителей для выдержки отходов на радиоактивный распад, приведены соответствующие практические рекомендации [7].

Нормативная документация. При нашем активном участии разработаны, официально утверждены и успешно используются в подразделениях ядерной медицины России нормативные документы по обеспечению РБ при радионуклидной диагностике (методические указания [8]) и при радионуклидной терапии (СанПиН [9]). Нами также разработаны проекты СанПиН по обеспечению РБ при позитронной эмиссионной томографии и при интервенционно-радиологических процедурах, в том числе и для прицельной радионуклидной терапии под рентгеновским контролем. Однако вследствие разных бюрократических причин эти проекты остаются пока без официального утверждения уже в течение 7 и 4 последних лет соответственно.

Другие проблемы РБ. К ним относятся:

- Повышение уровня компетентности проектировщиков при проектировании и строительстве новых радиологических корпусов с подразделениями РНД и РНТ, а также при реконструкции помещений этих подразделений и действующих радиологических корпусов.
- Пересмотр нормативной документации по обеспечению РБ в ядерной медицине и их гармонизация с соответствующими международными рекомендациями по РБ, особенно по целесообразности строительства дорогостоящих станций очистки жидких радиоактивных отходов в подразделениях радионуклидной терапии.
- Улучшение организации работ в подразделениях РНД и РНТ, в т.ч. усовершенствование и унификация документации, оптимизация во времени и пространстве потоков пациентов, РФП, радиоактивных отходов, медицинской документации.
- Конкретизация возможных радиационных аварий, в том числе при проведении процедур РНТ под рентгеновским контролем, и разработка системы мероприятий по их профилактике и устранению последствий.
- Регулярное повышение квалификации персонала в области РБ, в том числе унификация программ обучения по РБ и повышение методического уровня обучения и инструктажа персонала непосредственно на рабочих местах. Решение этой проблемы усложняется практически полным отсутствием базовой профессиональной подготовки в области обеспечения РБ у молодых врачей-радиологов и, тем более, у среднего медицинского персонала.
- Организация и оснащение специализированных служб РБ в медицинских учреждениях с подразделениями ядерной медицины.

1. Наркевич Б.Я., Дергачева Б.А. Дозы внутреннего облучения от низкоэнергетических электронов и фотонов от инкорпорированных диагностических радиофармпрепаратов // Медицинская физика. – 2011. – № 4. – С. 70 – 76.
2. Липанова Н.Н., Клепов А.Н., Наркевич Б.Я. Дозиметрическое планирование и дозовый контроль в радиойодотерапии рака щитовидной железы // Медицинская радиология и радиационная безопасность. – 2012. – № 3. – С. 60 – 72.
3. Наркевич Б.Я., Зиновьева Н.П. Обеспечение радиационной безопасности персонала подразделений ядерной медицины // Медицинская физика. – 2003. – № 3. – С. 38 – 41.
4. Наркевич Б.Я., Зиновьева Н.П. Нормирование радиоактивной загрязненности рабочих поверхностей «чистыми» гамма-излучателями // Медицинская радиология и радиационная безопасность. – 2001. – № 1. – С. 57 – 62.

5. Наркевич Б.Я. Зиновьева Н.П. Уровни облучения отдельных лиц из населения от пациентов с введенными радиофармпрепаратами // Медицинская радиология и радиационная безопасность. – 2002. – № 1. – С. 27 – 33.
6. Глухов С.Б., Наркевич Б.Я. Дозиметрическое обоснование амбулаторного режима радионуклидной терапии // Медицинская физика. – 2006. – № 3. – С. 58 – 63.
7. Глухов С.Б., Наркевич Б.Я. Сравнительный анализ систем очистки жидких радиоактивных отходов для центров радионуклидной терапии // Медицинская физика. – 2006. – № 2. – С. 47 – 55.
8. Гигиенические требования по обеспечению радиационной безопасности при проведении радионуклидной диагностики с помощью радиофармпрепаратов. МУ 2.6.1.1892 – 04.
9. Гигиенические требования по обеспечению радиационной безопасности при проведении лучевой терапии с помощью открытых радионуклидных источников. СанПиН 2.6.2368 – 07.

RADIATION EXPOSURE TO PERSONNEL PERFORMING PET-CT DIAGNOSTICS WITH

¹⁸F-FDG B.M.Bondar^{1,2}, H.V.Rabosh¹, Ya.V.Kmetyuk¹

¹ All-Ukrainian Center for Radiosurgery of the Clinical Hospital “Feofania”, Kyiv, Ukraine

² Nuclear Physics Department, Taras Shevchenko National University, Kiev, Ukraine

Abstract. This work concentrates on the main aspects of radiation exposure to personnel during all steps in PET-CT diagnostics with ¹⁸F-FDG tracer. The effective doses, measured with the help of electronic personal dosimeters (EPD) Mk2+, are presented. The obtained results were analyzed and compared with adopted dose limits and results of other authors.

Keywords: effective dose, EPD, ¹⁸F-FDG, PET-CT.

Introduction

PET-CT is a widespread method of cancer diagnostics, the usage of which leads to the contact with radioactive sources (tracers). So, technical and medical workers, that perform PET-CT diagnostics, undergo radiation exposure. Thus, the personnel monitoring during diagnostics is an important part of radiation safety requirements. The effective doses determination is necessary for the prevention of dose limits excess and it plays a leading role in the adjustment of radiation reference levels. Besides, the analysis of the dose values allows to make a conclusion about achieved radiation safety conditions and implementation of new safe measures, directed at a minimization of radiation exposure to personnel according to the ALARA principle.

The PET-CT technology has been successfully implemented in All-Ukrainian center for radiosurgery of the Clinical hospital “Feofaniya”, by using combined PET-CT scanner Biograph 64 TruePoint (Siemens) and fluorodeoxyglucose (FDG) as a tracer. FDG contains radioactive ¹⁸F, that emits positrons with the average energy 250 keV. Due to the low positron energy, the radiation exposure to personnel is mostly caused by the annihilation gamma-rays (511 keV). The short half-life of ¹⁸F(109.7 m) ensures activity reduction almost 10⁴ times in 24 hours.

PET-CT performance

For PET-CT imaging FDG is injected to the patient intravenously. The amount of required activity depends on a patient weight and varies from 230 to 520 MBq. After injection the patient waits in a special separate ward for 1 hour, while the tracer distributes through the body and accumulates in a tumour. Then the patient goes to the PET-CT scanning room, where patient positioning and scanning are performed. After scanning the patient is escorted to the waiting room to provide the decrease of the dose rate from the patient to acceptable level before leaving from the department. So, the PET-CT diagnostics can be subdivided into several steps, that include: dose

preparation, injection, patient positioning, scanning and escorting. All these steps are done consistently by a responsible people: engineer-physicist, lab-assistant and nurse. Table 1 shows the step sequence and the person, that executes the corresponding step.

Table1. The steps of PET-CT performance

№	Step	Responsible person
1	Dose preparation	engineer-physicist, nurse
2	Injection	nurse
3	Patient escorting to the PET-CT procedural room and positioning	lab-assistant
4	Patient scanning	engineer-physicist, lab-assistant
5	Patient escorting to the waiting room	lab-assistant

In order to reduce the radiation exposure to personnel, PET-CT department has been equipped with different types of shielding against the radiation (Fig.1). Manipulations with radioactive tracer (dose preparation, activity measuring etc.) are carried out in a special fume hood with leadglass window and lead shielding. The syringe is placed in a tungsten outer cover



(a)



(b)



(c)

Fig.1. Radiation shields in PET-CT department: a) fume hood with leadglass window and lead shielding b) tungsten outer cover for syringe b) lead container for FDG bottles.

9 mm thick. All rooms in the department have thick concrete walls and lead doors. After diagnostics, all residual activity goes to lead container for further decay.

Radiation doses

Personnel monitoring in a Center is performed with the help of electronic personal dosimeters (EPD) Mk2+, fastened to the belt. Dosimeters are sensitive to gamma and beta radiation. The highest dose rates in a working place were measured during injection ($\approx 200 \mu\text{Sv/h}$) and patient positioning ($\approx 140 \mu\text{Sv/h}$). Therefore, a nurse and lab-assistant receive

Table 2. Doses to personnel per study, obtained after 500 PET-CT studies

	Effective dose, $\mu\text{Sv}/\text{study}$ (first 250, without lead shielding)	Effective dose, $\mu\text{Sv}/\text{study}$ (next 250, with lead shielding)	Dose reduction, %
engineer-physicist	1,21	0,97	19,9
nurse	5,60	3,24	42,2
lab-assistant	2,02	1,89	6,71

higher doses, than engineer-physicist, whose additional exposure is caused by the dose preparation control (see Table1). The values of effective doses, received by personnel per one diagnostics study

are shown in Table2. These results were obtained after 500 PET-CT studies with and without 50 mm lead shielding, that has been installed around the dose calibrator after first 250 studies. As can be seen from the Table2, the usage of additional shielding ensures significant dose reduction for personnel, involved in dose preparation.

Data analysis

As it was mentioned above, there are three responsible persons in All-Ukrainian center for radiosurgery, who are directly involved in PET-CT performance. A lot of other PET centers use only one person (technologist) for all PET-CT steps execution (see Table1). This leads to higher radiation exposure. Hence, for comparison between our results and the results of other authors, the sum dose is used, that includes three individual doses and equals 6,1 $\mu\text{Sv}/\text{study}$. In the departments of nuclear medicine in Istanbul University and Marseille hospital “Timone” these values equal 7,6 and 3,2 $\mu\text{Sv}/\text{study}$ respectively [1], [2].

The analysis of effective doses to personnel enables to make an assessment, as for the achieved radiation safety level in PET-CT department. Thus, with the assumption of 2 working shifts and 2500 PET-CT studies per year effective dose to engineer-physicist reaches the value of 1,21 mSv; for lab-assistant this value is slightly higher and equals 2,36 mSv, and the highest effective dose 4,1 mSv per year is received by nurse (Table 3).

Table 3. Effective doses to personnel from 2500 PET-CT studies per year

	Effective dose, mSv/year
engineer-physicist	1,21
lab-assistant	2,36
nurse	4,10

Obtained values are considerably lower than adopted dose limits, recommended by International Commission on Radiological Protection [3]. Moreover, relatively low effective doses in comparison with prescribed dose limits (max. 20% of the 20 mSv/year dose limit) proves good radiation safety margin and safe measures, directed at improving of radiation safety culture in All-Ukrainian center for radiosurgery of the Clinical hospital “Feofaniya”.

Conclusions

The effective doses to personnel, involved in PET-CT diagnostics, were measured. The dose values were obtained after 500 PET-CT studies with and without lead shielding, installed around dose calibrator. The comparison with dose limits and the results of other authors showed good radiation safety conditions in our Center. It can be concluded, that the highest radiation exposure in PET-CT department is received by nurse, whose effective dose reaches the value of 4,1 mSv in assumption 2500 studies per year.

The reduction of effective doses to personnel can be achieved in several ways: the increment of personnel, time minimization, additional shielding. In 2013 PET infusion system “Intego” was put into operation in All-Ukrainian center for radiosurgery. System allows to prepare and administrate dose to the patient automatically, without direct contact with radioactive tracer. The FDG is constantly enclosed in a system’s lead container, which ensures almost full absorption of the radiation. As a result, significant dose reduction (up to 60%) to personnel, performing dose preparation and injection is expected.

1. *Mustafa Demir, Bayram Demir et al.*, Radiation doses to technologists working with ^{18}F -FDG in a PET center with high patient capacity // *Nukleonika* – 2010. – 55(1). – P.107 – 112.
2. *Benjamin Guillet, Pierre Quentin, Serge Waultier et al.*, Technologist radiation exposure in routine clinical practice with ^{18}F -FDG // *Journal of Nuclear medicine technology* – 2005. – 33. – P.175 – 179.
3. International Commission on Radiological Protection (ICRP), Publication 103: The 2007 Recommendations of ICRP – 2007.

4. Fiona O. Roberts, Dishan H. Gunawardana, Kunthi Pathmaraj et al., Radiation dose to PET technologists and strategies to lower occupational exposure // Journal of Nuclear medicine technology – 2005. – 33. – P.44 – 47.

АПРОБАЦИЯ МЕТОДОВ КОНТРОЛЯ КАЧЕСТВА ИЗОБРАЖЕНИЙ В РЕНТГЕНОГРАФИИ

Н.И. Пилипенко, Л.Л. Стадник, О.Ю. Шалепа, О.В. Носик

*ГУ «Институт медицинской радиологии им. Григорьева НАМН Украины»,
ул. Пушкинская, 82, г. Харьков, Украина, 61024, Тел.: (057) 7000-918*

Анотація. Наведено результати апробації різних методів контролю якості рентгенівських діагностичних зображень з використанням тест-об'єктів та критеріїв якості зображень, запропонованих Європейською Комісією для країн ЄС, показано необхідність їх впровадження в рамках комплексної програми контролю якості рентгенівських апаратів для оптимізації медичного опромінення.

Аннотация. Представлены результаты апробации различных методов контроля качества рентгеновских диагностических изображений с использованием тест-объектов и критериев качества изображений, предложенных Европейской Комиссией для стран ЕС, показана необходимость их внедрения в рамках комплексной программы контроля качества рентгеновских аппаратов для оптимизации медицинского облучения.

Abstract. The results of the approbation of various quality control methods for X-ray diagnostic imaging using test objects and image quality criteria proposed by the European Commission for the EU, shows the need for their implementation within the framework of a complex quality control program of X-ray units for the medical exposure optimization.

Ключові слова: рентгенодіагностика, критерії якості, контроль якості зображень

Ключевые слова: рентгенодиагностика, критерии качества, контроль качества изображения

Key words: X-ray diagnostic, quality criteria, image quality control

Широкое использование рентгенологических диагностических процедур в мире приводит к формированию наибольшей коллективной дозы населения от всех техногенных источников радиации. Поэтому в настоящее время вопросы обеспечения радиационной защиты при медицинском облучении пациентов имеют приоритетное значение в области радиационной безопасности, так как имеется значительный потенциал для снижения уровней медицинского облучения и уменьшения радиационного риска возникновения дополнительных случаев онкологических заболеваний.

Оптимизация радиационной защиты при медицинском диагностическом облучении возможна за счет введения в практику программы контроля качества в рентгенодиагностике, которая должна включать контроль технических параметров рентгеновских аппаратов, мониторинг средних доз стандартных пациентов на каждом рентгеновском аппарате и контроль качества получаемого диагностического изображения. При выявлении на обследованном рентгеновском аппарате несоответствий изучаемых параметров установленным критериям должны проводиться корректирующие действия, которые могут способствовать снижению доз пациентов при сохранении приемлемого качества диагностического изображения [1].

Особое значение в программе контроля качества принадлежит выбору критериев оценки качества диагностических изображений, которые могут быть основаны как на контроле объективных характеристик полученного изображения с использованием тест-объектов, так и на анализе качества изображений экспертами по заданным критериям с

учетом вида диагностического исследования. Европейская комиссия разработала Руководство по оценке качества диагностических рентгенографических снимков ЕС16260 (1996), которое широко используется в странах ЕС в программах комплексных оценок качества работы рентгеновских аппаратов.

Целью данной работы было изучение и апробация различных методов контроля качества изображений с использованием стандартных тест-объектов и критериев качества изображений ЕС16260.

Материалы и методы

К объективным характеристикам диагностического изображения, которое можно оценить с помощью тест-объектов, относятся такие параметры как: совпадение светового и радиационного полей, перпендикулярность рабочего пучка, пространственное разрешение, контрастная чувствительность и дисторсия.

В работе был проведен анализ геометрических показателей изображения с использованием универсального тест-объекта ТУР-01 (Россия, НПП «Доза») для десяти рентгенодиагностических аппаратов.

Для контроля совпадения светового и радиационного полей и перпендикулярности рабочего пучка кассету размером 18 × 24 см располагали непосредственно на столе для пациентов на расстоянии 100 см от фокуса рентгеновской трубки, на котором устанавливали планшет тест-объекта ТУР-01 и тест перпендикулярности ТП-250. Световой пучок центрировали по центру тест-объекта, диафрагмировали световое поле по рентгеноконтрастным маркерам. Облучение кассеты проводили в режиме «снимок кисти» ($U = 35 - 40$ кВ; $q = 6,5$ мА·с). Оценку совпадения полей проводили согласно международным стандартам МЕК 61223-3-1-2001 [2].

Экспертная оценка качества изображений была проведена для 3 рентгеновских аппаратов на основании анализа 16 диагностических рентгенограмм органов грудной клетки (ЗП-проекция) по 10 критериям, предложенным в Руководстве ЕС 16260 [3]:

- исследование выполнено при глубоком вдохе (определяется позиция ребер выше диафрагмы – 6 ребро на переднем плане, либо 10 – на заднем плане) с задержкой дыхания;
- симметричное воспроизведение позвоночника, показана центральная позиция остистого отростка между медиальными окончаниями ключиц;
- медиальные границы лопаток должны быть вне области легких;
- воспроизведение всей части грудной клетки над диафрагмой;
- четкое воспроизведение сосудистого рисунка во всей области легких, особенно периферические сосуды;
- четкое воспроизведение: трахеи и проксимальных бронхов;
- границ сердца и аорты;
- диафрагмы и боковых реберно – диафрагмальных углов;
- визуализация легочных корней и средостения;
- визуализация позвоночника на фоне теней сердца.

Выполнение каждого из критериев оценивалось по двухбалльной системе: 1 – критерий выполняется; 0 – не выполняется. Таким образом, максимальная оценка качества изображения снимка по заключению эксперта составляет 10 баллов.

Для объективизации оценки работы рентгеновского кабинета, с точки зрения получаемого качества изображения, группой медицинских физиков Швеции был предложен индекс качества изображений ICS, который рассчитывается по результатам анализа группой экспертов качества изображений выбранной локализации по совокупности снимков, полученных на данном рентгеновском аппарате, с использованием критериев ЕС [4]. Индекс ICS рассчитывается по формуле:

$$ICS = \frac{\sum_{i=1}^I \sum_{c=1}^C \sum_{o=1}^O F_{i,c,o}}{I \times C \times O}, \quad (1)$$

где $F_{i,c,o}$ – выполнение критерия c для снимка i , и наблюдателя o , $F_{i,c,o} = 1$, если критерий выполняется, в противном случае $F_{i,c,o} = 0$.

I – количество снимков,

C – количество критериев,

O – количество экспертов.

На основании выбранных критериев было проведено сопоставление оценок качества изображений, полученных на различных аппаратах.

Результаты и их обсуждение

В таблице 1 представлены результаты контроля совпадения полей и перпендикулярности рабочего пучка.

Таблица 1 – Результаты контроля геометрических показателей

Аппарат	Контроль совпадения светового и радиационного полей			Контроль перпендикулярности рабочего пучка			
	Размер светового поля, см	Отклонение по оси, мм		Допустимое отклонение, мм	Длина следа на пленке, мм	Отклонение рабочего пучка, °	Допустимое отклонение, °
		«а»	«б»				
РД 1	13 × 18	15	22	20	12	2,75	3
РД 2	13 × 18	8	4		5	1,15	
РД 3	13 × 18	12	2		16	3,67	
РД 4	48 × 50*	—	—		12	2,75	
РД 5	13 × 18	15	40		5	1,15	
РД 6	14 × 20	13	13		4	0,92	
РД 7	14 × 18	8	15		9	2,06	
РД 8	13 × 18	4	6		5	1,15	
РД 9	13 × 18	6	12		4	0,92	
РД 10	13 × 18	18	11		3	0,67	

Как видно из таблицы 1, для большинства аппаратов (70%) критерий соответствия светового и радиационного полей и перпендикулярности рабочего пучка выполнялся. Невыполнение данных критериев наблюдалось для аппаратов, срок эксплуатации которых превысил 10 лет, что требует проведения необходимого технического вмешательства.

При оценке качества рентгенограмм ОГК, полученных на 3-х выбранных рентгеновских аппаратах согласно 10-ти критериям Руководства ЕС 16260, по большинству критериев, связанных с оценкой позиционирования пациента, выбора размера поля облучения пациента, выводы экспертов совпадали, тогда как по критериям оценки качества воспроизведения отдельных органов и тканей грудной клетки расхождение экспертных заключений достигало 50-75 %.

На рисунке 1 представлена диаграмма средней суммарной оценки качества рентгенограмм по совокупности всех 10-ти критериев Руководства ЕС, с указанием диапазона различий в оценках семи рентгенологов-экспертов.

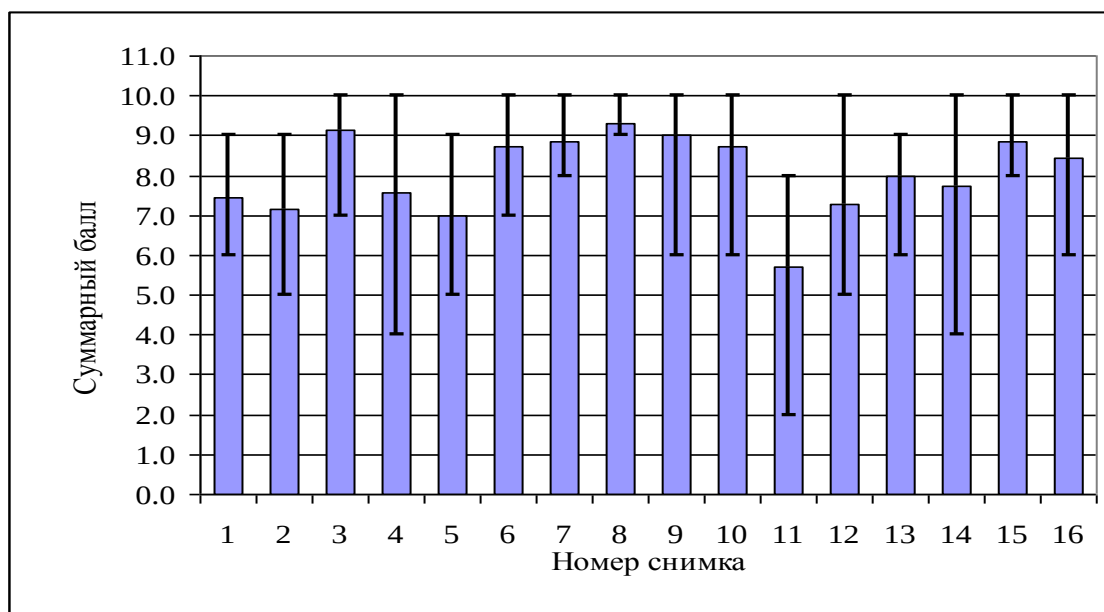


Рисунок 1 – Общая оценка снимков по совокупности критериев ЕС

Как видно из данного рисунка, средние суммарные оценки качества полученных снимков колебались в пределах 5,7- 9,3 баллов. Наибольший разброс в суммарных оценках различных экспертов (более 4 баллов) был отмечен для снимков за №№ 4, 11, 12, 14. Если принять, что хорошему качеству соответствовали снимки с суммой баллов по 10 критериям 8,0-9,0, то только около 55 % снимков отвечали критерию «хорошо» и «отлично», остальная часть снимков соответствовала критерию «удовлетворительно».

Результаты анализа качества работы кабинетов путем расчета индекса качества полученных изображений ICS представлены в таблице 2. Как видно из данной таблицы, для двух кабинетов индекс ICS был ниже 0,8, что соответствует оценке – «удовлетворительно» и свидетельствует о необходимости изучения условий, влияющих на пониженное качество получаемых снимков, тогда как в одном кабинете оценка качества изображений была близка к оценке «отлично» - 0,9 и выше.

Таблица 2 – Индекс качества изображения

Номер кабинета	Номера снимков	Индекс качества изображения
1	1 – 5	0,77
2	6 – 10	0,89
3	11 – 15	0,75

Представленные результаты по оценке качества изображений с использованием тест-объектов и по критериям качества ЕС позволяют оценивать как техническое состояние рентгеновских аппаратов, так и качество работы персонала рентген-кабинетов. Внедрение указанных критериев в практику работы рентгенологических отделений при параллельном контроле доз стандартных пациентов на каждом аппарате, позволит провести оптимизацию медицинского облучения и способствовать снижению необоснованного облучения пациентов при рентгенодиагностическом обследовании.

Выводы

Необходима разработка методической базы по оценке качества рентгеновских диагностических изображений с использованием тест-объектов и критериев по экспертной оценке качества изображений согласно руководству ЕС 16260. Внедрение в практику рентгеновских отделений программы контроля качества, которая включает контроль технических параметров рентгеновских аппаратов, оценку доз стандартных пациентов на данных аппаратах и качества получаемых изображений, позволит снижать как дозы

отдельных пациентов без потери диагностической информации, так и коллективный радиационный риск от медицинского облучения.

1. International Basic Safety Standards for Protection against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources, Safety Series № 115 – Vienna: IAEA, 1996. – 354 p.
2. ГОСТ Р МЭК 61223-3-1-2001. Оценка и контроль эксплуатационных параметров рентгеновской аппаратуры в отделениях (кабинетах) рентгенодиагностики. Характеристики изображений рентгеновских аппаратов при рентгенографии и рентгеноскопии. Приемочные испытания. – М.: Госстандарт России, 2001. – 37 с.
3. European Guidelines on quality for diagnostic radiographic images, EUR 16260 EN. – Luxembourg: European Communities, 1996. – 96 p.
4. Tingberg A. Quantifying the quality of medical X-ray images / A. Tingberg // Malmö, 2000 – 55 p.

СОСТОЯНИЕ И ПЕРСПЕКТИВЫ СНИЖЕНИЯ ДОЗОВЫХ НАГРУЗОК ПРИ ЦИФРОВОМ ФЛЮОРОГРАФИЧЕСКОМ СКРИНИНГЕ

С.И. Мирошниченко^{1,2}, Н.С. Мирошниченко^{1,3}, Д.А. Радько¹, Л.И. Асламова³, Н.В. Меленевская³, Е.В. Грабовская^{3,*}

1) Научно-производственное объединение «Телеоптик»

2) Ассоциация радиологов Украины

3) Киевский национальный университет имени Тараса Шевченко

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

Анотація. Обговорюються питання стану та перспективи зниження дозових навантажень під час цифрового флюорографічного скринінгу, а також представлені результати вимірювань дозових навантажень при використанні різноманітних видів екранів. Показано можливість зменшення дозового навантаження на пацієнтів.

Аннотация. Обсуждаются вопросы состояния и перспективы снижения дозовых нагрузок при цифровом флюорографическом скрининге, а также представлены результаты измерений дозовых нагрузок при использовании различных видов экранов. Показана возможность уменьшения дозовой нагрузки на пациентов.

Abstract. It is discussed the status and prospects of the radiation dose reducing in digital fluorography screening, and also are presented the measurement results of radiation dose by using the different screen types. It is showed the possibility of the patient radiation dose reducing.

Ключові слова: Дозове навантаження, цифрова флюорографія, органи грудної клітини, рентгенівські екрани, цифрова обробка зображення.

Ключевые слова: Дозовая нагрузка, цифровая флюорография, органы грудной клетки, рентгеновские экраны, цифровая обработка изображения.

Key words: Radiation dose, digital fluorography screening, chest, X-ray screens, digital image processing.

Исследование органов грудной клетки является распространенной процедурой во многих странах Европы и Соединенных Штатов Америки. В Украине более половины всех рентгеновских обследований составляют рентгеновские снимки органов грудной клетки.

Из всех видов техногенного облучения населения вклад флюорографического скрининга в дозовую нагрузку на население в Украине самый значительный [1], и превышает 40%. С одной стороны, это обусловлено тем, что флюорографический скрининг является

самым эффективным средством ранней диагностики туберкулеза, рака легких и других заболеваний. С другой стороны, дозовая нагрузка, получаемая пациентами Украины и России, значительно выше, чем в развитых странах.

Существуют различные пути снижения дозовой нагрузки при рентгенографических исследованиях. Они включают в себя использование отфильтрованного рентгеновского пучка (достигается при использовании алюминиевых фильтров различной толщины (от 2мм)), строгое ограничение размеров облучаемой области тела пациента, поддержание максимального расстояния между рентгеновской трубкой и пациентом. Также рекомендуется установка низких величин тока трубки, высоких значений напряжений (с учетом толщины тела пациента) и ограничение использования отсеивающих растров [2]. Кроме того, возможна замена рентгенопреобразующих экранов с низкой эффективностью на экраны с более высокой эффективностью использования рентгеновского излучения.

Для адекватной оценки дозовой нагрузки при флюорографических исследованиях органов грудной клетки в клинической практике используются фантомы. Согласно рекомендациям регулирующих организаций, в основном используют антропоморфные фантомы грудной клетки, конструкция которых подобна фантому, разработанному Центром Приборов и Радиологического Здоровья (Center for Devices and Radiological Health) (CDRH фантомы) [3]. Такие фантомы представляют собой боксы до 25,4 см общей толщины, содержащие слой полиметилметакрилата (РММА) толщиной 7,6 см, алюминиевую пластину толщиной 4,6 мм (со стороны входа рентгеновского пучка), а также 7,7 см воздушного промежутка между выходной стороной фантома и входом приемника изображения [4]. Такой грудной фантом (с воздушным промежутком) соответствует 10,5 см толщины слоя воды или 10 см акрила и считается по рентгеновской плотности эквивалентным «стандартному» пациенту.

Согласно санитарно-гигиеническим нормам, «стандартным» пациентом считается взрослый человек весом 71,1 кг, при росте 174, с размером торса в передне-задней проекции 20 см и боковой - 40 см. Рекомендуемые параметры исследования органов грудной клетки включают размер исследуемой области 35х35 см, фокусное расстояние 100 см, напряжение на трубке 80 кВ и экспозицию 60 мАс [5]. Следовательно, «стандартному» пациенту с толщиной грудной клетки в 20 см, отвечает водный фантом толщиной 10,5 см.

Условия, при которых необходимо проводить обследование ограничиваются различными параметрами, в частности, референтными уровнями доз. Референтные уровни доз, установленные для входной поверхностной дозы на грудную клетку, по данным National Evaluation of X-ray Trends (NEXT) составляет 0,22 мГр (25 мР) [6], по данным национальных стандартов в Украине - 0,3 ... 0,4 мГр, а по данным стандартов в России - 0,8 мГр (91 мР) [5]. Таким образом, поиск путей снижения дозовой нагрузки весьма актуален.

Для решения задачи снижения дозовой нагрузки на пациента нами были проведены исследования, в которых рассматривались условия использования различных рентгенпоглощающих экранов и их влияние на дозовую нагрузку на пациента при проведении флюорографических исследований.

Исследования выполнены на самозащищенной цифровой рентгеновской установке в лаборатории Научно-производственного объединения «Телеоптик», г. Киев, Украина. При исследованиях моделировалась рентгенографическая скрининговая система, оснащенная рентгеновским экспонометром, стабилизирующим яркость получаемых изображений путем изменения экспозиционной дозы на входе цифрового приемника (Рис.1).

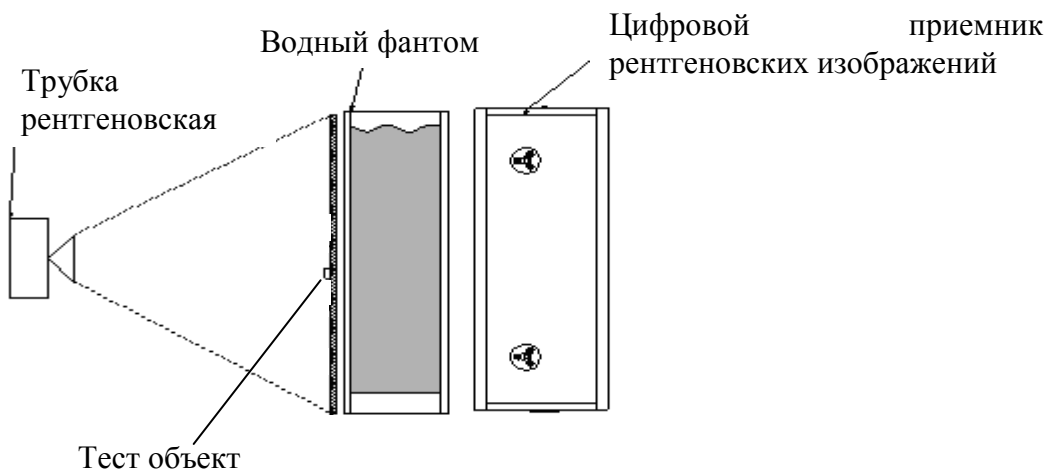


Рис.1. Схема экспериментальной установки.

В эксперименте использовались рентгеновский генератор фирмы Listem. Рентгеновские излучение генерировалось с помощью рентгеновской трубки фирмы Toshiba. Измерения проводились при напряжении на трубке 50-120 кВт, расстояние фокус-источник составляло 125 см. Снимки получали на цифровом приемнике (IONA-R-01-4000) производства НПО «Телеоптик». В качестве испытуемых экранов использовались экраны: гадолиниевый (Gd), улучшенный гадолиниевый (Gd DRZ) и цезий-йодовый (CsI). Цифровая обработка изображений производилась с помощью специализированного пакета программ ContextVision CVIE - TeIeoptic -XR2 – AD.

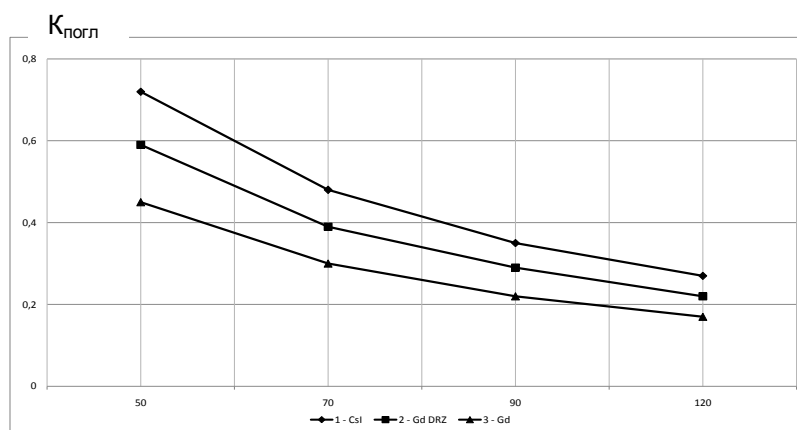
При исследованиях в качестве критерия эффективности преобразования изображения принималось обеспечение контраста тест-объекта, в виде алюминиевого диска (Рис.1) толщиной 0,5 мм и диаметром 15 мм, на уровне 2,5%. Грудная клетка пациента в экспериментах имитировалась водным фантомом толщиной 9 см воды, что соответствует «стандартному» пациенту. Фантом перекрывал входную плоскость рентгеновского приемника, а алюминиевый диск устанавливался перед фантомом со стороны рентгеновской трубки. Экспозиционная доза измерялась с помощью дозиметра (Radca1 Corporation, тип 2026 Radiation Monitor), ионизационная камера (20X-60) которого располагалась перед фантомом, и измеряла дозу на поверхности фантома. Расчет величины контраста проводились по методике, описанной в [7].

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

Результаты измерений коэффициентов поглощения экранов в зависимости от напряжения на рентгеновской трубке, представлены в табл. 1, а в графическом виде на рис.2.

Таблица 1. Результаты измерений коэффициентов поглощения

№ п/п	U, кВ	мАс	Слой воды см	K _{пол} в зависимости от типа экрана		
				CsI	Gd DRZ	Gd
1.	50	95	0	0,72	0,59	0,45
2.	70	22	0	0,48	0,39	0,3
3.	90	9	0	0,35	0,29	0,22
4.	120	4	0	0,27	0,22	0,17



U, кВ

Рис. 2. Графическое представление результатов экспериментов

Как видно по графикам (рис. 2), цезий-йодовый экран (CsI) имеет большие коэффициенты поглощения (кривая 1), чем улучшенный гадолиниевый (Gd DRZ) (кривая 2) и гадолиниевый (Gd) (кривая 3) на всем диапазоне напряжений. Это свидетельствует о том, что дозовые нагрузки на пациента при использовании различных экранов будут значительно отличаться. В связи с этим, нами были проведены эксперименты на водном фантоме с измерением дозовых нагрузок. Результаты экспериментов и условия их проведения представлены в табл. 2.

Таблица 2. Параметры излучения и результаты измерений дозовых нагрузок

№ п/п	U, кВ	мАс	Слой воды см	Доза, мР, в зависимости от типа экрана			K, %	K _{цo} , %
				Gd	Gd DRZ	CsI		
1.	50	95	0	7,8	6,5	5,6	-	-
2.	70	22	0	8,6	7,4	7,1	-	-
3.	90	9	0	9,2	8,2	7,7	5,5	13,9
4.	120	4	0	9,3	8,5	8,4	-	-
5.	81	11	9	45	33	27	2,2	5,0

Результаты исследований показали, что применение цезий-йодового экрана дает преимущества по сравнению с гадолиниевыми экранами. Наибольший эффект получен в диапазоне напряжений 50-90 кВ (1,2-1,4 раза). Особо заметно преимущество цезий-йодовых экранов в случае использования водного фантома толщиной 9 см, имитирующего «стандартного» пациента. При этом дозовая нагрузка на пациента снижается в 1,6 раз.

При увеличении напряжения до 120 кВ разница была не столь велика. К сожалению, цена цезий-йодовых экранов в 10...20 раз превышает цену гадолиниевых экранов. Это во многих случаях является существенным препятствием для их применения в Украине. В связи с этим, в качестве разумной альтернативы может быть принято использование улучшенных гадолиниевых экранов, которые не столь существенно уступают по чувствительности цезий-йодовым экранам, однако имеют в 4...8 раз меньшую цену.

Значительное снижение дозовой нагрузки может быть достигнуто применением цифровой обработки изображения. Так, при использовании водного фантома толщиной 9 см контраст увеличивается в 2,3...2,5 раз. Это позволяет снизить дозовую нагрузку на «стандартного» пациента, при обеспечении контраста изображения органов грудной клетки в 2,5%, примерно в 2 раза.

Таким образом, по проведенной серии экспериментов можно заключить, что достижение в Украине общепринятого в развитых странах референтного уровня дозовой

нагрузки на уровне 0,22 мГр возможно путем перехода на улучшенные гадолиниевые экраны и применении цифровой обработки рентгеновских изображений.

1. Дыкан И.Н., Коваленко Ю.Н., Медведев В.Е., Мирошниченко С.И. Основные пути снижения дозовых нагрузок при проведении рентгенологических исследований// у спец. выпуску журналу “Екологічний вісник”: “Антропогенно-змінене середовище України: ризики для здоров’я населення та екологічних систем ” (матеріали міжнародної конференції). – К.: Чорнобильінтерінформ. – 2003. – с.331-333.
2. *Bushberg J.T., Siebert J.A., Leidholdt A.M.J.R., Boone J.M.* The Essential Physics of Medical Imaging. 2nd ed. Philadelphia: Lippincott Williams& Wilkins, 2002: 251-252.
3. *Wilson C.R., Dixon R.L., Schueler B.A.* American College of Radiology radiographic and fluoroscopic phantom. In : Dixon R.L., Butler P.F., Sobol W.T., eds. Accreditation Programs and the Medical Physicist. Madison : Medical Physics Publishing; 2001: P.183-189.
4. AAPM Report No.31/ Standardized methods for measuring diagnostic X-ray exposures/ Report of task group 8 diagnostic X-ray imaging committee. - 1990.
5. Государственное санитарно-эпидемиологическое нормирование, “Контроль эффективных доз облучения пациентов при медицинских рентгенологических исследованиях”, МУК 2.6.1.1797-03, Издание официальное, Москва, 2004. -29с.
6. National Evaluation of X-ray Trends. Thirty years of NEXT. Accessed August 8, 2007. Режим доступа: www.crcpd.org/Pubs/NexTrifolds/ThirtyYearsOFNEXT.pdf
7. Л.И. Асламова, Н.В. Меленевская, С.И. Мирошниченко, Н.С. Мирошниченко, Д.А. Радько, Е.В. Грабовская Оценка возможностей цифрового увеличения контраста флюорографических изображений / Proceedings of the II Intern Workshop, "Medical physics – the current status, problems, the ways of development. High technologies", Sep. 21 - 24, Ukraine, 2012. - P. 58 - 62;6,-4.

КОНТРОЛЬ ДОЗ ПАЦИЕНТОВ ПРИ РЕНТГЕНОГРАФИЧЕСКИХ ИССЛЕДОВАНИЯХ И ПУТИ ИХ ОПТИМИЗАЦИИ

Н.И. Пилипенко, Л.Л. Стадник, О.В. Носик, О.Ю. Шалепа

ГУ «Институт медицинской радиологии им. Григорьева НАМН Украины»,
ул. Пушкинская, 82, г. Харьков, Украина, 61024, +38 (057) 704-10-65

Анотація. Наведено результати вимірювань вхідної поверхневої дози (ВПД) пацієнтів для 9 найпоширеніших видів рентгенографічних досліджень і флюорографії органів грудної клітки. Оцінено середні значення ВПД за обраними видами досліджень та їх розподіл, визначено національні діагностичні рекомендовані рівні (ДРУ). Порівняння ВПД, які оцінено прямими й непрямими методами, показало високий рівень кореляції :R = 0,98.

Аннотация. Представлены результаты измерения входной поверхностной дозы (ВПД) пациентов для 9 наиболее распространенных видов рентгенографических исследований и флюорографии органов грудной клетки. Оценены средние значения ВПД для выбранных видов исследований, третьи квартили которых могут быть приняты как национальные диагностические рекомендованные уровни (ДРУ). Сравнение ВПД, оцененных прямым и косвенным методами, показало высокую степень корреляции результатов: R = 0,98.

Abstract. The results of patient entrance surface dose (ESD) measurements for the 9 most common types of X ray diagnostic examinations and chest fluorography are presented. The values of the third quartile of ESD distributions which can be accepted as the national diagnostic reference levels (DRLs) have been estimated. A comparison was made of ESD measured by TLD method, and ESD obtained by using indirect measurements. The correlation factor of results of ESD determination (direct and indirect method) was $R = 0,98$.

Ключові слова: рентгенодіагностика, вхідна поверхнева доза, діагностичний рекомендований рівень.

Ключевые слова: рентгенодиагностика, входная поверхностная доза, диагностический рекомендованный уровень.

Key words: X-ray diagnostic, entrance surface dose, guidance level

Наибольший вклад в коллективную эффективную дозу населения от техногенных источников вносит рентгенодиагностика. В связи с этим одним из наиболее актуальных вопросов в области радиационной защиты является оптимизация медицинского диагностического облучения. Одним из путей оптимизации медицинского облучения является установление на основе широкомасштабных исследований рентгенодиагностической практики национальных диагностических рекомендованных уровней (ДРУ) [1].

Целью данной работы было изучение дозовых нагрузок при наиболее массовых видах рентгенографических процедур, а также сопоставление различных методов оценки доз пациентов.

Материалы и методы

В работе использованы термолюминесцентный и ионизационный методы дозиметрии [2]. На первом этапе работы проведены измерения входных поверхностных доз пациентов (ВПД) с целью установления национальных ДРУ.

В 2009-2011 гг. в рамках национального исследования по изучению дозовых нагрузок населения Украины проведено анкетирование всех регионов страны по оценке структуры проводимых рентгенодиагностических исследований. По результатам анкетирования установлено, что к наиболее массовым видам рентгеновских исследований относятся флюорография грудной клетки – 43,3%, рентгенография грудной клетки – 16,4%, рентгенография костной системы – 25%. Среди органов костно-суставной системы (КСС) наибольшие эффективные дозы формируются при проведении диагностических исследований шейного, грудного, поясничного отделов позвоночника и костей таза.

Входные поверхностные дозы пациентов измеряли прямым методом термолюминесцентной дозиметрии (ТЛД) непосредственно во время проведения рентгенологической процедуры. Пакет с 3-мя термолюминесцентными детекторами размещали на коже пациента в центре поля облучения. Для измерений использовали детекторы типа MTS-N, изготовленные на основе LiF:Mg,Ti в виде таблеток диаметром 4,5 мм, толщиной 0,8 мм. Измерение проводили на взрослых пациентах «стандартного» размера: 70 ± 10 кг. Для получения репрезентативных результатов для каждого вида исследования на одном аппарате проводили измерение доз не менее, чем на 10 пациентах. Были измерены ВПД для десяти наиболее распространенных в Украине видов рентгенодиагностических исследований: флюорография органов грудной клетки; обзорная рентгенография органов грудной клетки, рентгенография шейного, грудного, поясничного отделов позвоночника и костей таза. Проведено 3140 измерений доз пациентов на 92 рентгеновских аппаратах в 9 областях Украины. При обследовании рентгеновских кабинетов на каждом аппарате, где были проведены измерения ВПД, также были изучены условия проведения исследований.

На втором этапе работы проведена оценка ВПД косвенным методом – по результатам измерений радиационного выхода ионизационным методом или данным измерения произведения дозы на площадь (ПДП) проходной камерой, установленной непосредственно на трубке рентгеновского аппарата.

Измерение радиационного выхода проведено дозиметром TRIAD (KEITHLEY) с помощью ионизационной камеры модель 10100A. Для каждого пациента было рассчитано значение ВПД по результатам измерений радиационного выхода с учетом условий проведения исследования и антропометрических данных пациента по формуле 1:

$$\text{ВПД} = R(d) \cdot (I_p \cdot t_p) \cdot \left(\frac{d}{d_{\text{дфт}} - t_p} \right)^2 \cdot B, \quad (1)$$

где: $R(d)$ – радиационный выход, измеренный на расстоянии d от фокуса; $(I_p \cdot t_p)$ – значение экспозиции во время облучения пациента, $\text{мА} \cdot \text{с}$; $d_{\text{дфт}}$ – расстояние от фокуса до стола пациента; t_p – толщина пациента; B – коэффициент обратного рассеяния для данного напряжения и размера поля.

Проведено сопоставление значений ВПД, измеренных ТЛД на антропоморфном гетерогенном фантоме, с результатами оценки ВПД по данным измерений произведения «доза-площадь» на выходе рентгеновской трубки цифровым ПДП-метром. Расчет ВПД на поверхности фантома проводился по следующей формуле с учетом геометрии облучения фантома:

$$\text{ВПД} = \frac{\text{ПДП}}{S} \cdot B = \frac{\text{ПДП}}{S_{\text{пр}}} \cdot \frac{L^2}{L - (l + d)^2} \cdot B, \quad (2)$$

где: ПДП – значение произведения доза-площадь, $\text{Гр} \cdot \text{см}^2$; S – площадь поля облучения пациента, см^2 , $S_{\text{пр}}$ – площадь приемника изображения (пленки), см^2 , L – расстояние фокус-пленка, см ; l – толщина пациента, см ; d – расстояние стол-пленка, см ; B – коэффициент обратного рассеяния для данного напряжения размера поля.

Результаты

По результатам исследований оценены минимальные, средние и максимальные значения ВПД для выбранных видов исследований. В таблице 1 приведены результаты измерения ВПД в сопоставлении с указательными уровнями диагностического облучения согласно Основным стандартам МАГАТЭ [3].

Третьи квартили распределений средних значений ВПД в соответствии с руководством ЕС №109 [1] могут быть приняты в качестве национальных диагностических рекомендованных уровней в Украине.

Таблица 1. Результаты измерения входных поверхностных доз пациентов

Вид исследования	Проекция	Количество измерений	ВПД, мГр			3-й квартиль, мГр	Указательные уровни МАГАТЭ, мГр
			Min	Max	Среднее		
Флюорография (пленочная)	ЗП	204	0,60	25,10	$4,25 \pm 0,24$	4,70	–
Флюорография (цифровая)	ЗП	177	0,10	4,10	$0,74 \pm 0,07$	0,62	–
Рентгенография грудной клетки	ЗП	768	0,05	10,4	$0,85 \pm 0,04$	0,92	0,4
Шейный отдел позвоночника	ПЗ	240	0,07	9,54	$1,70 \pm 0,10$	2,30	–
	Б	387	0,10	10,24	$1,60 \pm 0,10$	2,00	–
Грудной отдел позвоночника	ПЗ	175	1,48	124,75	$11,97 \pm 1,00$	11,30	7
	Б	170	0,42	122,46	$18,30 \pm 1,70$	18,30	20
Поясничной отдел позвоночника	ПЗ	438	0,74	106,23	$13,30 \pm 0,70$	15,00	10
	Б	381	1,56	132,85	$34,70 \pm 1,40$	40,00	30
Таз	ПЗ	113	0,67	48,43	$13,20 \pm 1,10$	14,90	10

Установлено, что значение диагностического рекомендованного уровня для рентгенографии органов грудной клетки составляет 0,9 мГр, что превышает указательный

диагностический уровень МАГАТЭ для данного вида исследования в 2,3 раза – 0,4 мГр [3]. Для других видов рентгенографических процедур значения диагностических рекомендованных уровней также превышают соответствующие диагностические уровни МАГАТЭ в 1,3–2,0 раза. Исключением является рентгенография грудного отдела позвоночника (боковая проекция), для какого значения диагностического рекомендованного уровня – 18 мГр практически отвечает указательному уровню МАГАТЭ – 20 мГр.

Поскольку в Украине функционирует более 7500 рентгеновских аппаратов общего назначения, на которых проводятся рентгенографические исследования, использование термолюминесцентного метода при проведении массового мониторинга ВПД во всех кабинетах не представляется возможным.

На втором этапе работы проведена оценка ВПД косвенным методом [4]. Результаты корреляции представлены на рисунке 1.

При сопоставлении результатов ВПД, измеренных методом ТЛ-дозиметрии и рассчитанными по радиационному выходу, коэффициент корреляции результатов составил $R^2 = 0,985$. При сопоставлении результатов ВПД, измеренных методом ТЛ-дозиметрии и рассчитанными по значению произведения «доза-площадь», коэффициент корреляции результатов составил $R^2 = 0,992$. При этом разница измеренных и расчетных значений ВПД не превышала $\pm 25\text{--}30\%$. Некоторые расхождения измеренных и расчетных значений ВПД, вероятно, связаны с неточностью в оценке геометрических условий облучения (размер поля и расстояния фокуса-пленка).

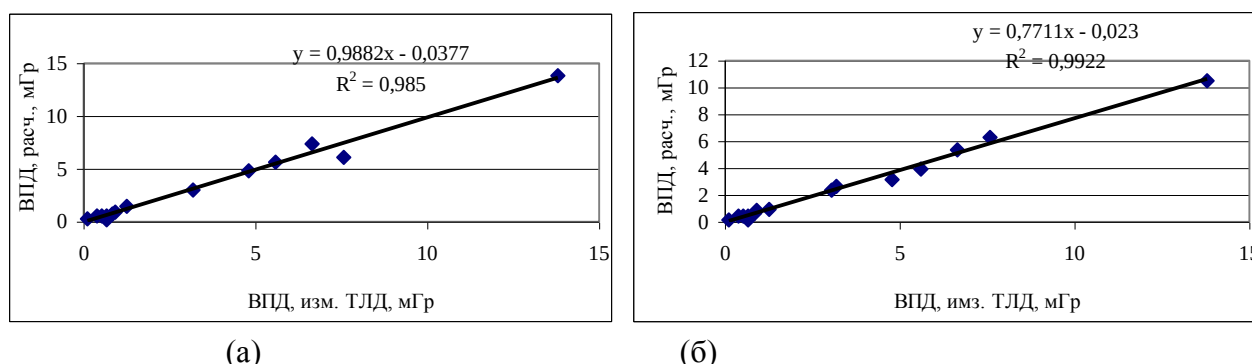


Рис. 1. Корреляция значений ВПД, измеренных ТЛ-методом, с расчетными по результатам измерений радиационного выхода (а) и значений ПДП (б)

Выводы

Оптимизация диагностического облучения пациентов при рентгенографических исследованиях возможна только при проведении мониторинга входных поверхностных доз пациентов, сопоставления их с установленными национальными ДРУ и проведении корректировочных мероприятий для рентгеновских аппаратов в случае их несоблюдения.

Внедрение косвенного метода оценки ВПД по результатам измерений радиационного выхода аппарата позволит с приемлемой точностью оценить значения ВПД при проведении основных рентгенографических исследований практически в каждом кабинете страны. Это даст возможность охватить контролем все диагностические аппараты в Украине.

1. European Commission. Radiation Protection 109: Guidance on diagnostic reference levels (DRLs) for Medical Exposures (Office for official publications of the european communities, Luxembourg). – Luxembourg, 1999. – 25 p.
2. Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice.- Technical Reports Series N 457. –Vienna, IAEA.– 2007.– 357 p
3. International Basic Safety Standards for Protection Against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources, Safety Series № 115 – Vienna: IAEA, 1996. – 354 p.

4. European Commission. Radiation protection 154: European Guidance on Estimating Population Doses from Medical X-Ray Procedures. – Luxembourg, 2008. – 96 p.

БИОЛОГИЧЕСКАЯ ЭФФЕКТИВНОСТЬ НИЗКОЭНЕРГЕТИЧНОГО РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ

А.В. Белоусов, У.А. Близнюк, П.Ю. Борщegovская, А.С. Осипов

*Московский государственный университет имени М.В. Ломоносова, физический факультет,
кафедра физики ускорителей и радиационной медицины.*

Россия, 119991, Москва, Ленинские горы, д.1, стр. 2., т. +7(495) 939-49-46

E-mail: BelousovAV@physics.msu.ru

Аннотация: В работе симулируется прохождение фотонов низких энергий через тонкие слои. Моделируются спектры рентгеновского излучения. ОБЭ оценивается как отношение поглощенных доз, при которых происходит равное количество актов ионизации. Приводятся результаты оценок ОБЭ при облучении слоев различной толщины.

Abstract: In work passage of low energy photons through thin layer is simulated. Spectrum X-ray radiation are modeled in GEANT4. RBE is estimated as the relation of the absorbed doses at which there is an equal number of ionization. Results of RBE estimations are shown at an irradiation of various layer thickness.

Ключевые слова: Фотоны низких энергий, ОБЭ, моделирование GEANT4.

Key words: Low energy photons, relative biological effectiveness, GEANT4 simulation.

При определении радиационного взвешивающего фактора (radiation weighting factor) для ионизирующих излучений различных типов используются оценки определенной экспериментальным путем относительной биологической эффективности (ОБЭ) этих излучений. Международная Комиссия по Радиационной защите (МКРЗ) в 1990 году [1] рекомендовала значение взвешивающего фактора w_R равное единице для всех типов и энергий излучений с низким значением линейной передачи энергии (ЛПЭ), в эту группу входят фотоны и электроны всех энергий. И хотя в 2007 году МКРЗ отметила, что в многочисленных экспериментах *in vitro* на клетках наблюдается значительное различие в биологическом действии фотонов различных энергий, например, между излучением ^{60}Co и низкоэнергетическими фотонами, тем не менее, значение взвешивающего фактора w_R равное 1, оставили без изменений. Это связано с тем обстоятельством, что данные радиобиологических экспериментов, выполненных различными авторами, сильно варьируют между собой.

Трудность заключается в том, что эксперименты ставятся в различных условиях. Определяются различные биологические эффекты: выживаемость клеток на различных уровнях, количество одно- и/или дву-нитевых разрывов ДНК и т.д. Кроме того, эксперименты проводятся на различных культурах клеток. В целях некоторой унификации во многих работах сравниваются максимальные значения ОБЭ в пределе низких доз RBE_M , которое определяется как отношение начальных (при малых дозах) наклонов кривых «доза-эффект». Чаще всего начальный наклон получается при аппроксимации кривых «доза-эффект» линейными или линейно-квадратичными функциями. В научных статьях не всегда четко прописан способ определения и/или расчета поглощенной дозы. Все это препятствует четкому пониманию следующего важного вопроса: носит ли отклонение ОБЭ от 1 в области низких энергий систематический характер.

При понижении энергии фотонов уменьшается энергия вторичных электронов и возрастает значение ЛПЭ. Полагая, что радиационный эффект, в первую очередь,

определяется количеством актов ионизации в единице объема, следует ожидать повышения биологической эффективности с уменьшением энергии фотонов. При малых дозах следует ожидать, что при равных количествах актов ионизации, произошедших в исследуемом объеме, будут наблюдаться одинаковые биологические эффекты. Таким образом, ОБЭ может быть оценено, как отношение доз исследуемых излучений, при которых происходит равное количество актов ионизации. Компьютерное моделирование процессов прохождения фотонного различных энергий через биологическую ткань позволяет провести исследования, в которых изменяется только один параметр – энергия фотонного излучения.

Цель работы – компьютерное моделирование процесса прохождения фотонов низких энергий через биологические ткани, исследование энергетической зависимости числа актов ионизации приходящихся на единицу поглощенной дозы. Моделирование источников рентгеновского излучения с различными энергиями, материалами и толщинами фильтров, материалами анода. Оценка ОБЭ для различных спектров рентгеновского излучения основанная на сравнение количества актов ионизации, вызванных излучением различных энергий, на единицу поглощенной дозы.

При радиобиологических экспериментах по определению коэффициента ОБЭ облучаются клетки, помещенные в питательный раствор, который тонким слоем распределен по некоторой подложке. Таким образом, происходит облучения тонких слоев толщиной от 0,001 до 1 мм. При компьютерном моделировании на тонкий слой вещества, соответствующего по элементному составу средней биологической ткани, направлялся поток моноэнергетических фотонов. Внутри чувствительного объема фиксировались процессы взаимодействия ионизирующего излучения с веществом, определялось количество актов ионизации и поглощенная доза. В отдельном эксперименте моделировался спектр рентгеновского излучения с заданными параметрами. На рис.1 приведена зависимость кол-ва актов ионизации, приходящихся на единицу поглощенной дозы, от энергии фотонов для слоев различной толщины.

Как видно из рис. 1 при различных энергиях фотонов на единицу поглощенной дозы приходится различное количество актов ионизации N_{ion}/D . Для всех толщин кривая сначала резко падает при повышении энергии до ~15 кэВ, затем плавно повышается до энергий ~4- кэВ и медленно падает при дальнейшем повышении энергии. При энергиях выше 100 кэВ можно полагать, что данная величина не зависит от энергии фотонов. Таким образом, наибольшие отклонения наблюдаются в области энергий фотонов до 100 кэВ. Высокая чувствительность среднего кол-ва актов ионизации на единицу поглощенной дозы в данной области энергий позволяет объяснить большой разброс экспериментальных значений ОБЭ в данной области энергий.

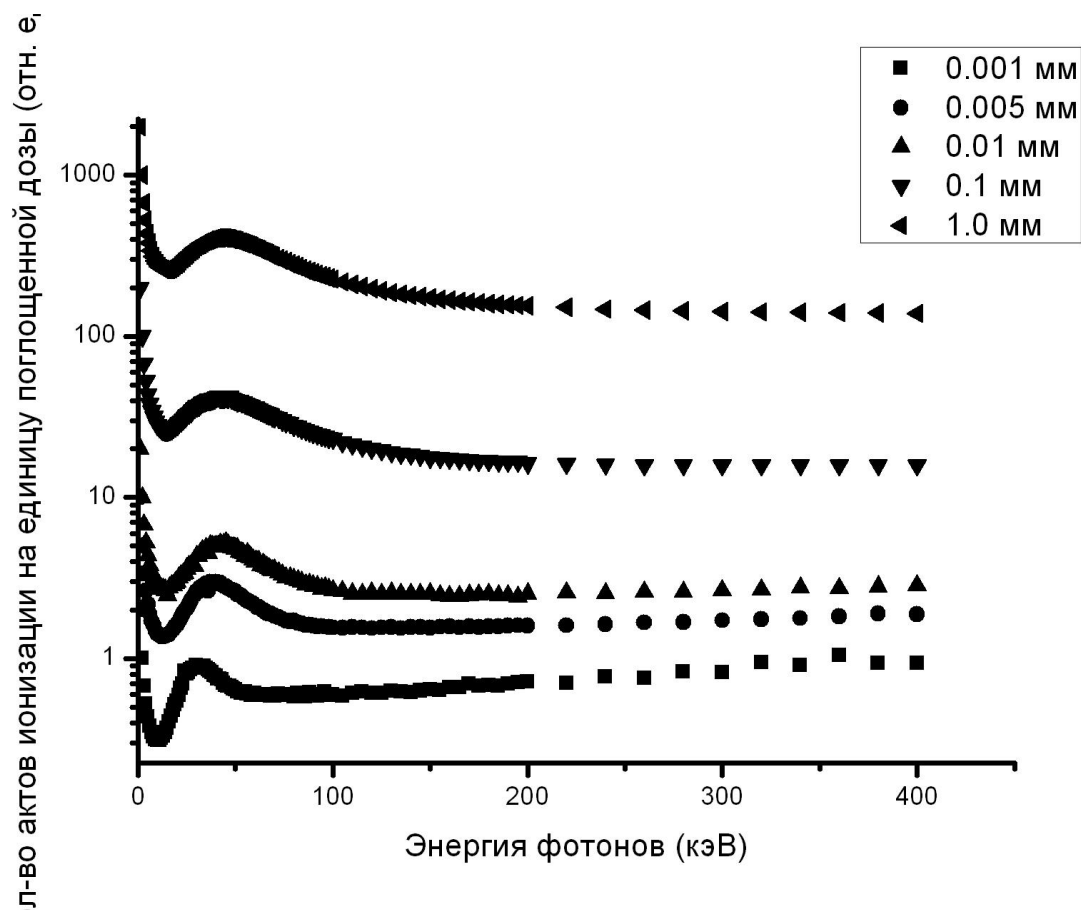


Рис. 1. Зависимость кол-ва актов ионизации на единицу поглощенной дозы от энергии фотонов.

Для смоделированных спектров рентгеновского излучения оценки ОБЭ проведены следующим образом. Все спектры разбивались на участке с шагом в 1 кэВ, определялось среднее по спектру кол-во актов ионизации и средняя по спектру поглощенная доза. ОБЭ оценивалось как отношение актов ионизации на единицу поглощенной дозы для исследуемого спектра, к той величине для спектра излучения ^{60}Co для различных толщин. Результаты представлены в табл. 1.

Таблица №1. Характеристики рентгеновского излучения и ОБЭ относительно излучения ^{60}Co для слоев различной толщины.

№	Материал анода	Напряжение, кВ	Фильтры, мм	Средняя энергия спектра, кэВ	ОБЭ			
					0,005 мм	0,04 мм	0,2 мм	0,9 мм
1	W	350	0.112 Cu + 0,1 Al	69,5	0,51	1,55	2,08	2,12
2	W	300	0.3 Be + 0.2 Cu	62,2	0,50	1,55	2,11	2,17
3	W	200	7.0 Be + 0.5 Cu	46,3	0,48	1,56	2,18	2,28
4	W	120	1.5 Al + 1.0 Al	31,2	0,48	1,58	2,23	2,34
5	W	60	0.4 Be	18,0	0,48	1,62	2,28	2,38
6	W	50	0.5 Be + 0.25 Al	15,9	0,48	1,63	2,30	2,40
7	W	50	2.2 Be + 0.5 Al	15,9	0,48	1,63	2,30	2,40
8	Mo	29	0.8 Be + 0.03 Mo	11,3	0,50	1,69	2,38	2,46
9	Rh	28	1.0 Al	11,0	0,50	1,70	2,38	2,47
10	Rh	28	0.025 Rh	11,0	0,50	1,70	2,39	2,47
11	Mo	28	0.03 Mo	11,2	0,50	1,69	2,38	2,46
12	Mo	28	0.025 Mo	11,0	0,50	1,69	2,38	2,47
13	W	25	2.0 Be + 0.3 Al	10,3	0,50	1,71	2,41	2,49

Как видно из табл. 1. ОБЭ слоя толщиной 0,005 мм слабо меняется в пределах 0,5 по мере уменьшения энергии рентгеновского излучения, а для остальных значений толщины возрастает. В зависимости от толщины и спектра рентгеновского излучения ОБЭ могут

отличаться до 5 раз, что позволяет объяснить наблюдаемый разброс значений в радиобиологических экспериментах. Экспериментальный разброс значений ОБЭ фотонного излучения [2] для различных спектров рентгеновского излучения лежит в диапазоне 0,6-3 в зависимости от условий облучения.

Работа посвящена вопросу, очень важному для радиобиологии и нормирования радиационных воздействий, а именно о причинах экспериментально наблюдаемых отклонений ОБЭ от 1 в области низких энергий фотонов. Получен очень важный вывод, что эти отклонения носят систематический характер и обусловлены энергетической зависимостью среднего количества актов ионизации на единицу поглощенной дозы. Данный вывод нетривиален и четко подтвержден расчетными данными по прохождению низкоэнергетического фотонного излучения через воду, полученными методом Монте-Карло-моделирования.

1. ICRP, Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60, Ann. ICRP, **21**, No. 1–3, Oxford: Pergamon Press., 1991.

2. Белоусов А.В., Бурый В.Е., Матусова Т.В., Черняев А.П. «Относительная биологическая эффективность фотонов низких энергий». Медицинская физика, №3, 2012, стр. 86-95.

ANTIOXIDANTS AND STABLE MAGNETIC ISOTOPES AS POTENTIAL REMEDIES FOR NUCLEAR MEDICINE AND RADIATION DEFENCE

V.K. Koltover¹, Y.A. Kutlakhmedov²

1) Bioreliability Group, Institute of Problems of Chemical Physics, Russian Academy of Sciences, Chernogolovka, Moscow Region, 142432, Russian Federation

Fax: +7 496 522 3507. E-mail address: koltover@icp.ac.ru

2) Department of Radiobiology, Institute of Cell Biology and Genetic Engineering, Ukraine Academy of Sciences, Kyiv, 03022, Ukraine

E-mail address: ecoetic@yandex.ru

Abstract. Once atomic power engineering has become a part of our everyday lives, the special precautions should be taken to reduce harmful effects of radiation for specialists in atomic industry as well as for people in the contaminated territories after atomic accidents. In this respect, the water-soluble and non-toxic antioxidants hold much promise. In the experiments with yeasts, *S. cerevisiae* it has been revealed that 2-ethyl-3-hydroxy-6-methylpyridine hydrochloride (Emoxipine, commonly used in ophthalmology) essentially improves the post-radiation recovery of the yeast cells. Of interest can be also some stable magnetic isotopes, especially, the magnetic isotope of magnesium, ²⁵Mg. We have revealed that the yeast cells, enriched with the magnetic ²⁵Mg, are recovered from radiation damages more effectively than the cell enriched with the nonmagnetic isotope. Previously, in the experiments with another commonly accepted cell model, *E. coli*, it was revealed that, upon transferring into novel growth media, the bacterial cells passed the adaptation period essentially faster if the growth medium contained the magnetic isotope of magnesium, ²⁵Mg, by comparison to the media contained the nonmagnetic isotopes. From the common knowledge that ATP is the main source of energy for the cell adaptation to the stress conditions and taking into account the results of our model experiments with the isolated ATPases, we believe that the magnetic isotope of magnesium, by comparison to the nonmagnetic isotopes, performs the Mg²⁺ cofactor functions for oxidative phosphorylation and ATP hydrolysis with higher efficiency. Thus, our findings demonstrate the feasibility of exploiting the stable magnetic isotope of magnesium, along with the non-toxic antioxidants, for creating novel anti-stress drugs including anti-radiation protectors.

Key words: nuclear medicine, radiation defense, stress, reliability, robustness, magnetic isotopes.

Since the middle of last century, atomic power engineering has become a part of our everyday lives. Atomic catastrophes, like the catastrophes in Windscale (England, 1957), Three Mile Island (USA, 1979), Chernobyl (Ukraine, 1986), and Fukushima (Japan, 2011) result from this kind of man's activity. Therefore, special precautions should be taken to reduce the harmful effects of radiation for specialists in atomic industry as well as for people in the contaminated territories [1]. For emergency use, in the event of acute radiation, there is a number of effective radio-protectors based on the biologically active amines and aminothiols. However, these compounds are rather toxic [2]. To defend the people in case of chronic low-doses radiation, alternative drugs are required, which would be non-toxic and suited to long-time applications as nutrients. In this regard, of interest are natural and synthetic antioxidants, i.e., the phenolic compounds whose valence-saturated molecules intercept active free radicals, thereby inhibiting free radical chain reactions [3]. Of interest can be also some stable magnetic isotopes, especially, the magnetic isotope of magnesium, ^{25}Mg . The present article is a mini-review of our works on searching in this direction [4-8].

In 70s of the last century, the novel water-soluble antioxidants based on alkyl-substituted hydroxypyridine were synthesized in Russia. Mexidol (3-hydroxy-6-methyl-2-ethylpyridine succinate) is used to treat brain circulation disorders while Emoxipine (hydrochloride of the same pyridine derivative) is used in ophthalmology. The same synthetic antioxidants proved to be effective geroprotectors, i.e., compounds that extend the life span of laboratory animals when added to food or drinking water on a regular basis (see review [3] and the references therein). The same water-soluble non-toxic antioxidant may serve as the effective radiation protector [4, 6].

There have been undertaken the investigations of how Emoxipine influences on the post-radiation recovery of γ -irradiated yeast cells, *Saccharomyces cerevisiae*, the commonly accepted cell model in radiation biology. The survival of cells transferred to agar immediately after irradiation was not more than a few percent (Figure 1). In this case the injured genetic structures in most of the cells can not be repaired before the onset of mitosis and nonviable daughter cells are produced. Incubation in the nutrient-free water, in which the cells do not divide, provides them with sufficient time for repair processes and leads to a corresponding increase in their survival. One can see that, in the presence of Emoxipine added to the cells before the irradiation, the plateau on the survival curves is raised. There is the increase in the maximum survival values, up to 60% in reference to the control, that indicates a reduction in the proportion of irreversible (irreparable) radiation injuries in the presence of the antioxidant. These findings suggest that Emoxipine is really the promising prophylactic agent against chronic radiation [4, 6]. As for mechanisms of the action, the beneficial effects of antioxidants *in vivo* can hardly be interpreted on the basis of simple chemical analogy with the action of the same antioxidants as radical scavengers *in vitro* (see review [3] and the references therein). Moreover, the particular protection mechanisms seem to be different for antioxidants of different types. Concerning the hydroxypyridine-based antioxidants, like Emoxipine, they are analogs of pyridoxine and pyridoxal phosphate. As the anti-metabolites, they can inhibit the key enzymes of synthesis of amino acids and nucleotides, for example, glutamate-aspartate aminotransferase and RNA polymerases. Such the inhibition certainly retards mitosis and, thereby, provides the irradiated cells with additional time for restoring the genetic structures damaged by ionizing radiation [3].

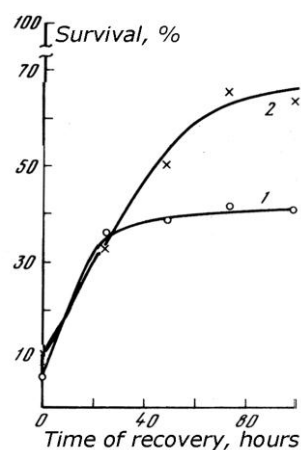


Figure 1. Influence of antioxidant, 3-hydroxy-6-methyl-2-ethylpyridine hydrochloride (Emoxipine), on kinetics of post-radiation recovery of cells *S. cerevisiae* (Megri-139B) after γ -irradiation (^{60}Co , 800 Gy). Abscissa axis – time of incubation in the nutrient-free medium, hours. Ordinate axis – survival (ability to form colonies on agar) as a percentage of the colony-forming ability of the unirradiated control.

1 – Recovery in the control (without the antioxidant).
2 – Recovery in the medium containing 10^{-7} M of the antioxidant added before irradiation [4].

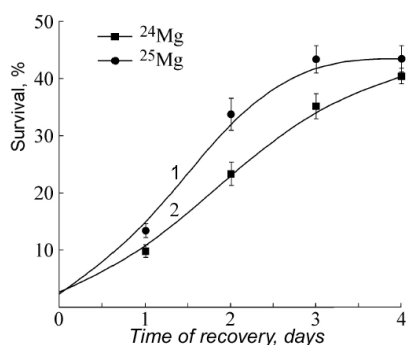


Figure 2. Kinetics of post-radiation recovery of cells *S. cerevisiae*, enriched with different isotopes of magnesium, after UV irradiation ($\lambda = 240\text{--}260$ nm, dose ≈ 190 J/m²). Abscissa axis – time of incubation in the nutrient-free medium, days. Ordinate axis – survival (ability to form colonies on agar) as a percentage of the colony-forming ability of the unirradiated control.

1 – Recovery of the cells enriched with ^{25}Mg .
2 – Recovery of the cells enriched with ^{24}Mg [5, 6].

In living nature there is a great variety of other chemical elements which have magnetic and nonmagnetic stable isotopes, among them – carbon, oxygen, magnesium, calcium, etc. For preventive maintenance against radiation stress, magnesium is of special interest as one of the most abundant cell elements. There are three stable isotopes of magnesium, ^{24}Mg , ^{25}Mg and ^{26}Mg , with natural abundance of approximately 79, 10 and 11 %. Only ^{25}Mg is magnetic isotope (nuclear spin $I = 5/2$) whereas ^{24}Mg and ^{26}Mg are nonmagnetic ($I = 0$). In the experiments with diploid cells of *S. cerevisiae*, we have examined the kinetics of recovery of the cells enriched with different isotopes of magnesium after UV irradiation [5]. The experimental results are represented on Figure 2. It has been revealed that the cells enriched with the magnetic magnesium isotope are recovered essentially more effectively than the cell enriched with the nonmagnetic isotope. Namely, the rate constant of post-radiation recovery has turned out to be twice higher for the cells enriched with ^{25}Mg as compared to the cells enriched with ^{24}Mg . While the fraction of irreparable injuries remained almost the same, the value of the rate constant of the post-radiation recovery was twice higher for the cells enriched with ^{25}Mg than for the cells enriched with ^{24}Mg , i.e., 0.058 ± 0.004 h⁻¹ versus 0.032 ± 0.003 h⁻¹, and the difference was significant at $P = 0.02$. This is decisive evidence that the magnetic isotope of magnesium essentially more effectively promotes recovery of cells from radiation damages [5, 6].

Besides, in the experiments with bacteria *Escherichia coli*, another commonly accepted cell model, it was revealed that, upon transferring into novel liquid growth media, the cells ran the adaptation period essentially faster if the growth medium contained the magnetic isotope of magnesium, ^{25}Mg , by comparison to the parallel experiments with the media contained the nonmagnetic isotopes, ^{24}Mg or ^{26}Mg . Moreover, the striking effect of the magnetic isotope has been revealed after counting the colonies formed by the cells on the solid nutrient surfaces. The standard nutrient agar contains all the components necessary for normal growth of cells including magnesium. Nevertheless, the colony-forming ability of the cells, which were previously grown on ^{25}Mg , has turned out to be essentially higher in comparison with the cells which were previously grown on nonmagnetic isotopes of magnesium. Meanwhile, for the nonmagnetic isotopes, ^{24}Mg and ^{26}Mg , no difference has been detected [7, 8].

Thus, the adaptation of *S. cerevisiae* to radiation stress, as well as the process of adaptation of *E. coli* to novel growth media, are limited by certain enzyme reactions the efficiency of which is essentially higher in the case when the magnesium's atomic nucleus has the magnetic moment as compared to the case when the magnesium's nucleus has no magnetic moment. It is generally known that the cations of Mg^{2+} serve the obligate cofactor functions for about three hundred enzyme reactions. Among these reactions, synthesis and hydrolysis of ATP seem to be the most important. It is also known that any adaptation processes of cells to novel growth conditions, especially the processes of reparation from radiation damages, require a large variety of stress proteins to be synthesized. Reasoning from this knowledge and from the common knowledge, that ATP is the main source of energy in cells, it is reasonable to suggest that the magnetic isotope effects in living cells are stemming from higher efficiency of the enzymes of synthesis and hydrolysis of ATP.

In the light of modern knowledge about the mechanisms of oxidative phosphorylation, the following explanation of the magnetic isotope effects of ^{25}Mg seems to be mostly plausible. The transmembrane electrochemical gradient of protons serves as the intermediate of oxidative phosphorylation. It has been found experimentally that this gradient poses the conformational strain in the active center of ATPase. Under conditions of the conformational strain, the ATPase active center transits into the excited state with formation of the ion-radical pair in the Mg-ADP complex. This pair serves as the chemical intermediate for the endothermic reaction of synthesis of ATP from ADP and P_i at the cost of energy of the conformational strain. In essence, it is the excited conformational state in which the ability of the Mg-ADP complex to bind phosphate with formation of ATP essentially increases. The hypothesis about the key-role of such a virtual ion-radical pair in oxidative phosphorylation has been first stated about 50 years ago [9]. It must then be taken into account that the nonequilibrium conformation state (total electron spin $S = 0$) quickly relaxes back into the ground equilibrium state (the same $S = 0$) with the heat loss of energy while the conversion into the triplet state ($S = 1$) is forbidden by the quantum law of conservation of spin. The magnetic field of the nuclear spin of ^{25}Mg can remove such the spin bans [10]. The comparatively longer lifespan of the triplet state provides more time for the ATP synthesis, thereby increasing the yield of the reaction.

Besides, of great importance are the enzymes that catalyze hydrolysis of ATP employing the energy of this exothermic reaction to perform the numerous energy-consuming processes, among them – DNA polymerases, ion-transport enzymes, and many other ATPases. The nuclear spin of ^{25}Mg can have an impact on operation efficiency of these “molecular motors” too.

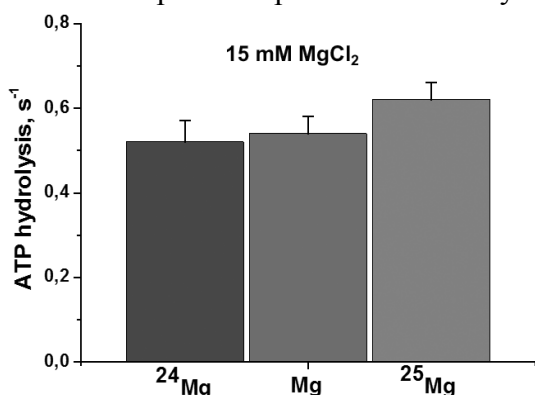


Figure 3. Influence of different isotopes of magnesium on hydrolysis of ATP by the purified yeast H^+ -ATP synthase in proteoliposomes. The rate of hydrolysis was measured by the luciferase kit.

^{24}Mg – $^{24}\text{MgCl}_2$, Mg – MgCl_2 (natural abundance), ^{25}Mg – $^{25}\text{MgCl}_2$, 15 mM each. The difference between the means for ^{25}Mg and ^{24}Mg is significant at $P = 0.05$ (P. Graber, V.K. Koltover, P. Turina, et al., in preparation).

Figure 3 represents the experimental data on influence of different isotopes of magnesium on the reaction of hydrolysis of ATP by the H^+ -ATPase, isolated from yeast mitochondria, in proteoliposomes. The experiments have been done in laboratory of Dr. Peter Graber, Albert Ludwig University of Freiburg, Germany, in cooperation with Dr. Paola Turina, University of Bologna, Italy. The beneficial effect of ^{25}Mg has been revealed in these experiments (Figure 3). One can see that the “molecular motor” runs on the magnetic isotope more efficiently in comparison with its operation on the nonmagnetic magnesium.

It has been experimentally proved long ago that ATP hydrolysis triggers electron-conformational interactions in the enzyme's active center, thereby producing conformational changes in the enzyme macromolecule (see [11] and references therein). Since the energy given out the ATP hydrolysis is not large (≈ 0.54 eV), then the excited conformational state of the macromolecule should be considered as a low level delocalized triplet state. Furthermore, the elementary coherent deformation excitation may arise and generate the so-called soliton in quasi-one-dimensional protein molecules. The theoretical investigations holds that the conformational energy can be transported along the protein molecules in the form of solitons without heat losses. The low probability of loss of energy of the ATP hydrolysis into chaotic motion (heat phonons) is explained on the basis of high stability of the solitons [12]. Both of the rates, the conformational excitation and the conformational relaxation, can be affected by the nuclear spin of ^{25}Mg . Thereafter, in the experiments on the ATP hydrolysis by the "molecular motors" one can expect for beneficial or negative magnetic isotope effects, depending upon the sign and magnitude of the spin-phonon coupling. Furthermore, the conformational transitions are accompanied by the movements of the electrically charged groups. Such movements create magnetic fields and the interactions of the nuclear spins with such local magnetic fields should likely be taken into account too. Besides, the ^{25}Mg 's nucleus has the quadrupole moment, the value of which is rather large in comparison with other magnetic nuclei. The interactions of the nuclear quadrupole moment with the electrically charged groups of the macromolecule can also affect the kinetics of conformational relaxation. One way or the another, the magnetic isotope of magnesium, and, probably, stable magnetic isotopes of some other elements, can be promising on the spintronics basis to improve efficiency and reliability of biomolecular devices. However, the detailed biophysical, biochemical and physics-chemical, including quantum mechanics, mechanisms of the nuclear spin catalysis require further investigations.

Thus, it has been experimentally proved that ^{25}Mg essentially accelerates the adaptation of cells to the stress conditions including the radiation stress. These findings principally manifest the potentialities of the stable magnetic isotope of magnesium as the basis for creating novel anti-stress drugs including anti-radiation protectors.

1. Kutlakhmedov Y.A., Korogodin V.I., Koltover V.K. Foundations of Radiation Ecology. – Kyiv: Vyshcha shkola, 2003. – 319 p. (in Ukrainian).
2. Kutlakmedov Y., Voytizky V., Khuznyak S. Radiobiology. – Kiev: University Publisher's, 2011. – 542 p. (in Ukrainian).
3. Koltover V.K. Antioxidant biomedicine: from free radical chemistry to systems biology mechanisms // Russian Chemical Bulletin. – 2010. – V. 59. – No. 1. – P. 37 – 42.
4. Kol'tover V.K., Kutlakhmedov Y.A., Afanaseva E.L. Recovery of cells from radiation-induced damages in the presence of antioxidants and the reliability of biological systems // Doklady Biophysics. – 1980. – V. 254. – P. 159 – 161.
5. Grodzinsky D.M., Evstyukhina T.A., Koltover V.K., Korolev V.G., Kutlakhmedov Y.A. Effect of the magnetic isotope of magnesium, ^{25}Mg , on post-radiation recovery of *Saccharomyces cerevisiae* // Reports Natl. Acad. Sci. Ukraine. – 2011. – No. 12. – P. 153 – 157.
6. Koltover V.K., Korolev V.G., Kutlakhmedov, Y.A. Antioxidant prophylaxis of radiation stress // Ionizing Radiation: Applications, Sources and Biological Effects. – 2012. Nova Science Publishing, New York. – P. 117 – 128.
7. Koltover V.K., Shevchenko U.G., Avdeeva L.V. et al. Magnetic-isotope effect of magnesium in the living cell // Doklady Biochemistry and Biophysics. – 2012. – V. 442. – P. 12 – 14.
8. Koltover V.K. Stable magnetic isotopes as a new trend in biomedicine // Biomedicine / Ed. By C. Lin. – InTech-Europe, Zagreb, 2012. – P. 105 – 122. Access: www.intechopen.com.
9. Blumenfeld L.A., Koltover V.K. Energy transformation and conformational transitions in mitochondrial membranes as relaxation processes // Mol. Biol. (Moscow). – 1972. – V. 6. – No. 1. – P. 161 – 166 (in Russian).
10. Buchachenko A.L. Magnetic Isotope Effect in Chemistry and Biochemistry. – New York: Nova Science Publishing, 2009.
11. Volkenstein M.V. General Biophysics. – Moscow: Nauka, 1978. – 592 p. (in Russian).

ПРОБЛЕМНЫЕ АСПЕКТЫ ПЕРЕОСНАЩЕНИЯ И МОДЕРНИЗАЦИИ АППАРАТУРЫ РЕНТГЕНОВСКИХ КАБИНЕТОВ

Торхунов Д.В.

*Донецкое областное клиническое территориальное медицинское объединение
г.Донецк, пр. Ильича, 14, Torkhunov_Denis@mail.ru*

Аннотация: Более 70% рентгенодиагностического оборудования морально и физически устарело и выработало свой рабочий ресурс. Использование устаревшего оборудования влечет за собой не только денежные затраты на ремонт и обслуживание, но и представляет собой угрозу для здоровья как пациентов так и медицинского персонала. Нарушение норм и правил работы с рентгеновским оборудованием увеличивает риск возникновения онкологических заболеваний.

Annotation: Over 70% of the X-ray diagnostic equipment is morally and physically outdated and it has used its endurance up. The use of the outdated equipment involves not only cash expenditures on the maintenance and repairs but also constitutes a menace to patient and medical staff's health. The breach of standards and rules of working with the X-ray equipment increases the risk of cancer origins.

Ключевые слова: ионизирующее излучение, рентгеновское оборудование, облучение, онкологические заболевания

Key words: ionizing radiation, X-ray equipment, radiation, cancer

Сегодня жизнь современных людей проходит при постоянном воздействии различных излучений.

Создают определенный фон и бытовые приборы, и экологические параметры многих неблагоприятных регионов...

Наш организм адаптировался к небольшим облучениям, и они не так уж вредны.

Позиция Всемирной организации здравоохранения и большинства медиков такова: любая доза рентгеновского облучения, даже минимальная, — это удар по организму. Но и удар может быть разной силы.

Ежегодно через больницы и поликлиники проходят сотни тысяч людей. Но мало кто задумывается, что, только лишь переступив порог больницы, человек уже может потерять здоровье.

Техника, которая уже давно должна быть списана, порой отнимает у пациента даже те мизерные шансы на выздоровление, которые у него еще остались. Сколько жизней на счету старых рентген-аппаратов, кардиографов и неисправных дефибрилляторов, не может посчитать никто. Такой статистики у нас просто не ведется...

Подавляющее большинство рентгеновское оборудование в больницах нашего государства были установлены еще во времена СССР. Это оборудование давно и полностью выработало свой ресурс.

Износ оборудования в клиниках порой составляет до 75-80%. Сейчас его ресурс или на пределе, или уже за пределом возможностей

Каждый украинец раз в год обязан делать флюорографию легких. Таким образом медики пытаются остановить бушующую в стране эпидемию туберкулеза. Однако, мало кто задумывается, что, спасаясь от чахотки, люди получают реальную опасность спровоцировать онкопатологический процесс.

Без особых доказательств понятно, что для обеспечения работоспособности морально и физически изношенной техники надо вложить гораздо больше труда и умения, чем новой.

По ряду типов и моделей оборудования невозможно закупить запасные части, так как аппараты давно сняты с производства и выпуск запчастей прекращен.

В подобных случаях приходится искать и осуществлять неординарные технические решения для восстановления работоспособности аппаратов — применение деталей из списанных, штучное изготовление некоторых деталей, сборка одного аппарата из нескольких однотипных и др. Это приводит к увеличению сроков ремонта оборудования, а как результат, к увеличению простоев, отчего возникают проблемы в учреждениях здравоохранения с обследованием населения.

Решить эти проблемы можно только путем замены физически и морально устаревшей техники новым оборудованием, а иногда, в ряде обоснованных случаев, путем модернизации.

Иногда проблема заключается не только в устаревшем парке рентгенодиагностического оборудования но и в персонале который не всегда достаточно квалифицирован и в, следствии этого, зачастую не соблюдает нормы и правила работы с оборудованием, а как результат и с пациентами.

И в заключении, хочу отметить что ионизирующее излучение ни есть плохо или хорошо. Это архи-полезно – главное чьи руки и разум используют это излучение .

1. Наказ № 294 МОЗ України від 04.06.2007 Про затвердження Державних санітарних правил і норм гігієнічні вимоги до влаштування та експлуатації рентгенівських кабінетів і проведення рентгенологічних процедур”.

2. Закон України про захист людини від впливу іонізуючого випромінювання” від 14.01.1998 року № 15/98ВР, розділ 3 стаття 9.

3. Наказ МЗ України № 340 від 28.11.97 про вдосконалення організації служби променевої діагностики та променевої терапії”.

4. Показатели деятельности радиологической службы Украины за 1999-2001гг.

5. Показатели деятельности радиологической службы Украины за 2001-2003гг.

6. Показатели деятельности радиологической службы Украины за 2003-2004гг.

АСПЕКТЫ ЗАЩИТЫ ОТ ИОНИЗИРУЮЩЕГО ИЗЛУЧЕНИЯ В РЕНТГЕНОЛОГИИ

В. А. Колотий, Е. В. Кудряшова*

Отделение радиационной безопасности

Донецкого областного клинического территориального медицинского объединения

**ОРБ ДОКТМО, пр. Ильича, 14, г. Донецк, 83099, 095-550-90-60, zhezhka@gmail.com*

Аннотация: Вопросы защиты от воздействия ионизирующего излучения при проведении медицинских исследований становятся с каждым годом всё более актуальными в связи с увеличением количества диагностических и терапевтических процедур, использующих ионизирующее излучение. За последние годы в Украине наблюдается рост числа онкологических заболеваний молочной и щитовидной желёз. Можно сделать вывод о значительном вкладе в развитие данных патологий дополнительных вредных факторов рассеянного излучения при низком профессиональном уровне проведения рентгенологических исследований.

Abstract: The protection from the effects of ionizing radiation in medical research are becoming every year more and more actual due to the increasing number of diagnostic and therapeutic procedures using ionizing radiation. In recent years, in Ukraine is seeing a rise of the number of breast cancer and thyroid glands. Valuable contribution to the development of these pathologies makes additional hazards of scattered radiation by low professional level of X-ray examination.

Ключевые слова: флюорографическое исследование, диагностический процесс, средства индивидуальной защиты, доза, аппаратные режимы.

Key words: fluorography examination, diagnostic process, personal shielding, dose, operating conditions.

Проведение профессионального исследования на высоком уровне предполагает проведение рентгеновского исследования с соблюдением норм радиационной безопасности, применением правильных укладок и с грамотными установками параметров аппарата. Примеры некачественных исследований далеко не редкость в нашей практике:

1. Флюорографическое обследование при несоблюдении правил установки больного в кабине, на снимке присутствует область щитовидной железы, а зачастую и половина лицевого черепа.

2. Не проводится диафрагмирование поля облучения при флюорографии, на снимке присутствуют органы брюшной полости и кости рук. Чаще всего причина банальная – сгорела лампа центратора, и, поэтому, не видно поля облучения.

3. Работа проводится без фотоэкспонетра, следовательно, пропадает смысл флюорографического исследования, основным параметром которого есть малое время облучения, а значит и уменьшение дозы облучения.

4. Проведение исследований на аппарате с не отрегулированным анодным током. Если это скопия, то рентгенолог подвергает дополнительной лучевой нагрузке не только пациента, но и себя. Если проводится графическое исследование, то повышается процент брака в рентгеновских снимках, что приводит к повторным исследованиям и, в свою очередь, увеличивает дозу пациента.

5. Отсутствие средств индивидуальной защиты пациентов. Особенно пагубно этот фактор действует при таких исследованиях как:

- маммография - голова пациентки находится в непосредственной близости к кожуху трубки – дозу получают гипофиз, сетчатка глаза и щитовидная железа. В сечении прямого пучка находятся органы таза, которые не участвуют в данном исследовании и должны быть защищены;

- дентальные исследования - облучаются дополнительно: щитовидная железа, сетчатка глаза, гипофиз, гонады, у детей – вилочковая железа;

- КТ-исследования – огромные дозовые нагрузки при самой диагностике и отсутствие радиальной защиты не обследуемых участков тела могут значительно увеличивать отдалённые риски возникновения патологий у пациентов;

- жизненно важную необходимость имеет усиление защиты не обследуемых участков тела при проведении рентген-исследований у детей;

- неисправность или недостаточная укомплектованность кабинета защитными средствами влияет на дозу пациента, например - отсутствие тубуса на дентальном аппарате увеличивает дозу пациента в 4 раза;

- фотохимический процесс с применением истощенных растворов, либо с актиничными фонарями приводит к повышению брака снимков, что ведёт к повторным исследованиям, а, следовательно, к увеличению дозы пациента.

За качество диагностического процесса при любом исследовании отвечает весь персонал рентгеновского кабинета, но, в первую очередь, врач-рентгенолог. Именно он должен тщательно следить за работой рентгенлаборанта и умело направить работу последнего в правильное русло, заставив проводить все мероприятия по защите пациентов, контролировать правильность укладок и аппаратные режимы проведения любых исследований, когда манипулируя режимами тока и напряжения можно в значительной мере снизить лучевые нагрузки. В компетенции врача-рентгенолога принимать решение о проведении того или иного исследования, его необходимости для каждого конкретного пациента, делать выбор наиболее благоприятного времени для проведения исследования.

Применяемые цифровые технологии отечественных аппаратов не снижают лучевую нагрузку на пациента, но изменяют способы визуализации, при которых отпадает необходимость в фотохимическом процессе, что уменьшает количество бракованных снимков, а также даёт возможность дополнительной обработки изображений – при сниженных параметрах экспозиции ухудшение качества снимков не является проблемой для диагностики при правильном пост-процессинге. Качественное использование методов обработки уже готового снимка при достаточных навыках владения программным обеспечением - и есть основной принцип снижения лучевых нагрузок на цифровых аппаратах. При этом стоит отметить, что, как показывает наша дозиметрическая практика, некоторые цифровые аппараты дают значительно более высокую дозу, чем их аналоговые предшественники.

Уникальность любого исследования с применением источников ионизирующих излучений – это высокое качество диагностики, но, возможно, это только при соблюдении всех норм и правил радиационной безопасности. Каждому сотруднику рентген-радиологии всегда необходимо помнить о том, что польза от исследования или процедуры должна заведомо превышать вред от ее проведения.

ПРИНЦИПЫ КОМПЛЕКСНЫХ ПРОВЕРОК РЕНТГЕНОЛОГИЧЕСКИХ КАБИНЕТОВ

В. А. Колотий, А. Н. Кудряшов*, А. Г. Бондаревский

Отделение радиационной безопасности

Донецкого областного клинического территориального медицинского объединения

**ОРБ ДОКТМО, пр. Ильича, 14, г. Донецк, 83099, 050-263-41-63, artem.kudriashov@gmail.com*

Аннотация: Непременным условием работы любого рентгенологического кабинета является проведение тщательных проверок технического состояния рентген-аппарата и самого кабинета, измерение мощности излучений на рабочих местах персонала и в смежных с процедурной помещениях, а также уровней лечебных доз. Эта проверка отражает состояние кабинета в соответствии с законодательными и нормативными актами, регистрирует уровни мощности дозы на рабочих местах персонала и местах пребывания пациентов, а также дает рекомендации по устранению недостатков в работе кабинета. На что обращать внимание, и какие рекомендации можно получить в ходе такой проверки, изложено в данной статье.

Abstract: An indispensable condition for the operation of any radiology is holding a thorough inspection of technical condition of X-ray machines and rooms, power measurements of radiation on staff's workplaces and in related with a procedural areas as well as the levels of therapeutic doses. These tests reflect the condition of the room in compliance with the laws and regulations, registers dose levels in staff's workplaces and places of patients, and provides recommendations for improvements in the room. What to look for and what recommendations can be obtained in the course of these tests described in this article.

Ключевые слова: проверка, правила, ионизирующее излучение, рентгеновское излучение, кабинет, процедурная, аппарат, исследование, рентген-лаборант, безопасность, пациент, рабочее место, защита.

Keywords: checking, rules, ionizing radiation, X-rays, X-ray room, treatment room, X-ray machine, examination, radiographer, safety, patient, workplace, shielding.

Работа в рентгеновском кабинете связана с соблюдением правил и норм, а также должностных обязанностей. Многие люди держат в уме, что-то вывешивают в виде памяток, но нет такого способа, который дал бы нам гарантию того, что мы что-то не упустим или не забудем. В повседневной работе мы привыкаем совершать одинаковые действия, доведенные до автоматизма, и стараемся не отступать от своих привычек. Так создается алгоритм

который выполняется ежедневно и что-то важное упускается. Та же ситуация происходит и с людьми, которые должны выискивать ошибки в работе других. Эта статья – результат многолетнего опыта работы при проверках рентгенкабинетов, и создана она как памятка для проверяющих и как рекомендация для проверяемых.

Первым, что должно бросаться в глаза при входе в кабинет - это наличие светового табло с надписью "не входить" красного цвета. Оно устанавливается на высоте 1,6 метра и должно загораться автоматически при включении пульта управления рентгеновского аппарата. Лаборант не имеет права выходить из комнаты управления, если рентгенаппарат включен в электрическую сеть. Если персонал уходит из кабинета, то дверь необходимо закрыть на ключ.

В кабинете стены и потолок должны быть окрашены краской. Побелка не допускается, в виду невозможности влажной ежедневной уборки помещения с применением 2% уксусной кислоты и дезинфицирующих средств общего назначения. Не допускается отделка стен процедурной керамической плиткой. Покрытие полов должно быть деревянным или из линолеума, не иметь щелей, дыр, выступов. Кабельные каналы аппаратов должны быть закрыты. На пути передвижения пациентов и персонала не должно быть выступающих частей аппарата или других предметов, которые могут привести к травме.

Смотровое окно должно позволять обзор процедурной таким образом, чтобы был виден снимаемый пациент с рабочего места рентгенлаборанта.

В кабинете не должно быть посторонних предметов. В процедурной не хранятся "законсервированные" или передвижные аппараты, мешающие передвижению пациентов и персонала по процедурной и являющиеся дополнительными рассеивателями.

Использование любых рентгеновских аппаратов должно проводиться в соответствии с их техническим назначением (общей диагностики, графии, дентальный, передвижной палатный). Передвижные аппараты должны использоваться только строго по назначению, по экстренным жизненным показаниям, с соблюдением максимальной защиты пациентов. Запрещено использование передвижного палатного аппарата как стационарного для рутинных исследований пациентов.

Генераторные устройства, низковольтные и высоковольтные шкафы, а также другие металлические поверхности: двери выполненные из металла, радиаторы отопления, вентиляционные желоба и т.д, должны быть закрыты деревянными щитами, позволяющими снизить рассеянное излучение.

Все электровыключатели должны иметь заземление и не иметь оголенных клемм и проводов. В идеале тумблер закрывается коробкой из диэлектрика так, чтобы наружу выступал только сам выключатель тумблера. При создании такой коробки необходимо руководствоваться принципами удобства и безопасности, она не должна содержать острых углов и краев.

Электропроводка должна быть выполнена стандартным кабелем и заложена в стенку, при выходе к электрооборудованию не иметь висячих петель. Провода электрооборудования не должны обвивать трубы. Особенно опасны такие нарушения электробезопасности в фотолаборатории, где лаборант находится в темноте и в условиях повышенной влажности

Все части самого аппарата не должны иметь нарушений электрозащиты, т. е. все защитные кожухи должны находиться на своих местах. По статистике ежегодно в медицинских учреждениях области от поражения электрическим током гибнет приблизительно 2 человека.

При работе на любом рентгеновском аппарате должны строго соблюдаться физико-технические условия работы, и лаборант должен уметь проконтролировать точность их уставок. Для проверки аппарата в графическом режиме необходимо установить на пульте 100 киловольт - 100 миллиампер и 1,2 секунды выдержки, включить аппарат, при этом стрелки приборов на пульте должны отклониться на установленные величины с разницей не более $\pm 10-15\%$. Для проверки аппарата в режиме скопии необходимо установить: 100 киловольт. При выводе ручки анодного тока скопии в нулевое положение на

миллиамперметре включенного аппарата должен быть ноль или, максимум 0,5 миллиампера. При вращении ручки, стрелка прибора должна плавно отклоняться от максимум 0,5 до не более 4 миллиампер.

Все приборы и кнопки пульта управления с подсветкой должны иметь рабочие лампочки, все сигнальные лампы должны быть исправны, ручки регулировки уровней должны легко вращаться и не должны проворачиваться.

Если аппарат "не в режиме" или технически не исправен, то должна присутствовать запись в контрольно-техническом журнале. Отметим, что при неработающем скопическом аппарате, врач-рентгенолог может потерять право на категорию "А", т.к. при аттестации его рабочего места выяснится, что он не находится 80% своего рабочего времени в зонах воздействия ионизирующего излучения. Если рентгенолог не проводит дообследования, то он просто описывает снимки и не подвергается воздействию ионизирующего излучения.

На дентальных аппаратах обязательно должен присутствовать фильтр, который отсеивает мягкое излучение, пагубно влияющее на слизистую оболочку полости рта. Тубус трубки должен быть отцентрирован, т.к. с его помощью происходит прицеливание на больной зуб. Зачастую центр тубуса находится в стороне от фокуса луча, что приводит к неинформативным снимкам, т. к. изображение необходимого зуба обрезаются, а также облучаются здоровые зубы. По литературным данным в зубе облученном 3-4 раза гибнет пульпа. Особое внимание следует уделить наличию на тубусе удлиняющей муфты с диафрагмой, которая позволяет увеличить фокусное расстояние в 2 раза, за счет чего уменьшается доза на слизистую полости рта в 4 раза. Выполнение данных требований обусловлено тем, что по имеющимся данным, количество лейкоплакий полости рта резко возросло в последние годы.

Во флюорографическом кабинете рентгенлаборант обязан пользоваться диафрагмой для создания поля облучения. Необходимо поддерживать ее в рабочем состоянии и чистоте - лампочка центратора должна работать, шторки диафрагмы должны быть отцентрированы. Обязательно наличие фильтра. Рентгенлаборант обязан знать, как правильно установить пациента.

Рабочее место рентгенлаборанта на кабинном флюорографе находится возле двери аппарата у смотрового окна. Если он стоит не напротив двери, а находится в стороне, то лучевая нагрузка на него возрастает в 2-3 раза.

На флюорограммах должны быть только легкие, не должно быть видно щитовидной железы, брюшной полости, костей таза, рук (трубчатых костей) и т.д. Должна строго соблюдаться стандартная установка при выполнении флюорографии в прямой передней проекции. Во всех случаях на рентгенограмме должны отображаться створки щелевой диафрагмы или края тубуса.

Запрещено использование флюорографического аппарата без фотоэкспонетра. Выдержка снимка должна составлять 0,06 секунды. При нерабочем фотоэкспонетре выдержки могут достигать 1 секунды и более. При таких выдержках не может быть и речи о скрининговом значении метода флюорографии, метод превращается в банальную графию и приводит к необоснованным облучениям населения.

В кабинете, а особенно в фотолаборатории должна функционировать вентиляция. Наиболее оптимальным решением, является установка обычного бытового вентилятора в окно или в вентиляционную шахту такой вентилятор издает низкий уровень шума и имеет достаточную производительность.

Вентиляция имеет большое значение в фотолаборатории, так как при ее отсутствии накапливаются пары гидрохинона, наносящие вред здоровью. При установке вентилятора в окно фотолаборатории необходимо оборудовать затемняющее колено. Помещения должны иметь возможность растемняться и проветриваться.

В фотолаборатории не должно находиться лишних предметов и оборудования. Запрещено пользоваться нагревательными приборами, такими как печки, сушильные шкафы, которые подогревают воздух, чем способствуют распространению паров хинона и

гидрохинона, а также бытовых нагревательных приборов, которые являются предметами, нарушающими электро- и пожаробезопасность. Нельзя хранить в фотолaborатории личную одежду и пищевые продукты, которые впитывают опасные пары. Рабочая одежда лаборанта находящегося в фотолaborатории не должна быть из шерсти, т. к. этот материал способен интенсивно впитывать и накапливать вредные химические соединения. Все выше перечисленное может приводить к генерализованным химико-аллергическим реакциям.

Баки и другое проявочное оборудования должно поддерживаться в чистоте. Фонари в лаборатории должны быть неактивными. Кассеты не должны содержать каких-либо нестандартных покрытий или загрязнений, особенно из красок и побелок содержащих металлические соединения, которые будут давать артефакты на снимке. К артефактам также приводят старые, потрескавшиеся и грязные усиливающие экраны.

Все журналы работы рентгенологического кабинета должны быть прошиты, пронумерованы. В рабочем журнале обязательно указывается дата, время, ФИО рентген-лаборанта и врача, проводивших исследование, и дозы с обязательным указанием величин. Любая документация кабинета является юридическим документом и требует соответствующего к ней отношения.

В соответствии со следующими законодательными и нормативными актами «Нормы радиационной безопасности Украины» (НРБУ-97); «Основные санитарные правила обеспечения радиационной безопасности Украины» (ОСПРБУ-2005); «Гигиенические требования к устройству и эксплуатации рентгеновских кабинетов и проведению рентгенологических процедур» (ДСПН № 1256/14523 від 07.11.2007 р.);, и законом №15/98-ВР "О защите человека от воздействия ионизирующих излучений" (ст. 13, 17, 19) нормируется соблюдение защиты персонала и пациентов. Важную роль в обеспечении радиационной безопасности играют тщательный дозиметрический контроль доз излучения на рабочих местах (не реже 1-го раза в 2 года) и лечебных доз терапевтических аппаратов, которые должны дозиметрироваться не реже 1-го раза в месяц на каждом аппарате, во всех режимах. Юридическую ответственность в данном случае, в соответствии с законом, несет пользователь.

Радиационная защита персонала и пациентов обеспечивается рациональной планировкой кабинетов, исправностью аппаратуры, использованием средств индивидуальной защиты.

Рентгеновское отделение должно размещаться в помещении площадь и планировка которого соответствует действующим нормам и правилам. Над процедурной нежелательно размещать места постоянного пребывания лиц категории "В", такие как палаты стационарного лечения.

Центр рентгеновской трубки должен отстоять от элементов стационарной защиты не менее чем на 1,5 метра, а от стены, на которую направлен пучок излучения, не меньше чем на 2 метра. При просвечивании трубка должна располагаться таким образом, чтобы рабочий пучок был направлен в сторону капитальных стен помещения.

На экранно-снимочных устройствах скопических аппаратов должны присутствовать стандартные, сертифицированные, не поврежденные боковые и подэкранные фартуки. Нижний край бокового фартука экраноснимочного устройства должен быть на одном уровне с нижним краем подэкранного фартука.

В каждом кабинете должно быть два комплекта средств индивидуальной защиты (для персонала и для пациентов). Кроме персонала кабинета и самого пациента, индивидуальными средствами защиты следует обеспечивать всех лиц, привлекаемых к проведению рентгенологических исследований. Средства должны быть стандартными, сертифицированными, зарегистрированными на территории Украины, иметь отдельный паспорт на каждую единицу с чернильной печатью, и копию сертификата. На каждом средстве должен быть ярлык, на котором указывается: фирма производитель, дата выпуска, свинцовый эквивалент и серийный номер изделия (который должен совпадать с номером, указанным в паспорте).

При проведении исследований необходимо применять только не поврежденные средства индивидуальной защиты. Не должно быть разрывов, как наружной оболочки, так и самого просвинцованного материала или его заменителя. Не допускается использование защитных или клееных средств защиты.

При рентгенологических исследованиях пациенту необходимо укрыть все части тела, которые не участвуют в исследовании. Рекомендуемая номенклатура средств индивидуальной защиты для различных рентгенологических кабинетов указана в ДСПН № 1256/14523.

Отдельно стоит отметить обязательное использование в стоматологическом кабинете шапочки, очков и стоматологического фартука с защитой щитовидной железы. При снимке зубов значительные дозы вторичного излучения могут идти на гонады и на голову пациента.

На маммографическом аппарате обязательно применять шапочку, очки и защиту щитовидной железы, т. к. голова женщины при исследовании находится в непосредственной близости от графической трубки. И обязательно необходимо защищать юбкой органы таза женщины, так как они находятся при исследовании под прямым пучком.

Необходимо соблюдать принципы рациональности исследований. Врач обязан направлять больных только при наличии медицинских показаний. При этом в амбулаторной карте, истории болезни или направлении лечащим врачом должна быть сделана запись, обосновывающая необходимость исследования и его цель. При нарушении правил направления больных на рентгенологическое обследование, а также необоснованных направлениях и назначениях таких исследований, которые связаны со значительной лучевой нагрузкой, врач-рентгенолог обязан отказаться от исследования, проинформировать об этом лечащего врача и зафиксировать мотивированный отказ в истории болезни (амбулаторной карте). Естественно, сказанное не относится к неотложной диагностике и urgentному исследованию по жизненным показателям. Детям до 15 лет исследования проводятся только по жизненным показателям.

После проведения проверки персоналу отделения выдается на руки протокол. В соответствии с данным протоколом и на его основании, при наличии недостатков и нарушений в работе кабинета, рентгенлаборант пишет докладную записку на имя заведующего отделением. Тот в свою очередь пишет на имя главного врача. Документы составляются в двух экземплярах, оба экземпляра регистрируются в приемной, и один документ заведующий оставляет себе. Периодичность подачи докладных должна быть 1 раз в месяц, до полного устранения указанных недостатков. Таким образом персонал кабинета полностью снимает с себя ответственность за такие нарушения как нехватка защитных средств, неработоспособность аппарата и т. д., но ни в коем случае не снимает ответственности за нарушения методик обследования, техники безопасности и закона "О защите человека от воздействия ионизирующих излучений".

Рабочее место любого человека это то место, где он проводит большую часть своего времени. Поэтому каждый сам выбирает как и где ему работать, и без собственных усилий на облагораживание своего кабинета сама собой обстановка не улучшится.

КУЛЬТУРА БЕЗОПАСНОСТИ КАК ОБЯЗАТЕЛЬНАЯ СОСТАВЛЯЮЩАЯ ОБЕСПЕЧЕНИЯ РАДИАЦИОННОЙ БЕЗОПАСНОСТИ

Р.Е. Горovenko, Ю.Н. Селивра, О.И. Возняк

*Донецкий областной противоопухолевый центр
ул. Полоцкая, 2а, г. Донецк, Украина, 83092*

Аннотация: любая деятельность, связанная с источниками ионизирующего излучения, требует от персонала сочетания высокого профессионализма и ответственного отношения к своей работе.

Abstract: any activities involving sources of ionizing radiation, requires a combination of staff professionalism and responsible attitude to their work.

Ключевые слова: культура безопасности, конформная лучевая терапия, трехмерное планирование лучевой терапии.

Key words: safety culture, conformal radiation therapy, 3D treatment planning.

Технический прогресс за последние десятилетия в области лучевой терапии привел к совершенствованию аппаратуры для планирования и проведения облучения и созданию новых направлений в радиологии. Расширяется спектр методов получения изображений для планирования: компьютерная томография, магнитно-резонансная томография, позитронно-эмиссионная томография, однофотонная эмиссионная компьютерная томография. Появление трехмерного планирования и многолепестковых коллиматоров обеспечивает возможность проведения конформной лучевой терапии. Инверсное планирование позволяет установить оптимальные параметры пучка излучения с целью приблизить получаемое дозное распределение к желаемому. Благодаря системам портальной визуализации проводится контроль укладки пациента и полей облучений в режиме реального времени. Интенсивно-модулированная лучевая терапия позволяет добиваться более точных дозных распределений. Лучевая терапия с визуальным контролем отслеживает смещение мишени в моменты непосредственно облучения. Стереотаксическая радиотерапия позволяет подвести существенно более высокую поглощенную дозу к опухоли и укрупнить фракционирование. Томотерапия предоставляет возможность облучения множественных патологических очагов за один сеанс. Все эти методы направлены на то, чтобы добиться излечения при минимальном риске появления лучевых реакций и осложнений.

С появлением такого количества точных методик и совершенствованием оборудования все значимее становится вопрос об обеспечении контроля качества. И, если раньше в радиотерапевтических комплексах особое внимание уделялось облучающим установкам, то сейчас точность проведения предлучевой подготовки на таком же приоритетном уровне, как и точность проведения непосредственно терапии.

На протяжении уже 7 лет в Донецком областном противоопухолевом центре при проведении дистанционной лучевой терапии наряду с лечением на кобальтовых радиотерапевтических установках используется методика трехмерного компьютерного планирования и конформной терапии.

Учитывая обширные возможности и преимущества линейных ускорителей, врачи-радиологи вместе с инженерной службой особое внимание уделяли и уделяют тщательному выполнению каждой составляющей комплекса процедур, включенных в технологию облучения и предлучевой подготовки.

При проведении лучевой терапии в нашем центре мы используем следующую последовательность методических и технологических этапов:

- предварительная симуляция;
- компьютерное томографическое исследование;
- трехмерное компьютерное планирование облучения;
- симуляция и верификация плана;
- доставка лечения.

При проведении каждого этапа необходимо уделять особое внимание тем моментам, в которых возможны ошибки, обусловленные человеческим фактором.

1. Предварительная симуляция.

Цель процедуры: выбор укладки и фиксирующих устройств. Проконтролировать движение пациента и соответственно смещение внутренних органов мы можем либо путем ограничения движения (внешняя иммобилизация, подготовка пациента), либо путем визуальных проверок.

При позиционировании пациента мы учитываем тот факт, что укладка в максимально комфортном положении приводит к существенному снижению общего количества смещений даже при отсутствии специальных фиксирующих приспособлений.

Для внешней иммобилизации в соответствии с потребностями каждого пациента мы используем подголовники, подставки под колени и ступни. Причем лучше использовать больше фиксирующих устройств, чем допустить возможность смещения.

Важно уделить внимание тому, что степень иммобилизации влияет на величину отступов при планировании. Жесткость фиксации ведет к снижению облучения здоровых органов и тканей.

2. Компьютерное томографическое исследование.

На данном этапе важны два момента: точность выбранной при предварительной симуляции укладки и идентификация пациента. В связи с тем, что на этом этапе происходит введение данных о пациенте, то ради уникальности каждого пациента в базе данных мы вводим всю информацию о больном. Параллельно эта информация дублируется в учетных журналах.

3. Трехмерное компьютерное планирование облучения.

Данный этап является самым кропотливым. Априори задача планирования облучения заключается в подборе таких полей, в совокупности обеспечивающих подведение дозы к мишени и минимизирующих лучевую нагрузку на окружающие ткани

В данном случае имеет значение: на этапе контурирования – точное выделение очага, критических органов и контуров тела; при указании клинического и планируемого объемов мишени – величина отступов (отступы должны быть, с одной стороны, достаточными для того, чтобы компенсировать погрешности укладки и движение мишени, с другой, минимальными, чтобы максимально ограничить облучение критических органов и окружающих здоровых тканей); при оценке плана – учет толерантных доз и гистограмм доза-объем.

4. Симуляция и верификация плана.

При проведении данной процедуры мы перво-наперво обеспечиваем идентичное с предыдущими процедурами позиционирование. Поскольку выполнение задач этого этапа (сравнение получающегося распределения дозы с формой планируемого объема мишени и критических органов; определение положения изоцентра полей облучения относительно анатомии пациента; маркировка изоцентра на пациенте; внос всех необходимых данных в систему записи и контроля) происходит «ручным» способом, то мы подходим к этому с особой внимательностью, сосредоточенностью и педантичностью.

5. Доставка лечения.

Опять же мы обеспечиваем идентичное позиционирование и фиксацию. Обязательно перед началом лечебного курса и далее еженедельно перед проведением очередного сеанса для каждого пациента выполняем визуальную проверку: получаем и изучаем портальные снимки с целью оценить соответствие укладки, проконтролировать возможное смещение критических органов и очага.

Кроме этого, необходимо помнить о системе записи и контроля, которая также является важной составляющей радиотерапевтического комплекса. Она повышает безопасность и эффективность за счет автоматизации многих процессов (например, проверка соответствия текущих координат моторизованных частей линейного ускорителя и установленных клиньев запланированным), однако должна находиться под постоянным контролем: во время ввода данных, передачи координат моторизованных частей линейного ускорителя после симуляции и т.д.

Следует обратить особое внимание на повышение культуры безопасности и ответственности персонала ради сведения к минимуму ошибок и нарушений, основанных на таких рабочих условиях, как нехватка времени, нехватка персонала или не отвечающее требованиям оборудование; на устранение боязни сообщать о каких-либо недостатках процесса или ошибках.

Самоконтроль і внимательное виконання всіх етапів надаваного променевого лікування приведе нас до позитивним результатам.

1. Ошибки в клинической онкологии: руководство для врачей // Под ред. В.И. Чиссова, А.Х. Трахтенберга / 3е изд., испр. и доп. — М.: ГЭОТАР Медиа, 2009. — 768с.
2. Малаховский В.Н., Труфанов Г.Е., Рязанов В.В., Асатурян М.А., Жаринов Г.М. Радиационная безопасность при проведении лучевой терапии. — СПб.: ЭЛБИ, 2011. — 214с.
3. «Контроль качества в лучевой терапии и лучевой диагностике» Сборник нормативных документов. Минск «ПОЛИПРИНТ» 2009г.

ФАКТОРИ, ЩО ВПЛИВАЮТЬ НА ОПРОМІНЕННЯ ТА МОНТЕ-КАРЛО МОДЕЛЮВАННЯ ДОЗ ЛІКАРІВ – ІНТЕРВЕНЦІЙНИХ КАРДІОЛОГІВ

В.В. Чумак¹, А.О. Моргун¹, О.В. Баханова¹

1) ДУ «Національний науковий центр радіаційної медицини»
вул. Мельников, 53, м. Київ, Україна, 04050; +(38) (044) 4893414; dose@leed1.kiev.ua

Анотація. В даній роботі була побудована математична модель опромінення лікарів – інтервенційних кардіологів під час проведення операції. Модель була використана для розрахунку парціальних доз для широкого діапазону параметрів опромінення методом Монте-Карло, і визначення коефіцієнтів алгоритму оцінки ефективної дози за показаннями двох дозиметрів.

Аннотация. В данной работе была построена математическая модель облучения врачей – интервенционных кардиологов во время проведения операции. Модель была использована для расчета парциальных доз для широкого диапазона параметров облучения методом Монте-Карло, и определения коэффициентов алгоритма оценки эффективной дозы по показаниям двух дозиметров.

Abstract. In this work mathematical model of irradiation of interventional cardiologists during surgery was developed. The model was used to calculate partial doses for wide range of irradiation parameters by Monte-Carlo method, and to define coefficients of effective dose estimation algorithm using two dosimeters' measurements.

Ключові слова: Монте-Карло, інтервенційна кардіологія, парціальні дози, ефективна доза.

Ключевые слова: Монте-Карло, интервенционная радиология, парциальные дозы, эффективная доза.

Key words: Monte-Carlo, interventional radiology, partial doses, effective dose.

Вступ

Інтервенційна радіологія – галузь медицини, яка дуже швидко розвивається впродовж останніх років, і вже впевнено посідає перше місце по величині доз, що отримує медичний персонал [1]. Водночас, обов'язкове використання рентгенозахисного одягу лікарями під час проведення операцій робить традиційні методи індивідуальної дозиметрії неприйнятними. Тому з'явилась необхідність дослідження умов опромінення і дозових навантажень на лікаря з метою створення нових алгоритмів оцінки ефективної дози та їх оптимізації.

Використання математичного моделювання методом Монте-Карло в галузі радіаційного захисту є широко розповсюдженим, оскільки дозволяє розрахувати дози в будь-яких ситуаціях без спрощень чи необхідності проведення фізичного експерименту та роботи з джерелами випромінювання, і, більш того, дає можливість оцінювати дозу окремих органів людини, яку виміряти фізично просто не можливо. Запорукою правильності результатів моделювання є адекватна математична модель, яка враховує усі значущі параметри опромінення: енергію, геометрію, наявність та властивості розсіюючих та екрануючих структур.

Постановка задачі, аналіз умов опромінення

Ефективна доза є основною величиною, якою оперує галузь радіаційного захисту, саме по відношенню до цієї величини встановлюються і регулюються ліміти доз опромінення. Але безпосередньо вимірювати ефективну дозу на практиці неможливо, існують лише методи її наближеної оцінки за показаннями індивідуальних дозиметрів. Для інтервенційної радіології за умови використання захисного одягу загальноприйнятим є використання двох індивідуальних дозиметрів (один з яких знаходиться під захисним фартухом на рівні поясу H_U , інший – над фартухом, на рівні комірця H_O) з наступним обчисленням ефективної дози E , як лінійної комбінації їх показань:

$$E = aH_U + bH_O, \quad (1)$$

де a і b – коефіцієнти, що характеризують внесок у ефективну дозу величини опромінення частин тіла захищених фартухом і не захищених відповідно. Вибір відповідних значень a і b , очевидно, залежить від параметрів поля випромінювання та умов, у яких відбувається опромінення людини. Що більше відомо про умови опромінення, тим специфічним (та більш точним) може бути алгоритм оцінки ефективної дози.

Були досліджені реальні умови роботи і опромінення лікарів в умовах рентген-операційної відділу ендovasкулярної хірургії та ангіографії ДУ Національний інститут хірургії та трансплантології ім.О.О.Шалімова НАМН України, оснащений сучасною монопланарною інтервенційною ангіографічною системою Toshiba Infinix-i, модель INFx-8000F, комплектація CS-i.

Встановлено, що до основних чинників, що впливають на дозу лікаря, належать не тільки режим роботи трубки, але й відносне розташування операційного столу, арки C-arm ангіографічного апарату і хірурга.

Протягом півтора місяця здійснювалось відео протоколювання всіх режимів роботи ангіографічного апарату при проведенні рутинних операцій та були виділені основні параметри для використання в математичній моделі, такі як висота операційного столу, відстань між детектором і джерелом, напруга рентгенівської трубки, положення C-arm (проекція) тощо.

В результаті аналізу були виділені три параметри, які під час проведення операції змінюються і можуть суттєво впливати на процес опромінення хірурга: енергетичний спектр (який при заданому типі рентгенівського апарату визначається напругою на рентгенівській трубці), рентгенографічна проекція (положення в просторі системи детектор-джерело) та величина збільшення (поля зору - field of vision, FOV).

Геометрія задачі

Просторова модель опромінення хірурга – інтервенційного радіолога складалась з наступних частин: джерело, детектор, тіла пацієнта та лікаря, захисний фартух, дозиметри (рис.1а).

Джерело – точкове, що випромінює струмінь у вигляді піраміди з квадратною основою, що відповідає величині вікна коліматора. Розміри перетину струменя на рівні детектора задають параметр збільшення FOV (можливі 4 режими 15x15, 20x20, 25x25 і 30x30 [см²]).

Детектор має форму паралелепіпеда і при моделюванні виконує роль поглинача / розсіювача випромінювання.

Відстань між детектором і джерелом на апараті може регулюватись в певних межах, але на практиці використовується досить вузький діапазон 90-100 см. В моделі ця величина була прийнята постійною, рівною 95 см.

Положення системи джерело-детектор відносно пацієнта (проекція опромінення) задається за допомогою кутів повороту відносно осі, що відповідає рівню операційного стола (умовні позначення кутів RAO-LAO, CRA-CAU) (рис.1б). В результаті дослідження роботи ангіографічного апарату були виділені 9 основних проекцій: 0 (пряма), RAO90 (бокова), CAU20, RAO30-CRA20, LAO35, RAO30, CRA20, RAO35-CAU30, LAO35-CRA30.

Енергія випромінювання джерела задається постійною з метою окремого розрахунку певної кількості окремих енергетичних ізоліній з наступною можливістю лінійною комбінацією результатів сформувати будь-який спектр випромінювання.

Для пацієнта та хірурга був використаний математичний антропоморфний гетерогенний фантом типу ADAM [2]. На тілі хірурга додатково розміщена модель рентгенозахисного фартуха з комірцем із свинцю товщиною 0.35 мм.

Як над фартухом, так і під фартухом розміщені моделі традиційних ТЛД дозиметрів, за допомогою яких зазвичай виконується дозиметричний контроль.

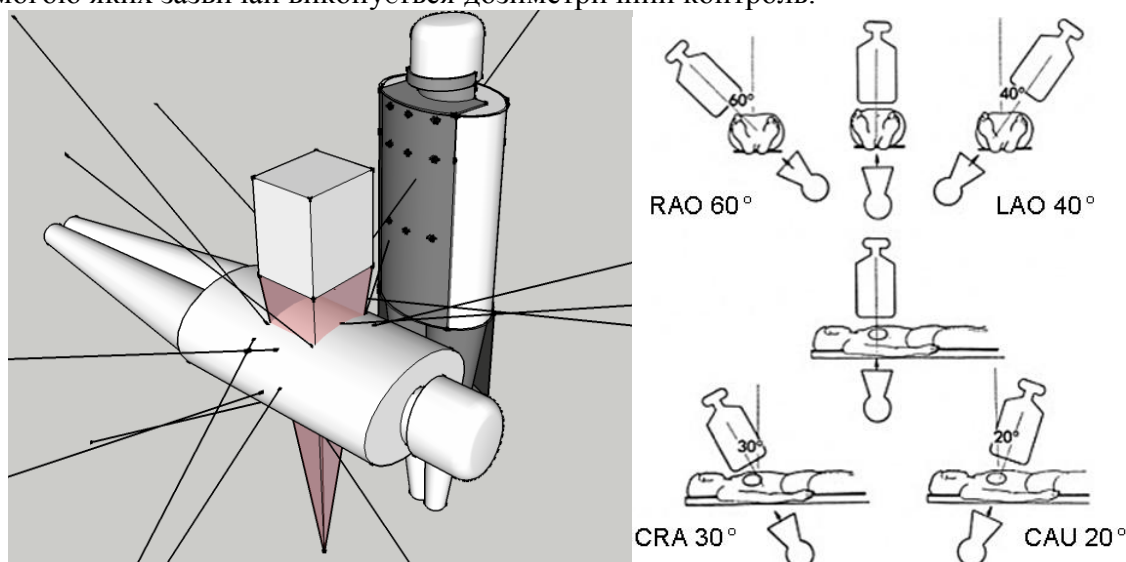


Рис. 1. а) Зовнішній вигляд геометрії моделі. б) Ілюстрація кутів, що визначають проекцію опромінення.

Обробка результатів

Обчислення Монте-Карло виконувались за допомогою програмного пакету MCNP версії 4B [3], для якого було створено вхідні файли, що описували кожну конфігурацію: енергія точкового джерела фотонів ε , поле зору FOV, проекція пучка Ω . Як результат було одержано $12 \times 4 \times 9 = 432$ парціальних доз в кожному дозиметрі і кожному органі.

Інтеграція дозових оцінок. Щоб врахувати спектр випромінювання джерела, тобто встановити зв'язок напруги на трубці з енергіями фотонів, обчислюється зважена сума парціальних значень за енергіями моноліній.

При цьому доза в i -му детекторі для певних значень напруги на трубці U , FOV, і проекції Ω визначатиметься так:

$$D_i U, FOV, \Omega = \sum_{\varepsilon_k} a_k \cdot D'_i \varepsilon_k, FOV, \Omega, \quad (2)$$

де $D'_i \varepsilon_k, FOV, \Omega$ – парціальне значення дози в i -му детекторі, що формується k -ю енергетичною монолінією ε_k , з відповідними значеннями FOV, та проекції Ω ; a_k – інтенсивність монолінії ε_k в спектрі випромінювання трубки.

При визначенні дози H_i в i -му детекторі для складних сценаріїв опромінення обчислюється сума за всіма параметрами випромінювання:

$$H_i = \sum_{U, FOV, \Omega} w_{U, FOV, \Omega} \cdot D_i U, FOV, \Omega, \quad (3)$$

де коефіцієнт $w_{U, FOV, \Omega}$ характеризує кількість випромінювання за час роботи апарату з параметрами U , FOV і Ω .

Значення ефективної дози обчислюється як:

$$E = \sum_T w_T H_T, \quad (4)$$

де H_T – доза на орган T , w_T – відповідний тканинний зважувачий фактор [4].

Перевірка моделі

За наявності показань дозиметрів і відповідних значень ефективної дози для кожної трійки параметрів (U, FOV, Ω) за методом найменших квадратів були підібрані коефіцієнти a і b , що відповідають максимально точній оцінці ефективної дози при опроміненні в усьому діапазоні допустимих умов.

Варіанти алгоритму подвійної дозиметрії, що використовуються за кордоном, зводяться до двох типів. У першому, найбільш універсальному, вважається, що дозиметр над фартухом відображає дозу органів, що не екрановані, а органи за екраном отримують дозу, яку показав дозиметр під фартухом. Такі алгоритми не враховують умов опромінення і є дуже консервативними. У другому випадку (наприклад згідно рекомендації NCRP 122 [5]) алгоритм має вигляд $E = 0.5H_U + 0.025H_O$.

Доцільним є порівняння оцінки ефективної дози, що базується на математичній моделі даної роботи, з оцінками ефективної дози за визнаними міжнародними алгоритмами [6]:

Таблиця. Оцінка консервативності різних алгоритмів подвійної дозиметрії

Автори алгоритму	Значення коефіцієнтів a і b $E = aH_U + bH_O$	Відношення ефективних доз одержаних за даним алгоритмом і алгоритмом розглянутої моделі
Алгоритм розглянутої моделі	$a = 0.237$ $b = 0.017$	1
Консервативні універсальні алгоритми	З комірцем $a = 0.99$ $b = 0.01$ Без комірця $a = 0.89$ $b = 0.11$	~5
NCRP 122 [5]	$a = 0.5$ $b = 0.025$	1.06 – 2.03

Висновки

1. Результати, одержані за допомогою математичної моделі, запропонованої в даній роботі не протирічать результатам інших наукових груп.
2. Інші алгоритми демонструють більшу (зайву) консервативність, що можна пояснити їх більшою універсальністю (різні типи операцій, різні особливості ангіографічних апаратів).
3. Алгоритм, одержаний в даній роботі, навпаки дає менш консервативний результат, тобто розглянуту модель і підхід до моделювання можна використовувати для розробки вузьконаправлених алгоритмів, для точної оцінки ефективної дози в конкретних умовах опромінення.

1. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. Sources and effects of ionizing radiation. UNSCEAR 2000 report to the General Assembly, with scientific annexes. Annex E. Occupational radiation exposures. Режим доступу: <http://www.unscear.org/docs/reports/annexe.pdf>

2. Kramer, R. The Calculation of Dose from External Photon Exposures Using Reference Human Phantoms and Monte Carlo Methods. Part 1: The Male (Adam) and Female (Eva) Adult mathematical Phantoms. [Text] / R. Kramer [et al.] // GSF-Bericht S-885, GSF, Neuherberg –1999.

3. MCNP – A General Monte-Carlo N-Particle Transport Code, Version 4B [Text] / Briesmeister, F. LA-12625-M, Los Alamos. –1997. – 497 p.

4. *Норми радіаційної безпеки України, доповнення: Радіаційний захист від джерел потенційного опромінення (НРБУ-97/Д-2000): Державні гігієнічні нормативи ДГН 6.6.1.-6.5.061-2000. Комітет з питань гігієнічного регламентування; Національна комісія з радіаційного захисту населення України / І.А. Ліхтарьов (наук.керівник авт.кол.). – Вид. офіц. – К., 2000. – 80 с.*

5. Use of personal monitors to estimate effective dose equivalent to workers for external exposure to low-LET radiation / National Council on Radiation Protection and Measurement. Report No.122. – Bethesda, MD: NCRP, 1995. – 64p.

6. Jarvinen, H. Overview of the double dosimetry procedures for the determination of the effective dose to the interventional radiology staff [Text] / H. Jarvinen [et al.] // Rad. Prot. Dos. – 2008. – Vol.129. – P.333-339.

АКТУАЛЬНІ ПРОБЛЕМИ КОНТРОЛЮ ДОЗ МЕДИЧНОГО ПЕРСОНАЛУ ІНТЕРВЕНЦІЙНОЇ РАДІОЛОГІЇ

В.В. Чумак, О.В. Баханова*, В.М. Волоський, А.О. Моргун

**ДУ „Національний науковий центр радіаційної медицини НАМН України”, вул. Мельникова
53, м. Київ, Україна, 04050; +(38) (044) 4893414; lena@leed1.kiev.ua*

Анотація. Норми радіаційної безпеки встановлюють ліміти на ефективну дозу, тобто на величину, яку не можна вимірювати безпосередньо, та еквівалентні дози окремих органів – кришталика ока або шкіри. Для контролю бракує спеціалізованих дозиметрів, а також не завжди існують адекватні методи оцінки цих доз. Для оцінки ефективної дози персоналу інтервенційної радіології необхідно використовувати два дозиметри, що знаходяться над та під захисним одягом. Запропонований алгоритм, що базується на результатах теоретичних розрахунків та експериментальної перевірки в умовах клінічного відділення інтервенційної радіології.

Аннотация. Нормы радиационной безопасности устанавливают пределы для эффективной дозы, то есть величину, которая не может быть измерена непосредственно, и эквивалентной дозы отдельных органов – хрусталика глаза и кожи. Для контроля нет специальных дозиметров, а также не всегда существуют адекватные методы оценки этих доз. Для оценки эффективной дозы персонала интервенционной радиологии необходимо использовать два дозиметра, находящиеся над и под защитной одеждой. Предложен алгоритм, основанный на теоретических расчетах и экспериментальной проверке в условиях клинического отделения интервенционной радиологии.

Abstract. Safety standards establish limits of the individual effective dose, i.e. quantities which can not be measured directly and the equivalent organ dose of eye lens and of skin. There are no special dosimeters for monitoring and dose evaluation methods are not always adequate. To estimate the effective dose for typical conditions of personnel exposure in interventional radiology it is necessary to use two dosimeters and to have an algorithm that takes into account readings of both shielded and unshielded dosimeters. An algorithm was proposed based on theoretical data and experimental verification in a clinical interventional radiology department.

Ключові слова: дозиметрія, ефективна доза, опромінення персоналу, рентгенівське випромінювання, інтервенційна радіологія, метод Монте-Карло

Ключевые слова: дозиметрия, эффективная доза, облучение персонала, рентгеновское излучение, интервенционная радиология, метод Монте-Карло.

Key words: dosimetry, effective dose, personnel exposure, X-rays, interventional radiology Monte Carlo simulation

Вступ

Широко відомо, що медичні працівники – інтервенційні радіологи є найбільш опроміненим контингентом серед усього медичного персоналу [1-3], зокрема, найбільше дозове навантаження традиційно отримує персонал інтервенційної кардіології. Колективні та індивідуальні дози працівників мають тенденцію до збільшення через постійне зростання числа інтервенційних клінік та відділень, зростання числа пацієнтів, застосування нових процедур та збільшення кількості повторних. Серед чинників, що обумовлюють небажане підвищення доз можна назвати застаріле обладнання, недостатній рівень обізнаності лікарів у питаннях радіаційного захисту, а також обмеженість чи взагалі відсутність моніторингу доз. Тому слід визнати, що інтервенційну радіологію слід кваліфікувати як практичну діяльність з підвищеним ризиком опромінення, отже, постійний контроль та моніторинг доз опромінення персоналу має бути невід’ємним компонентом програм радіаційного контролю [4].

Введення нових лімітів доз

Хоча радіаційне опромінення персоналу в Україні регламентується Нормами радіаційної безпеки України НРБУ-97 [5], які встановлюють ліміти доз на все тіло та окремі органи, досвід останніх років показав, що ліміти дози не є сталими величинами. Наприклад, згідно з проведеними в останні роки дослідженнями, радіочутливість кришталика ока

виявляється значно більшою [6], ніж це вважалося раніше. Міжнародна комісія з радіологічного захисту (МКРЗ) розглянула нещодавно отримані епідеміологічні дані, що свідчать про розповсюдженість помутніння кришталика ока у працівників, які зазнали впливу опромінення на рівні нижчому за раніше прийнятий поріг. Ці дані змусили МКРЗ знизити порогові значення виникнення катаракти до 0.5 Гр поглиненої дози для кришталика ока, а для професійного опромінення у ситуаціях планованого опромінення було рекомендовано [7] встановити нові ліміти еквівалентної дози для кришталика ока: 20 мЗв на рік в середньому за будь-які послідовні 5 років, але не більше ніж 50 мЗв за окремий рік. Виходячи з цього, МАГАТЕ у вересні 2011 року ухвалила нові Основні Стандарти Безпеки [8], що включають нові, знижені у 7.5 разів, ліміти еквівалентної дози на кришталик ока.

Недостатній контроль доз опромінення персоналу є предметом певної стурбованості, оскільки бракує спеціалізованих дозиметрів, а також не завжди існують адекватні методи оцінки цих доз. Нормативні документи встановлюють ліміти на ефективну дозу, E , тобто величину, яку не можна вимірювати безпосередньо, та поглинену дозу на окремі органи – кришталик або шкіру. У практиці радіаційного захисту прийнято користуватися оцінками на основі вимірювань так званих операційних величин, а саме індивідуальних еквівалентів дози: $H_R(10)$ – для ефективної дози на все тіло, $H_R(3)$ – для дози на кришталик та $H_R(0.07)$ – для дози на шкіру. Відомо, що вимірювані значення цих величин залежать від розташування дозиметрів на тілі особи, від геометрії та енергії опромінення і мають визначатися згідно з певними алгоритмами.

Проблеми дозиметрії кінцівок

Європейська дозиметрична група EURADOS здійснює координацію науково-дослідної діяльності у Європі для оцінки професійного опромінення персоналу на робочих місцях в інтервенційній радіології. За її даними незахищені органи – кінцівки та кришталик ока – є досить проблемними для індивідуального дозиметричного контролю зовнішнього опромінення. У літературі підкреслюється, що ліміт дози для кришталика ока та шкіри можуть бути обмежуючим фактором професійного опромінення: у той час як поверхня тіла може бути екранована захисним індивідуальним свинцевим фартухом, руки, ноги та кришталики очей залишаються практично без захисту. Визнається, що в інтервенційній радіології ліміт дози всього тіла як правило дотримується, у той же час дози на шкіру та кришталик ока подеколи можуть бути перевищені. Згідно з рекомендаціями Міжнародної комісії з радіологічного захисту, якщо доза на будь-яку частину кінцівок працівника може перевищувати три десятих річного ліміту дози, то на тій частині кінцівки, де очікується найвище значення дози, слід носити додатковий дозиметр. Моніторинг кінцівок може перешкоджати маніпуляціям, що проводяться медпрацівниками. Крім того, існують проблеми стерилізації та носіння рукавичок.

Для систематичного дослідження опромінення медичного персоналу 12 партнерами у 9 європейських країнах було запроваджено проект ORAMED (Оптимізація радіаційного захисту медичного персоналу), який виконувався у 2008-2010 роках під егідою EURADOS [9]. Основними задачами ORAMED було отримати набір стандартизованих даних щодо доз персоналу інтервенційної кардіології та радіології та оптимізувати захист персоналу. Дози вимірювались за допомогою термolumінесцентних дозиметрів, розташованих на пальцях і зап'ястях обох рук, на ногах і на рівні очей у основного оператора (лікаря), який виконує інтервенційну процедуру.

За результатами цього дослідження на сьогоднішній день майже кожен п'ятий працівник має імовірність отримати дозу, більшу ніж встановлений нормами радіаційної безпеки ліміт дози на кінцівки 500 мЗв на рік. Крім того, не існує усталених підходів та ефективних універсальних алгоритмів для оцінки доз опромінення персоналу у ядерній медицині, а самі оцінки дози варіюють у значних межах.

Безпосередньо розробка методів оцінки доз кінцівок медичного персоналу під час процедур інтервенційної радіології та ядерної медицини в Україні не здійснюється.

Проблеми дозиметрії кришталіка ока

У проєкті ORAMED також було проаналізовано дані, отримані у кількох десятках клінічних лікарень під час типових інтервенційних процедур: серцевої коронарної ангіографії та ангіопластики, радіочастотної абляції, емболізацій, імплантацій кардіостимуляторів та дефібриляторів. Виявилося, що значення доз відрізняються дуже великою варіабельністю, наприклад, найбільші дози за одну процедуру характерні для емболізацій (60 мкЗв/процедура), а хоча імплантації пов'язані з відносно малими добутками повітряної керми на площу (КАР), ці процедури призводять до найвищої величини відношення доза/КАР. Оцінка річної дози основного оператора показала, що для серцевої коронарної ангіографії та ангіопластики, радіочастотної абляції, імплантацій кардіостимуляторів та дефібриляторів річні дози дуже часто можуть досягати і навіть перевищувати новий знижений річний ліміт. Як і очікувалося, опромінення оператора дуже неоднорідне – лівий бік оператора, найчастіше розташований ближче до області розсіювання рентгенівських променів, опромінюється більшою мірою, ніж правий. В залежності від процедури користування захисними підвісними екранами та завісами стола зменшує дозу до 4 разів, що нижче теоретичного захисного фактора (10-100) через неналежне використання і не найбільш оптимізований дизайн захисного обладнання.

Можна констатувати, що дослідження, спрямовані на розробку точних та надійних методів дозиметрії кришталіка поки що далекі від завершення і напрацювання практичних рекомендацій, починаючи з кращого вивчення операційної величини $H_p(3)$, побудови дозиметра, відгук якого відповідає $H_p(3)$, необхідної процедури калібрування цих дозиметрів, урахування використання захисних окулярів.

Сучасні публікації переконливо доводять необхідність продовження теоретичних досліджень, а також удосконалення методів інструментальної оцінки доз на кришталік ока медичного персоналу, що працює в інтервенційній радіології за допомогою спеціалізованих термolumінісцентних дозиметрів, що повинні розташовуватись на рівні очей працівників. Така робота у даний час виконується у ННЦРМ НАМН України.

Проблеми визначення ефективної дози

Як правило, вимірювання індивідуальних доз у радіологів проводять за допомогою ТЛД дозиметрів, які, за умови відповідного калібрування, досить прийнятно відображають ефективну дозу E працівників, що не використовують захисний одяг. При наявності свинцевого фартуха та коміра, коли відбувається часткове екранування тіла та окремих органів, дози яких дають внесок до ефективної дози, використання одного дозиметра для оцінки ефективної дози призводить до значного завищення або суттєвої недооцінки доз, залежно від розташування дозиметра відносно захисного одягу – над або під фартухом.

Для розробки методу коректної оцінки ефективної дози такого персоналу ми дослідили закономірності формування ефективної дози та встановили зв'язок між показаннями індивідуальних дозиметрів (залежно від умов опромінення та місця їхнього розташування на і під фартухом) й дозами на органи та ефективною дозою особи.

З цією метою було змодельоване типове розташування працівника і пацієнта в операційній та виконані Монте-Карло розрахунки для різних сценаріїв фотонного опромінення медичного персоналу. Математичний фантом типу ADAM був модифікований шляхом додаткового моделювання захисного фартуха та захисного коміра, який захищає щитовидну залозу. Крім того, були додані модельні дозиметри, розташовані на трьох рівнях над і під захисним фартухом. За результатами розрахунків визначені парціальні (для окремих кутів повороту арки апарату, енергії фотонів та збільшення – поля зору) значення доз на органи, а отже ефективна доза, та дози, що реєструються індивідуальними дозиметрами. Було запропоновано оригінальний підхід до визначення оптимальних пар дозиметрів („під” та „над” фартухом) та оцінки відповідних ним параметрів алгоритму подвійної дозиметрії. Критерії відбору включали мінімум відхилення оцінки ефективної дози від умовно істинного значення, зручність використання, рівноцінний внесок показань обох дозиметрів в оцінку ефективної дози. Для уточнення алгоритму необхідно мати додаткові дані про сценарій

опромінення – наприклад можна взяти емпіричні частотні розподіли рентгенографічних проекцій, напруги, поля зору, що відповідають типовому опроміненню інтервенційного радіолога.

Тому в одному з клінічних відділень інтервенційної радіології вперше в Україні було проведене експериментальне вимірювання доз з використанням гетерогенного антропоморфного фантому типу RANDO-Alderson. Даний фантом побудований з матеріалів, еквівалентних тканинам людини різної щільності (кісткова, легенева, м'язова) та поділений на 39 шарів. У кожному з таких шарів можуть бути розміщені ТЛД (LiF) детектори, що визначають дози на різні органи. Фантом, споряджений захисним фартухом та коміром з розташованим на ньому 22 індивідуальними дозиметрами, було встановлено для опромінення в операційній, обладнаній сучасною монопланарною інтервенційною ангіографічною системою Toshiba Infinix-i.

Ми проаналізували типові умови опромінення персоналу інтервенційної радіології, що відбувалося протягом двох сесій вимірювань, з точки зору енергетичного спектру, розташування джерела і пацієнта, а також інших особливостей геометрії опромінення (наприклад, отримали частотні розподіли рентгенографічних проекцій, величин поля зору). На основі теоретичних і експериментальних накопичених даних, були визначені найбільш придатні місця розташування дозиметрів і відповідні параметри алгоритму.

Висновки

Належний контроль індивідуальних доз медичного персоналу потребує кращого вивчення формування доз, закономірностей операційних величин, застосування спеціальних алгоритмів та спеціалізованих дозиметрів, а також процедур калібрування цих дозиметрів.

Проведені фантомні вимірювання доз, які отримують інтервенційні кардіологи, що використовують сучасну систему ангіографії, свідчать про значний градієнт доз та необхідність використовувати алгоритм подвійної дозиметрії для більш точного визначення ефективної дози. Запропонований алгоритм та оптимальні пари дозиметрів, що враховує типові умови опромінення відділення ендovasкулярної хірургії та ангіографії.

1. Chumak, V. V. Assessment of effective dose with personal dosimeters: Account of the effect of anisotropy of workplace fields. / V. V. Chumak and E. V. Bakhanova // *Rad. Mes.* – 2008. – Vol.43 (2). – P.655-658.
2. *ICRP Publication 85. Avoidance of radiation injuries from medical interventional procedures* [Text] / Ann ICRP. Oxford, UK: Pergamon, Elsevier Science Ltd. – 2000. – Vol 30 (2). – 80 p.
3. Vano, E. Radiation exposure to cardiologists: how it could be reduced [Text] / E. Vano // *Heart.* – 2003. – Vol.89. – P.1123-4.
4. American College of Cardiology. Radiation safety in the practice of cardiology. ACC expert consensus document. [Text] / *J. Am. Coll. Cardiol.* – 1998. – Vol.31. – P.892-913..
5. Норми радіаційної безпеки України, доповнення: Радіаційний захист від джерел потенційного опромінення (НРБУ-97/Д-2000): Державні гігієнічні нормативи ДГН 6.6.1.-6.5.061-2000. Комітет з питань гігієнічного регламентування; Національна комісія з радіаційного захисту населення України / І.А. Ліхтарьов (наук.керівник авт.кол.). – Вид. офіц. – К., 2000. – 80 с.
6. Vañó, E.; González, L.; Beneytez, F.; and Moreno, F. Lens injuries induced by occupational exposure in non-optimized interventional radiology laboratories. *Br. J. Radiol.* 71: 728-733; 1998.
7. *ICRP Publication 118: ICRP Statement on Tissue Reactions and Early and Late Effects of Radiation in Normal Tissues and Organs Threshold Doses for Tissue Reactions in a Radiation Protection Context* Annals of the ICRP. – 2012. – Vol. 41, N 1-2. – 304p.
8. Radiation Protection and Safety of Radiation Sources: International Basic Safety Standards – остаточний варіант англійською документа мовою має вийти з друку у другому кварталі 2013 року.
9. F. Vanhavere, E. Carinou, J. Domienik, L. Donadille, M. Ginjaume, G. Gualdrini, C. Koukorava, S. Krim, D. Nikodemova, N. Ruiz-Lopez, M. Sans-Merce, L. Struelens. Measurements of eye lens doses in interventional radiology and cardiology: Final results of the ORAMED project // *Rad Meas.* – 2011. – Vol.46, N11. – P. 1243-1247.

СТАН ПРАВОВОГО РЕГУЛЮВАННЯ ДІЯЛЬНОСТІ МЕДИЧНИХ ФІЗИКІВ: ПРОБЛЕМИ ТА ПЕРСПЕКТИВИ ЇХ ВИРІШЕННЯ В УКРАЇНІ

А.О. Сесемко

*Київський національний університет імені Тараса Шевченка
вул. Володимирська, 64/13, м. Київ, Україна, 01601; arkadiys@ukr.net*

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

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

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

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

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

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

Сучасна світова громадськість визнає пріоритет забезпечення безпеки при здійсненні будь-якої діяльності з джерелами іонізуючого випромінювання (ДІВ). Міжнародний досвід створення системи ефективного законодавства і відповідної національної управлінської інфраструктури, вимагають подальшого вдосконалення правових, організаційних, економічних та соціальних засад охорони здоров'я у сфері провадження з ДІВ, застосування ефективних правових важелів регулювання відносин в цій галузі, з метою забезпечення гармонійного розвитку фізичних і духовних сил, високої працездатності й довголітнього активного життя громадян, усунення факторів, що шкідливо впливають на їх здоров'я в Україні.

Адміністративно-правове регулювання в сфері застосування ДІВ, як напрям державної діяльності, набуває особливого значення у зв'язку із закріпленням у Конституції України права на забезпечення санітарного та епідеміологічного благополуччя населення, як регулятора суспільних відносин у цій сфері. Як відомо, регулювання відносин при використанні ДІВ в сфері охорони здоров'я населення, нагляд за дотриманням прав і обов'язків державних органів, підприємств, установ, організацій та громадян, перш за все покладено на Кабінет Міністрів України, Державну інспекцію ядерного регулювання України, Міністерства охорони здоров'я України.

Наукові здобутки українських учених-правознавців у галузі адміністративного права і процесу, теорії держави та права, а саме: О.М. Бандурки, Д.А. Бахрака, Ю.П., І.Л. Бородіна, Д.В. Іванова, В.М. Гаращука, Г.Ю. Гулевської, С.М. Громбах, О.В. Дьяченко, В.І. Казієва, Р.А. Калюжного, В.К. Колпакова, Т.О. Коломоєць, а також висновки сформульовані в роботах таких фахівців у сфері забезпечення санітарно-епідеміологічного благополуччя населення як: М.М. Бринчука, А.Г. Гетьмана, В.Г. Калшук, О.С. Колбасова, надають вагомі аргументи на користь прихильників продовження поглибленого системного дослідження стану правового регулювання суспільних відносин, що виникають у сфері діяльності з ДІВ медичними фізиками. Актуальність такого підходу, також визначається необхідністю:

- формування концепції здорової нації,
- комплексного врегулювання адміністративно-правовими засобами відносин, що виникають в області ядерного права при використанні ДІВ у сфері охорони здоров'я населення:

- визначення відповідні прав, обов'язків і меж відповідальності державних органів, підприємств, установ, організацій і громадян.

На мій погляд, найближчими завданнями наукових досліджень у сфері діяльності медичних фізиків повинно стати вироблення теоретичних основ, пропозицій і рекомендацій, що сприятимуть удосконаленню діяльності Кабінету міністрів України, здійсненню ефективного державного нагляду за провадженням ДІВ в сфері охорони здоров'я шляхом подальшої систематизації ядерного законодавства, правового аналізу та реалізації конституційних прав громадян, визначення відповідних прав і обов'язків державних органів, підприємств, установ та організацій. Вбачається, що для досягнення мети необхідно визначити наступні пріоритети щодо:

- оцінки рівня наукової розробки, наявні теоретичні концепції та позиції фахівців щодо адміністративно-правового механізму регулювання суспільних відносин, що виникають у при використанні ДІВ у сфері охорони здоров'я населення;

- здійснення історичного аналізу стану законодавства, що регламентує адміністративно-правове регулювання використання ДІВ в сфері охорони здоров'я;

- аналізу нормативно-правових, організаційно-правових основ діяльності Кабінету міністрів України, Державної інспекції ядерного регулювання України (Держатомрегулювання України) та Міністерства охорони здоров'я України при поводженні з ДІВ;

- визначення особливостей здійсненні діяльності з ДІВ у сфері охорони здоров'я, нормами міжнародного та національного законодавства;

- шляхів системного вдосконалення системи ядерного національного законодавства у сфері забезпечення адміністративно-правового регулювання правовідносин провадження діяльності з ДІВ в сфері охорони здоров'я населення;

- розробки пропозицій та рекомендацій, спрямованих на вдосконалення системи ядерного законодавства, діяльності державних посадових осіб у сфері забезпечення санітарно-епідеміологічного благополуччя населення.

Системний підхід з використанням сучасних методів пізнання та новітніх досягнень юриспруденції до комплексного дослідження проблематики, пов'язаної з адміністративно-правовим регулюванням використання ДІВ в сфері охорони здоров'я населення, в контексті з подальшою модернізацією суспільних відносин і реформою державних органів (що повинні забезпечити належне санітарне й епідеміологічне благополуччя населення при здійсненні діяльності з ДІВ в Україні), дозволяють за результатами дослідження обґрунтувати деякі нові теоретичні положення, сформулювати окремі висновки, рекомендації та пропозиції щодо вдосконалення чинного законодавства України, нормативно-правових актів Кабінету міністрів України, Держатомрегулювання України, Міністерства охорони здоров'я України.

Беручи до уваги, що актуальність розвитку медичної фізики тісно пов'язана з впровадженням новітніх технологій з ДІВ, а підготовка фахівців з медичної фізики за національними освітньо-кваліфікаційними рівнями з урахуванням міжнародного досвіду є не тільки основою їх ефективної реалізації в Україні, але й чинником, що суттєво впливає на стан здоров'я нації, розвиток науково-технічного потенціалу країни, екологічну безпеку і соціальну стабільність суспільства, тому необхідно вперше:

- обґрунтувати визначення терміну "джерело іонізуючого випромінювання", з урахуванням усіх складових що впливають на організм людини;

- запропонувати термін "медична фізика" як наука, термін „медичний фізик” з урахуванням міжнародних та національних нормативно-правових документів;

- систематизувати та узагальнити міжнародний досвід щодо впливу ДІВ на організм людини у сфері охорони здоров'я;

- обґрунтувати на новій основі необхідність створення системи навчання, підвищення кваліфікації та перевірки знань персоналу, який здійснює діяльність з ДІВ.

Подальшого розвитку повинні дістати напрями державної політики щодо адміністративно-правового регулювання використання ДІВ в сфері охорони здоров'я, а саме:

- імплементація міжнародних стандартів до законодавства України з метою підвищення якості поводження з ДІВ медичними фізиками;

- поєднання державної політики при застосуванні ДІВ у сфері з охорони здоров'я з іншими напрямками державної політики, зокрема у соціальній сфері, досягнув максимального

- узгодження медико-санітарних та соціальних інтересів;

- стан адміністративно-правового регулювання суспільних відносин що виникають при застосуванні ДІВ, у сфері забезпечення санітарного та епідеміологічного благополуччя населення та охорони здоров'я шляхом впровадження в діяльність регулюючих органів України єдиного кодифікованого нормативного акта – Ядерного кодексу України;

- пропозиції щодо вдосконалення системи ядерного законодавства в частині адміністративно-правового регулювання використання ДІВ медичними фізиками у сфері охорони здоров'я населення.

Враховуючи що сучасний стан розвитку медичної фізики в Україні не в повній мірі відповідає міжнародним стандартам та очікуванням суспільства в цій сфері, до першочергових завдань адміністративно-правового регулювання суспільних відносин при застосуванні джерел іонізуючого випромінювання у сфері охорони здоров'я, насамперед відносяться розробка та внесення змін і доповнень до низки законодавчих і нормативно-правових актів відповідно до вимог міжнародних стандартів у цій сфері суспільних відносин, а саме: Закону України „Про захист людини від впливу іонізуючого випромінювання,” „Норм радіаційної безпеки України”, „Основних санітарних правил забезпечення радіаційної безпеки України”, Наказ Державного комітету ядерного регулювання України від 3 жовтня 2008 року N 166, розпорядження Кабінету Міністрів України „Про схвалення Концепції розвитку ядерної медицини на період до 2017 року”.

1. IAEA Safety Requirements: Radiation Protection and Safety of Radiation Sources: International Basic Safety Standards. General safety requirements // IAEA, Vienna. – 2011.

2. IAEA Applying Radiation Safety Standards in Diagnostic Radiology and Interventional Procedures Using X-Rays.- Safety reports series N 39, IAEA, 2006.

3. Mattsson S. Radiation protection of the patient in diagnostic radiology and nuclear medicine. Are we doing enough? // Proceedings of the 9th International Conference on Medical Physics in the Baltic States, Kaunas, Lithuania, 13-15 October, 2011 – 2011. – ISSN 1822-5721.

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

АНАЛІЗ ПРАКТИКИ І ЗАКОНОДАВСТВА УКРАЇНИ ТА КРАЇН ЄС СТОСОВНО РАДІАЦІЙНОГО ЗАХИСТУ ПРИ МЕДИЧНИХ ЗАСТОСУВАННЯХ ДЖЕРЕЛ ІОНІЗУЮЧОГО ВИПРОМІНЮВАННЯ. РОЛЬ, ФУНКЦІЇ ТА ПЕРСПЕКТИВИ РОЗВИТКУ МЕДИЧНИХ ФІЗИКІВ В УКРАЇНІ

О.А. Макаровська, В.Ф. Рязанцев, Р. Ф. Тріпайло

Державна інспекція з ядерного регулювання України

Анотація: В цій статті викладені результати аналізу практики та законодавства України та країн ЄС стосовно радіаційного захисту при медичних застосуваннях джерел іонізуючого випромінювання (далі – ДІВ). Також здійснена оцінка стану впровадження в Україні заходів з вивчення та

покращення стану радіаційної безпеки у медичних закладах при застосуванні ДІВ, зокрема ролі, функцій та перспектив розвитку медичних фізиків.

Кількість джерел іонізуючого випромінювання та кількість ліцензіатів у медицині втричі більше, ніж в інших галузях народного господарства. Поява та широке розповсюдження нових медичних технологій з використання іонізуючого випромінювання призвело до суттєвого покращення медичних процедур, але разом з тим, різко зросли дози опромінення пацієнтів – при діагностичних обстеженнях, та хірургів – при інтервенційних втручаннях, а у променевої терапії зросли ризики радіаційних аварій та ненавмисного опромінення при лікуванні. У світі це викликало підвищену увагу медичних професіоналів та органів регулювання радіаційної безпеки до оптимізації медичного опромінення пацієнтів та персоналу, покращення їх радіаційного захисту.

Ця проблема не обминула й Україну, тому Державна інспекція ядерного регулювання України з 2008 року впроваджує заходи з вивчення та покращення стану радіаційної безпеки у медичних закладах при застосуванні джерел іонізуючого випромінювання.

Найбільший відсоток у опромінення населення вносить медичне опромінення. Для різних країн світу частка складає від 30 до 95 % сумарної дози (не враховуючи дозу опромінення від природного фону).

З метою визначення рівня забезпечення радіаційної безпеки при медичному опроміненні Держатомрегулювання України забезпечено проведення у 2008-2009 роках науково-дослідної роботи з аналізу вітчизняної та зарубіжної нормативно-правової і методичної бази в галузі радіаційного захисту при використанні ДІВ в медицині; вивчення практики виконання вимог радіаційного захисту в медичних установах України; порівняння практики і законодавства України та країн ЄС.

Ця робота досить якісно та відповідально була виконана ДУ «Інститут медичної радіології ім. С. П. Григор'єва АМНУ» за участю 50 медичних закладів радіологічного профілю; 47 медичних закладів, що мають відділення ядерної медицини та радіонуклідної діагностики; більш ніж 750 медичних закладів, що мають рентгенодіагностичні відділення (кабінети).

Результати проведених досліджень продемонстрували необхідність покращення стану радіаційної безпеки при медичному опроміненні за такими аспектами: нормативно-правова та методична база, технічний стан парку апаратури, дозиметрія, забезпечення якості, клінічний аудит, кваліфікація персоналу.

Критичними факторами, що створюють ризики додаткового або неконтрольованого опромінення є: використання більше 72% застарілого терапевтичного та діагностичного обладнання; недостатній або відсутній контроль дозоформуючих параметрів рентгенодіагностичних апаратів, нехватка або недостатня підготовка радіологів, незабезпечення контролю якості діагностичного та терапевтичного обладнання, відсутність встановлених, відповідно до визнаної у світі методики, референтних рівнів для проведення діагностичних процедур; незабезпечення вимірювань вхідної дози при рентгенодіагностичних дослідженнях (дослідження показують можливість відхилення від стандартної дози опромінення більше як у 125 разів); не проведення своєчасного технічного обслуговування, недостатність кваліфікації персоналу при впровадженні новітніх радіаційних технологій.

Результати проведених досліджень підкріплюються даними Державного Регістру джерел іонізуючого випромінювання та результатами діяльності з ліцензування та нагляду Держатомрегулювання України та його територіальних органів.

Про необхідність покращення радіаційного захисту пацієнтів та персоналу при медичному застосуванні джерел іонізуючого випромінювання свідчать і рекомендації та пропозиції міжнародної місії IRRS, заходи з виконання яких затверджені розпорядженням Кабінету Міністрів України від 08.10.2008 р. № 1307-р «Про затвердження Плану заходів з імплементації рекомендацій та пропозицій місії МАГАТЕ».

Покращення стану радіаційної безпеки при медичному опроміненні потребує постійних скоординованих зусиль центральних органів виконавчої влади – МОЗ та Держатомрегулювання України; наукових установ АМНУ; медичних закладів і широкого кола професійних медиків та радіологів

Щорічно у світі проводиться: більше 2 млрд. рентгенівських досліджень, 32 млн. ядерно-медичних і 5,5 млн. радіотерапевтичних процедур. Із застосуванням ДІВ в медицині постійно зростають колективні дози населення від діагностичних обстежень, трапляються важкі радіаційні аварії при лікуванні, пов'язані з ненавмисним або випадковим опроміненням хворих.

Зокрема, радіаційні аварії у радіотерапії сталися: у 2000 році – Панама (госпіталь Джасто Аросемена) переопромінено 28 пацієнтів, 8 з них у 2001 році померло, у 2004-2005 роках – Франція (Центральний госпіталь Жан Моне) 23 пацієнти отримали лікувальну дозу на 20% більше від призначеної лікарем, 4 з них померло. Проведені Французьким органом регулювання ядерної та радіаційної безпеки дослідження свідчать, що випадки ненавмисного або помилкового опромінення пацієнтів зафіксовані і при проведенні діагностичних процедур, зокрема, з 2001 до 2006 за рахунок необґрунтованої повторної діагностики було переопромінено 412 пацієнтів, з 1989-2000 роки 4500 пацієнтів отримали дози, що не відповідали призначеним лікарем, з них 300 пацієнтів – на 7% та більше в зв'язку з використанням застарілого обладнання.

Інформування про виникнення радіаційних аварій у медицині в Україні передбачено ліцензійними умовами на провадження діяльності з використання ДІВ. Протягом 2008 – 2013 років Держатомрегулювання отримувало повідомлення про випадки застрягання ДІВ у гамматерапевтичних апаратах, розгерметизацію ДІВ тощо. У 2013 році Держатомрегулювання України вперше отримано інформацію про необґрунтоване опромінення пацієнта (дитини) від батьків дитини, хоча медики заперечують цей факт.

З метою попередження ненавмисного або помилкового (необґрунтованого) медичного опромінення Держатомрегулювання України розроблені та впроваджені нормативні документи щодо забезпечення якості при медичному опроміненні та ліцензійні умови та вимоги безпеки для променевої терапії. При ліцензуванні медичних закладів до особливих умов ліцензії включаються вимоги щодо забезпечення якості доставки дози, особливо в частині перевірки фізичних параметрів струменів гамматерапевтичних апаратів та контролю дозоформуючих параметрів діагностичних апаратів.

Досить повільно, однак здійснюються в Україні заходи щодо підвищення рівня радіаційної безпеки при медичному опроміненні, зокрема за такими напрямками:

підвищення фахової підготовки та збільшення кількості кваліфікованих «медичних фізиків», підготовка «радіофармацевтів». Для України вкрай необхідна повноцінна підготовка спеціалістів «медичний фізик» та «радіофармацевт», які є ключовими для забезпечення радіаційної безпеки, перш за все для новітніх технологій для лікування та діагностики (зокрема ПЕТ-технології).

заміна морально та фізично застарілого діагностичного обладнання: використовується 46 рентгенівських установок, виготовлених в 50-ті роки, 348 – в 60-ті роки, 1 665 – в 70-ті роки, 5 436 – в 80-ті роки, 2 580 – в 90-ті роки минулого століття. В Україні до цього часу використовується стандарт СРСР на рентгенівські медичні апарати (ГОСТ 26140 – 84), який не враховує сучасних вимог до апаратури, зокрема до томографів (тоді як у більшості країн світу впроваджено міжнародні стандарти ІЕС 61223-2-6-2003 та ІЕС 61267-2001).

встановлення обов'язкових референтних діагностичних рівнів. Значення цих рівнів в усьому світі встановлюються на основі масштабних досліджень реальних доз, що отримує населення при діагностичних процедурах. В Україні використовуються табличні значення доз в залежності від типу діагностичної процедури та режимів роботи апарату.

покращення радіаційного захисту персоналу, ведення обліку доз опромінення персоналу (індивідуальний дозиметричний контроль). Сумарна колективна доза медичних працівників по всім контрольованим установам України у 2012 році склала 3875,67 люд-мЗв,

при цьому колективна доза медичного персоналу, що працює з гамма-випромінюванням – 1231,63 люд-мЗв, а рентгенівського випромінювання – 2644,04 люд-мЗв.

Держатомрегулювання України у 2012 році виконано такі основні завдання:

прийнято новий Перелік та вимоги щодо форми та змісту документів, що подаються для отримання ліцензії на провадження окремих видів діяльності у сфері використання ядерної енергії (наказ № 153 від 06.08.2012) – чим забезпечено зменшення регуляторного тиску на користувачів ДІВ, зокрема медичні установи;

переглянуто критерії за якими, визначається термін дії ліцензії – збільшено терміни дії ліцензій на використання ДІВ від 3-7 років до 5-9 років (для ДІВ з низьким рівнем потенційної небезпеки, зокрема генеруючих пристроїв);

вперше на рівні законодавчих актів визначена роль, відповідальність, медичного фізика та лікаря-радіолога за радіаційний захист пацієнта при плануванні та виконанні медичного опромінення, включаючи обґрунтування та оптимізацію процедури (проект НПА «Вимоги та умови безпеки (ліцензійних умов) з використання прискорювачів електронів», прийняття якого планується у 2013 році).

З метою покращення стану радіаційної безпеки в медичних закладах та впровадження найбільш ефективних заходів Держатомрегулювання України взаємодіє з Національною академією медичних наук України та її науковими установами, професійними товариствами, центрами компетенції, зокрема: ДУ «Інститут медичної радіології імені С.П. Григор'єва», ДУ «Національний інститут раку МОЗ України», ДУ «Інститут гігієни та медичної екології імені О.М. Марзєєва АМНУ, Київським національним університетом імені Тараса Шевченка та іншими освітніми та науковими установами.

Незважаючи на усі зусилля органів державного регулювання, наукових установ, воля і бажання медиків – є ключовим елементом в покращенні стану радіаційного захисту у медицині.

1. Звіт про науково-дослідну роботу «Аналіз практики і законодавства України та країн ЄС стосовно радіаційного захисту при медичних застосуваннях джерел іонізуючого випромінювання і розроблення відповідних пропозицій». – ДУ «Інститут медичної радіології імені С.П. Григор'єва». – 2009;

2. Режими доступу www.snrc.gov.ua, <http://www.iaea.org>;

3. «Радиационная защита в медицине» - Публикация МКРЗ 105.-2011;

4. «Radiation Protection and Safety of Radiation Sources International Basic Safety Standards».- General Safety Requirements Part 3.- № GSR Part 3 (Interin). – 2011.

КУЛЬТУРА БЕЗПЕКИ У СФЕРІ ОХОРОНИ ЗДОРОВ'Я В УКРАЇНІ: ПРОБЛЕМИ ЗАПРОВАДЖЕННЯ

Ю.М.Скалецький

Національний інститут стратегічних досліджень

Україна, 03186, Київ, Чоколівський б-р, 13, +38(044)245 88 59, skaletsky@niss.gov.ua

Анотація: Розкрито суть концепції культури безпеки, розглянуто доцільність і труднощі запровадження цієї концепції у сферу охорони здоров'я в Україні для забезпечення безпеки пацієнтів.

Аннотация: Раскрыта сущность концепции культуры безопасности, рассмотрена целесообразность и проблемы внедрения этой концепции в область здравоохранения в Украине для обеспечения безопасности пациентов.

Abstract: This paper considers the meaning of safety culture concept and explores feasibilities and difficulties of this concept implementation to ensure patient safety in the healthcare sector of Ukraine.

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

Ключевые слова: область здравоохранения, безопасность пациентов, культура безопасности.

Keywords: healthcare, patient safety, safety culture.

Пацієнти лікувально-профілактичних закладів уже за станом свого здоров'я є групою підвищеного ризику. Не застраховані вони й від можливості впливу негативних наслідків помилок медичного персоналу при виконанні діагностичних та лікувальних процедур. Логічно, що Всеукраїнська рада захисту прав та безпеки пацієнтів ставить питання без відповіді: що небезпечніше – хвороба чи лікування.

Європейське співтовариство схвильоване серйозністю проблеми, про що наголошено в профільних хартіях і директивах ЄС.

За даними ВООЗ ризик нещасного випадку у сфері авіаційних перевезень складає 1 на 3 мільйони, у той час як ризик нещасного випадку в лікарні — 1 на 300 [1]. Отже, проблема безпеки пацієнтів у всьому світі й особливо в Україні набула надзвичайної актуальності, що підтверджено в низці міжнародних, регіональних і національних документів.

Не виключаючи важливості регламентного підходу при забезпеченні безпеки пацієнтів, світове та європейське співтовариство велику надію покладає на мобілізацію морально-культурологічних концепцій формування безпечного середовища у сфері охорони здоров'я. Перш за все, йдеться про концепцію культури безпеки.

Услід за МАГАТЕ, МОП, іншими міжнародними організаціями ВООЗ у 2005 році визнала прихильність до культури безпеки і закликала національні системи охорони здоров'я слідувати їх прикладу [1]. На пропозицію ВООЗ Міжнародна асоціація з радіаційного захисту у медичній практиці в 2010 році також розпочала впроваджувати культуру безпеки в медичну практику [2].

Комітет міністрів Ради Європи в Рекомендації Rec(2006)7 про управління безпекою пацієнтів та запобігання інцидентам у сфері охорони здоров'я від 24.05.2006 рекомендував урядам держав – членів ЄС:

1) зробити все необхідне для того, щоб безпека пацієнтів була наріжним каменем будь-якої політики в галузі охорони здоров'я, зокрема політики, спрямованої на поліпшення якості медичного обслуговування;

2) розробити всеохоплюючі та чітко визначені політичні рамки для забезпечення безпеки пацієнтів, які сприяли б культурі безпеки на всіх рівнях медичного обслуговування... [3].

За визначенням МАГАТЕ «культура безпеки — це такий набір характеристик і особливостей діяльності організацій і поведінки окремих осіб, котрий встановлює, що проблемам безпеки АЕС як таким, що мають найвищий пріоритет, приділяється увага, що визначається їх значимістю» [4].

Структурно культура безпеки включає два загальних компоненти:

перший містить необхідні робочі умови в організації, 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.

Отже, якщо безпека в традиційному розумінні засновується на знаннях, то культура безпеки на переконаннях. При розвинутій культурі безпеки безпека стає внутрішньою потребою і ціллю установи.

У базових стандартах безпеки МАГАТЕ, № 115 [5] значна увага приділена культурі безпеки, але в базових національних документах з радіаційної безпеки, розроблених на базі цих стандартів, культура безпеки навіть не згадується.

У новому базовому стандарті безпеки МАГАТЕ [6] концепція культури безпеки отримала подальший розвиток і це доцільно врахувати при переопрацюванні НРБУ – 97 та ОСПУ-2005.

Планом дій Ради Європи для України на 2011–2014 рр. розробка Плану дій у галузі безпеки пацієнтів вважається одним з ключових завдань, поставлених перед нашою державою [7]. Метою розробки Плану дій є покращення стану здоров'я громадян України шляхом розробки політики, спрямованої на посилення безпеки пацієнтів, запобігання медичним помилкам і зменшення видатків, пов'язаних з несумлінним виконанням обов'язків, шляхом реалізації Рекомендацій Rec (2006)7 щодо управління безпекою пацієнтів та запобігання інцидентам у сфері охорони здоров'я [3].

У Зеленій книзі Плану дій в галузі безпеки пацієнтів [8] на рівні засадничих принципів безпека пацієнтів визнана як основоположний принцип національної системи охорони здоров'я. Серед завдань цього плану в розділі «Професійна етика» передбачається таке:

- розвиток культури «морально безпечного» середовища в сфері охорони здоров'я;
- втілення принципів моральної відповідальності в медичній діяльності;
- розвиток недискримінаційного підходу при виконанні професійних обов'язків тощо.

Усе це разом окреслює контури концепції культури безпеки, котру слід деталізувати в остаточному варіанті Плану дій.

Разом з тим аналіз досвіду використання концепції культури безпеки у вітчизняній атомній енергетиці дозволяє нам передбачити такі проблеми впровадження цієї концепції у сферу охорони здоров'я в Україні:

- комплексність і масштабність проблеми;
- недосконалість нормативно-правової бази;
- недостатнє розуміння на політичному рівні необхідності впровадження культури безпеки в різних сферах життєдіяльності;
- значні проблеми з духовністю, культурою та освітою в Україні взагалі;
- високий рівень корумпованості сфери охорони здоров'я;
- споглядацька позиція державних органів регулювання безпеки в різних галузях життєдіяльності в Україні щодо впровадження концепції культури безпеки у практику;
- стан культури безпеки не аналізується державними органами регулювання безпеки;
- відсутність загальноприйнятих показників і методик оцінки рівня культури безпеки;
- відсутність наукових розробок, а відповідно і публікацій з проблем культури безпеки в Україні;
- не передбачено викладання курсу «Культура безпеки життєдіяльності» навіть у закладах освіти III і IV рівнів акредитації, що здійснюють підготовку фахівців для медичної галузі;
- недостатнє використання можливостей і пропозицій міжнародних організацій та окремих країн щодо реалізації спільних проектів з упровадження концепції культури безпеки у різні сфери життєдіяльності.

1. Восьмой форум по вопросам будущего. Управление безопасностью пациентов. ВОЗ, Эрпфендорф, Австрия (28-29 апреля 2005 г.) [Електронний ресурс]. — Режим доступу: http://www.euro.who.int/__data/assets/pdf_file/0007/98287/E87770R.pdf

2. Kenneth KASE. The Radiation Protection Culture – IRPA Initiative // International Conference on Radiation Protection in Medicine Varna, Bulgaria. 1–3 September 2010 [Електронний ресурс]. Режим доступу: <http://www.irpa.net/>.

3. Комітет міністрів Ради Європи у Рекомендації Rec(2006)7 про управління безпекою пацієнтів та запобігання інцидентам у сфері охорони здоров'я від 24.05.2006 [Електронний ресурс]. — Режим доступу: www.coe.kiev.ua.

4. Режим доступу: http://www-pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/Pub882_web.pdf.
5. Серия изданий по безопасности, № 115, МАГАТЭ, Вена, 1997 [Электронный ресурс]. — Режим доступу: <http://www-pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/SS-115r-Web/Start.pdf>
6. Серия норм МАГАТЭ по безопасности, № GSR Part 3 (Interim) [Электронный ресурс]. — Режим доступу: http://www.ilo.org/wcmsp5/groups/public/---ed_protect/---protrav/---safework/documents/publication/wcms_171690.pdf.
7. План дій Ради Європи для України на 2011–2014 роки [Електронний ресурс]. — Режим доступу: [coe.kiev.ua/uk/DPAInf\(2011\)17E%20Action%20Plan%20Ukraine.pdf/](http://coe.kiev.ua/uk/DPAInf(2011)17E%20Action%20Plan%20Ukraine.pdf/).
8. Зелена книга Національного плану дій з безпеки пацієнтів // Безпека пацієнта. Безпека лікаря. Безпека держави [Матеріали Першого Національного конгресу з безпеки пацієнтів, м. Київ, 29-30 листопада 2012 р.]. — К., 2012.

ИССЛЕДОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ МИКРОСТРУКТУРЫ КЕРАМИЧЕСКИХ ИМПЛАНТАНТОВ НА ИХ БИОАКТИВНОСТЬ

Д.И Заболотний, А.Ф.Карась, Г.А.Карась, Л.Д.Кривохатская, С.П.Чайка, Т.А.Яценко, О.А.Грушечная, А.В.Дубок

1) Государственное учреждение «Институт отоларингологии им.проф.А.И.Коломийченко НАМН», ул. Зоологическая, 3, г. Киев, Украина, 03057; +(38) (044) 4833486; gkaras@ukr.net

Аннотация. Проведено исследование влияния особенностей микроструктуры керамических имплантатов «СК-Синтекошь» на основе наноструктурированных гидроксиапатита и трикальций фосфата в виде твердых пористых кусочков, порошка, а также после модификации поверхности путем обработки смесью гелофузина и гиалуроновой кислоты на клетки *in vitro* и при имплантации в большую берцовую кость крысам *in vivo*. При использовании материала не выявлено отрицательного влияния на клетки *in vitro* и *in vivo*, наблюдается хорошая адгезия клеток к материалу и имеет место незначительная элиминация частиц материала в окружающую среду, что более выражено при порошковой форме материала. Установлено снижение процессов элиминации и более выражены адгезия, рост и пролиферация клеток при применении обработки гелофузином и гиалуроновой кислотой. Наличие пор и модификация поверхности также способствует лучшей адгезии клеток с материалом. При имплантации биокерамики в большую берцовую кость крысам обработанного гелофузином и гиалуроновой кислотой материала наблюдается повышение уровня его адгезии с живыми структурами, улучшение интеграции с костной тканью и ускорения процессов ее регенерации. Полученные данные зависимости биосовместимости и биоактивности использованного материала от микроструктурной характеристики и возможности их улучшения при модификации с применением гелофузина и гиалуроновой кислоты позволяют говорить о перспективности и эффективности дальнейшего использования биокерамики в клинической практике

Abstract. Investigation of influence of ceramic implants "Synthetic bone" microstructure on the basis of nanostructured hydroxyapatite and tricalcium phosphate in the form of solid-state porous slices, of powder, and also after surface modification by processing by a mix of gelofusine and hyaluronic acid on cells *in vitro* and at implantation in tibia to rats *in vivo* has been conducted. When using the material, no negative influence *in vitro* and *in vivo* on cells has been revealed, but there was good adhesion of cells to the material and insignificant elimination of the material particles in the environment that was more expressed at a powder form of a material. Decrease of elimination took place and more promoted adhesion and growth and proliferation of cells at processing by gelofusine and hyaluronic acid were more expressed. Existence of pores and surface's modification also promotes the best adhesion of cells with the material. At bioceramic implantation processed by gelofuzine and hyaluronic acid in tibia of rats the level of its adhesion with live structures increased and improved integration with bone tissue and accelerations of its regeneration has been observed. The data about dependence of biocompatibility and bioactivity on its microstructure and

possibilities of its could be improved by modifying with the use of gelofusine and hyaluronic acid allow to suppose about prospects and efficiency of further use of bioceramics in clinical practice

Ключевые слова: биокерамика, имплантация, микроструктура, гидроксиапатит, *in vitro*, *in vivo*, остеогенез, регенерация кости

Key words: bioceramic, implants, hydroxyapatite, microstructure, *in vitro*, *in vivo*, osteogenesis, bone regeneration

Использование биокерамики на основе гидроксиапатита и трикальций фосфата в качестве заместителя костных дефектов получило особое распространение в мировой медицинской практике благодаря ее уникальным свойствам биосовместимости, биоактивности, остеотропности, способности к стимуляции клеток опорных тканей, участвующих в остеогенез [1-5]. Полученный эффект способствовал особенно бурному развитию разработок новых материалов, методов их получения, в том числе и биоинженерных, а также способов их модификации и применения в различных областях медицины. Исследователи также подчеркивают потребность улучшения свойств таких имплантационных материалов для использования в медицине и повышения их клинической эффективности. Среди способов повышения эффективности имплантации биокерамики ученые выделяют значение физической и физико-химической характеристики имплантатов, в частности особенностей их микроструктуры [5-7].

Учитывая изложенное, **целью** работы было исследование влияния особенностей микроструктуры керамических имплантатов «СК-Синтекистка» на основе наноструктурированного гидроксиапатита и трикальций фосфата в виде твердых пористых кусочков, порошка, а также после модификации поверхности путем обработки смесью гелофузина и гиалуроновой кислоты на клетки *in vitro* и при имплантации в большую берцовую кость крысам *in vivo*. В работе были поставлены следующие **задачи**: 1) исследовать особенности взаимодействия биокерамики с различной микроструктурной характеристикой композитного материала с клетками в условиях *in vitro*; 2) провести исследование состояния имплантированного материала и репаративных процессов в кости после введения биокерамики с различной микроструктурной характеристикой в эксперименте на животных *in vivo*.

Материал и методы исследования В работе были использованы созданный отечественными учеными под руководством проф. В.А. Дубка биокерамический композит СК-синтекостка на основе наноструктурированного гидроксиапатита и трикальцийфосфата с порами 50-150мкм и после модификации путем обработки смесью гелофузина и гиалуроновой кислоты в равных количествах. При этом использован гелофузин как коллоидное плазмозамещающее средство, для которого характерно формирование объемных белковых цепей, а также гиалуроновая кислота в ампулах для внутривенного введения. Культивирование перевивных клеток Нер-2 *in vitro* проводилось согласно общепринятому методу Фрешми в питательной среде ДМЕМ (Sigma, США) с 5% эмбриональной сыворотки телят, добавлением пенициллина и стрептомицина в 24 луночных планшетах в термостате при температуре 37 °С, в атмосфере 5% CO₂. Суспензию клеток помещали в культуральную среду на покровное стекло с композитным материалом. Состояние культивируемых образцов исследовали через 1 и 3 суток культивирования с ежедневной заменой среды. Всего было проведено 3 группы опытов на культуре клеток *in vitro*: I - контрольная, без добавления композитов; II - культивирование с композитом с порами 50-150 мкм; III - с композитом обработанным смесью 1:1 гелофузина и гиалуроновой кислоты.

В опытах *in vivo* были проведены исследования на 25 беспородных крысах массой 180-350 г. с соблюдением мер по обеспечению бережного и гуманного обращения с животными. С соблюдением правил асептики проводили разрез тканей и зубным бором на большеберцовой кости выпиливали дефект размером 0,2 - 0,6 мм, который заполняли гранулами биокерамики повышенной пористости (1-я группа), порошковидным материалом (2-я группа), а также обработанной смесью 1:1 гелофузина и гиалуроновой кислоты. Для

сравнения характера развития репаративных процессов проводили аналогичный разрез кости без введения имплантата, что служило контролем. Раны закрывались надкостницей и фасцией и ушивались. Животных выводили из опыта через 1, 2 и 3 месяца, забирали кусочки кости для последующих гистологических исследований с внедрением общепринятой методики фиксации в 10% формалине, проведения декальцинации и окраска срезов гематоксилином еозином. Просмотр и анализ препаратов обеспечивались с помощью световых микроскопов "МБИ-6", "NU" Carl Zeiss, стереомикроскопа «Olympus» SZX-16, системного микроскопа "Olympus" BX53 с компьютерной приставкой, инвертированного микроскопа с компьютерной приставкой "Olympus" IX71. Фотографирование препаратов осуществлялось цифровой фотокамерой "Cannon" с универсальной оптической системой UIS2/UIS.

Результаты исследований и их обсуждение В результате проведенных исследований микроструктурной характеристики было обнаружено, что после обработки биокерамического материала, как в виде пористых твердотелых кусочков, так и мелкогранулярного порошка наблюдается его обволакивание гелеподобной смесью гелофузина и гиалуроновой кислоты, а также имеет место некоторая агрегация мелких частичек керамического материала (рис.1).

При исследовании с использованием инвертированного микроскопа клеток контрольной группы через 1 сутки культивирования выявлялись островки клеток с 1-3 ядрышками, отмечалось образование симпласта. При использовании биокерамики как в виде твердотелых кусочков, так и порошковидной формы также наблюдаются островки роста переживающих клеток, имела место адгезия клеток к материалу и проникновение клеток в материал в участках пор, а через 3 суток отмечался активный многослойный рост клеток (рис.2). В то же время при применении биокерамики после обработки смесью гелофузина и гиалуроновой кислоты наблюдался более активный рост клеток, особенно в непосредственной близости от материала, с выраженной тенденцией к многослойному, что свидетельствует о хорошей адгезии и повышенном уровне их пролиферативной активности. Высокий уровень пролиферации сохранялся и через трое суток культивирования (рис.4).. Следует подчеркнуть, что при исследованиях культивируемых клеток во всех случаях не было выявлено отрицательного влияния на клетки со стороны использованных в качестве подложки образцов биокерамики, что свидетельствует об отсутствии их токсического действия

При люминесцентной микроскопии в контроле через 1 сутки обнаруживаются клетки с умеренным зеленым свечением ядер и оранжевым свечением цитоплазмы. Аналогичное свечения оказывается в клетках через 1 сутки культивирования с пористыми образцами. В то же время при использовании модифицированного материала после 1 и 3 суток культивирования выявляется более высокий уровень свечения клеток непосредственно у материала имплантата, что явно свидетельствует о стимулирующем влиянии используемых для модификации гелофузина и гиалуроновой кислоты (рис.3,4)

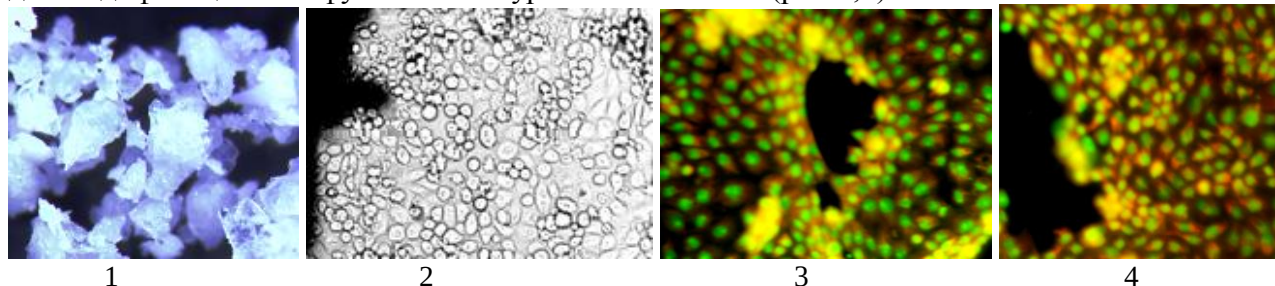


Рис1. Микроструктурная характеристика мелкогранулярного порошковидного керамического материала после обработки смесью гелофузина и гиалуроновой кислоты. Стереомикроскоп. X 40

Рис2. Наличие симпласта переживающих клеток с высоким уровнем адгезии к материалу после 3-дневного выращивания на подложке с твердотелым биокерамическим материалом. Инвертированный микроскоп. Об. 20, ок. 10.

Рис 3. Выраженная адгезия клеток и наличие активной зоны роста клеток с зеленым свечением ядер и оранжевым свечением цитоплазмы через сутки после выращивания в культуре с порошковидной биокерамикой после обработки гелофузином и гиалуроновой кислотой . Люминесцентная микроскопия. Об.20, ок. 10.

Рис 4. Многослойный рост клеток и высокий уровень их флуоресценции возле частичек порошкообразного модифицированного материала, на 3-й день культивирования. Флуоресцентная микроскопия. Об.20, ок. 10

При исследовании микроструктурной характеристики имплантированного материала в большую берцовую кость крыс в стерео микроскопе через 1 мес в зоне имплантации как твердотельных кусочков, так и мелкогранулярного биокерамического порошка обнаруживались остатки имплантированного материала. Характерным было наличие зависимости от первоначальной микроструктуры материала. Так, при применении твердотельных кусочков отмечались явления их диссоциации, некоторая элиминация частиц в близлежащие участки. Наряду с этим отмечались явления адгезии материала с окружающими тканями, а также имело место развития репаративных процессов с наличием грануляционной ткани, которая при стереомикроскопии проявляется в виде участков разной степени покраснения за счет развития кровеносных сосудов. Особенно привлекало внимание явления повышенной адгезии и интеграции частичек биокерамики после обработки материала смесью гелофузина и гиалуроновой кислоты. Важно отметить, что частички материала при этом были хорошо спаяны с окружающими структурами и, в частности с костной тканью, а явления воспаления были менее выражены (рис5). В период 2 и 3 месяцев после имплантации отмечались явления дальнейшего развития репаративных процессов, однако заживление дефекта кости наблюдалось через 2 мес только при имплантации модифицированной биокерамики. В этих случаях поверхность раны была покрыта тонким слоем соединительной ткани (рис.6)

При гистологическом исследовании препаратов большеберцовой кости крыс отмечались активные репаративные процессы, у всех исследованных животных наблюдалось формирования первичной костно-хрящевой мозоли. Следует отметить, что развитие репаративных процессов носило однотипный характер при наличии невыраженных признаков воспаления. Все же признаки остеогенеза были лучше выражены при применении модифицированной биокерамики. Следует также отметить, что характерным при этом было выявление уже через 1 и 2 месяца остатков имплантата и, в частности, кристаллов гидроксиапатита без наличия признаков воспаления (рис. 7). Через 3 месяца отмечалось полное восстановление целостности кости с характерной ее архитектоникой (рис. 8).

Полученные в условиях *in vitro* и *in vivo* данные свидетельствуют об улучшении биоактивных свойств биокерамики для имплантации после модификации их микроструктуры, что коррелирует и с результатами других исследователей [7-9].

Заключение. В целом полученные данные исследований свидетельствуют об отсутствии отрицательного токсического воздействия на клетки со стороны использованного в качестве

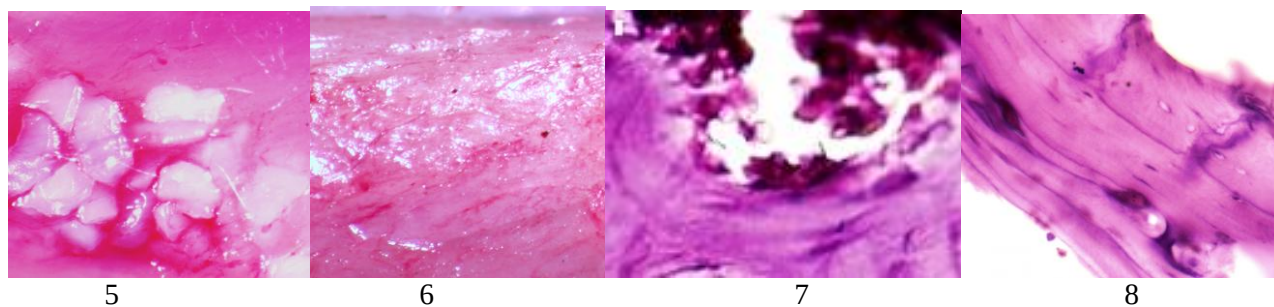


Рис5. Наличие частичек модифицированного биокерамического материала в большеберцовой кости крысы с признаками интеграции с окружающими тканевыми структурами и незначительно выраженными признаками воспаления через 1 мес после имплантации. Стереомикроскопия x 40

Рис.6. Зона восстановления целостности кости через 2 месяца после имплантации модифицированной порошковой биокерамики Стереомикроскопия x 40

Рис.7 Отсутствие признаков воспаления в большеберцовой кости крысы после имплантации модифицированной порошка биокерамики. Окраска гематоксилином и эозином. Об.40, ок.10

Рис.8 Полное восстановление целостности кости и характерного пластинчатого рисунка через 3 месяца после имплантации модифицированной биокерамики. Окраска гематоксилином и эозином. Об.40, ок.10

подложки биокерамического наноструктурированного материала на клетки *in vitro* и *in vivo*. Наблюдается хорошая адгезия клеток к материалу и имеет место незначительная элиминация частиц материала в окружающую среду, что более выражено при порошковой форме материала. Установлено снижение процессов элиминации и более выражены адгезия, рост и пролиферация клеток при применении обработки гелофузином и гиалуроновой кислотой. Наличие пор и модификация поверхности также способствует лучшей адгезии клеток с материалом. При имплантации биокерамики в большую берцовую кость крысам обработанного гелофузином и гиалуроновой кислотой материала наблюдается повышение уровня его адгезии с живыми структурами, улучшение интеграции с костной тканью и ускорения процессов ее регенерации. Полученные данные зависимости биосовместимости и биоактивности использованного материала от микроструктурной характеристики и возможности их улучшения при модификации с применением гелофузина и гиалуроновой кислоты позволяют говорить о перспективности и эффективности дальнейшего использования биокерамики в клинической практике

1. Баринов С.М., Комлев В.С. Биокерамика на основе фосфатов кальция. -М.:Наука, 2005.- 206 с.
2. Хенч Л., Джонс Д.. Биоматериалы, искусственные органы и инжиниринг тканей. – М.: Техносфера, 2007. –305с.
3. Дубок В.А. Новое поколение биоактивных керамик - особенности свойств и клинические результаты. / В.А. Дубок, В.В.Проценко, А.В. Шинкарук, О.Н. Атаманенко // Ортопедия, травматология и протезирование. – 2008. - №3.- С. 91-95.
4. Mihov D., Katerska B. Biocompatible in medical practice // Trakia Journal of Sciences.- 2010.- V. 8, Suppl. 2, P. 119-125
5. Stefini R, Esposito G, Zanotti B, Iaccarino C, Fontanella MM, Servadei F. Use of "custom made" porous hydroxyapatite implants for cranioplasty: postoperative analysis of complications in 1549 patients// Surg Neurol Int.- 2013.-V.4,N12. doi: 10.4103/2152-7806.106290.
6. Liu X, Ei-Ghannam A. Effect of processing parameters on the microstructure and mechanical behavior of silica-calcium phosphate nanocomposite// J Mater Sci Mater Med. -2010.-V.7,N -21.-P.2087-94. doi: 10.1007/s10856-010-4062-0. Epub 2010 Apr 9.
7. Despang F, Bernhardt A, Lode A, Dittrich R, Hanke T, Shenoy SJ, Mani S, John A, Gelinsky M. Synthesis and physicochemical, *in vitro* and *in vivo* evaluation of an anisotropic, nanocrystalline hydroxyapatite bisque scaffold with parallel-aligned pores mimicking the microstructure of cortical bone // Tissue Eng Regen Med.-2013.- Apr 15. doi: 10.1002/term.1729. [Epub ahead of print]

Зміст

Content

Навчання та підготовка медичних фізиків <i>Education and training of medical physicists</i>	1
Current developments and future of medical physics challenges and opportunities <i>S. Mattsson, D. Adliené</i>	1
The adoption of training-research digital x-ray units for medical physicist education in Ukraine: providing the radiationsafety standards <i>L. Aslamova, N.Miroshnichenko, N. Melenevska, S. Miroshnichenko, E. Grabovska</i>	5
Радионуклидные технологии в медицине <i>А.П. Черняев, А.В. Белоусов, П.Ю. Борщеговская, С.М. Варзарь, М.В. Загоруйко, М.А. Колыванова, А.С. Осипов, А.В. Попов</i>	7
IAEA efforts in medical physics education in Eastern Europe <i>J. Izewska, A. Meghziene</i>	9
Medical Physics Profession in Georgia - problems with recognition and authority <i>N. Kobalia, K. Kotetishvili</i>	13
Реалізація магістерської програми за спеціальністю «медична фізика» у Київському національному університеті імені Тараса Шевченка <i>М. В. Кононов, С.П. Радченко</i>	15
Повышение качества лучевой терапии за счет внедрения системы квалификационной подготовки медицинских физиков: результаты ТЛД-аудита МАГАТЭ/ВОЗ и проведение курсов МАГАТЭ <i>Л.Л. Стадник</i>	19
Медицинская физики в обучении студентов по специальностям биомедицинская инженерия, медицинские приборы и системы <i>В.Э. Орел, В.Б.Максименко</i>	23
Некорректность измерения артериального давления инвазивным методом <i>Л. А. Булавин, Ю. Ф. Забашта, С. В. Северилов</i>	27
Развитие программ дипломного и постдипломного образования в области медицинской физики в МГУ имени М.В. Ломоносова <i>А.П. Черняев, А.В. Белоусов, У.А. Близнюк, П.Ю. Борщеговская, С.М. Варзарь, В.В. Розанов</i>	32
Викладення курси «Біофізичні методи досліджень» для студентів спеціальностей «Медична фізика» та «Біофізика» <i>К.І. Богущька, Ю.І. Прилуцький</i>	34
Інноваційні радіаційні технології в медицині <i>Innovation radiation technologies in medicine</i>	38
Применение медицинских линейных ускорителей электронов для высокотехнологичной лучевой терапии <i>И.Г. Тарутин, Е.В. Титович, Г.В. Гацкевич</i>	38
Контроль дозиметричних параметрів медичних лінійних прискорювачів <i>Т.Г. Підлубна, В.В. Мамчур, Ю.М. Кісіль, Л.О. Підгорна, Б.О. Ботвиновський</i>	41
Оцінка додаткового дозового навантаження на пацієнта під час проведення позиціонування при лікуванні системою КіберНіж <i>Л.І. Асламова, Є.В. Грабовська, С. М. Лучковський, Н.В. Меленевська</i>	44
Физика и медицина – от прошлого к будущему <i>А.П. Черняев, С.М. Варзарь, М.В. Загоруйко</i>	48

Линейный ускоритель Varian True Beam. Новые возможности <i>С.В. Усичкин, Г.Е. Ройтберг, Ц. Фукс, Ю.Э. Восканян, С.Н.Захаров</i>	50
протекторний вплив комплексу попередників і модуляторів біосинтезу убіхінону на дихальний ланцюг мітохондрій клітин органів при введенні доксорубіцину <i>І.С. Стадник, А.П. Бурлака, О.Б. Кучменко</i>	54
Рутинний контроль якості у відділенні променевої діагностики з використанням ПЕТ-КТ технологій <i>Г.В.Рабош</i>	57
Radiation safety plan for the Georgian medical institutions <i>G. Nikileshvili, N. Kobalia</i>	61
Связь дозовых нагрузок и точности измерений при использовании стереоскопии и КТ <i>Е.В. Волков, С.И. Мирошниченко, А.А. Невгасимый</i>	62
Досвід використання системи рентгенівської терапевтичної інтраопераційної INTRABEAM <i>М.С. Альохіна, Б.Л. Васильків, Т.В. Рослякова, О.О. Чигрин</i>	67
Кінетика фотоіндукованих електронних переходів в наноструктурах бактеріальних реакційних центрів <i>М.А.Драпіковський, М.А. Заболотний, Ю.М. Барабаш, М.П. Куліш, О.П. Дмитренко</i>	70
Аспекты GMP сертификации производства РФП ПЭТ-центра <i>Д.В. Гуртовой</i>	71
Дозиметрическое планирование в реализации инновационных методов лучевой терапии рака молочной железы: обзорное исследование <i>Каплюкова Н.В., Ройтберг Г.Е., Фукс Ц., Восканян Ю.Э., Заглубоцкая Е.В.</i>	73
Experimental comparison of the digital X-ray tomosynthesis and computed tomography performance and patient dose <i>O. Motolyga, S. Miroshnichenko, A. Nevgasimii, S. Senchurov</i>	77
Аномальные особенности и медико-биологическое применение управляемого рентгеновского излучения, генерируемого при кавитации струи жидкости <i>В. И.Высоцкий, А. А. Корнилова</i>	82
Програма «фрак виліковний» благодійного фонду ріната ахметова «розвиток України» <i>В.Л. Миколаюк, П.В. Ланін</i>	86
Plasma sources formation for plasma medicine <i>E.V. Martysh</i>	88
Аналіз процесів магнітомеханохімічного синтезу протипухлинного магніточутливого наноконфлексу в нанореакторів <i>Е. Орел, А.В. Романов</i>	92
Complex identification of early brain edema <i>O. O. Lefterov, S. P. Radchenko</i>	97
About connection photogeneration and rheological characteristics In composites PEPC-C ₆₀ <i>Zabolotny M. A., Dmitrenko O. P., Kulish N. P., Kobzar P. Y., Efimov E. L., Olasyuk A. P.</i>	99
Дозиметри для отримання характеристик радіопевтичних апаратів: переаги та недоліки <i>О.В. Овсієнко, М.М. Будник</i>	102
Модифікація властивостей онкопрепарату коніум за допомогою фулерену C ₆₀ <i>Полуян Н.А., Заболотний М.А., Момот А.І., Довбешко Г.І., Гнатюк О.П.,</i> <i>Кіркільєвська Л.М.</i>	106
Гелевые фантомы в радиотерапии <i>О.Ч. Туронок, Е.В. Дяченко, М.Е. Алёхина, О.А. Бесшейко, Л.А. Голинка-Бесшейко,</i> <i>И.Н. Каденко, Е.О. Чигрин</i>	112
Radiation stimulated structural phase changes of Ti alloys mechanical properties <i>A.P. Onanko, M.P. Kulish, O.V. Lyashenko, G.T. Prodayvoda, S.A. Vyzhva, Y.A. Onanko</i>	116

Влияние рентгеновского излучения на структуру полимерных защитных покрытий, используемых в медицине <i>Л.Ю.Вэргун, О.С.Свечникова, Я.П.Козут, Ю.С. Голик, Т.Т.Тодостйчук, Л.Ф.Косянчук</i>	120
Радіаційний захист та ядерна безпека <i>Radiation protection and nuclear safety</i>	121
Current status and new developments in patient dosimetry in diagnostic radiology <i>Jenia Vassileva</i>	121
Проблемы радиационной безопасности в ядерной медицине <i>Б.Я. Наркевич, Н.Н. Липанова</i>	125
Radiation exposure to personnel performing PET-CT diagnostics with ¹⁸ F-FDG <i>В.М.Бондар, Н.В.Рабаш, Я.В.Кметюк</i>	129
Апробация методов контроля качества изображений в рентгенографии <i>Н.И. Пилипенко, Л.Л. Стадник, О.Ю. Шалена, О.В. Носик</i>	132
Состояние и перспективы снижения дозовых нагрузок при цифровом флюорографическом скрининге <i>С.И. Мирошниченко, Н.С. Мирошниченко, Д.А. Радько, Л.И. Асламова, Н.В. Меленевская, Е.В. Грабовская</i>	136
Контроль доз пациентов при рентгенографических исследованиях и пути их оптимизации <i>Н.И. Пилипенко, Л.Л. Стадник, О.В. Носик, О.Ю. Шалена</i>	140
Биологическая эффективность низкоэнергетичного рентгеновского излучения <i>А.В. Белоусов, У.А. Близнюк, П.Ю. Борщеговская, А.С. Осипов</i>	144
antioxidants and stable magnetic isotopes as potential remedies for nuclear medicine and radiation defence <i>V.K. Koltover, Y.A. Kutlakhmedov</i>	147
Проблемные аспекты переоснащения и модернизации аппаратуры рентгеновских кабинетов <i>Торхунов Д.В.</i>	152
Аспекты защиты от ионизирующего излучения в рентгенологии <i>В. А. Колотий, Е. В. Кудряшова</i>	153
Принципы комплексных проверок рентгенологических кабинетов <i>В.А. Колотий, А.Н. Кудряшов, А.Г. Бондаревский</i>	155
Культура безопасности как обязательная составляющая обеспечения радиационной безопасности <i>Р.Е. Горovenko, Ю.Н. Селивра, О.И. Возняк</i>	159
Фактори, що впливають на опромінення та монте-карло моделювання доз лікарів – інтервенційних кардіологів <i>В.В. Чумак, А.О. Моргун, О.В. Баханова</i>	162
Актуальні проблеми контролю доз медичного персоналу інтервенційної радіології <i>В.В. Чумак, О.В. Баханова*, В.М. Волоський, А.О. Моргун</i>	166
Стан правового регулювання діяльності медичних фізиків: проблеми та перспективи їх вирішення в Україні <i>А.О. Сесемко</i>	170
Аналіз практики і законодавства України та країн ЄС стосовно радіаційного захисту при медичних застосуваннях джерел іонізуючого випромінювання. Роль, функції та перспективи розвитку медичних фізиків в Україні <i>О.А. Макаровська, В.Ф. Рязанцев, Р. Ф. Тріпайло</i>	172
Культура безпеки у сфері охорони здоров'я в Україні: проблеми запровадження <i>Ю.М. Скалецкий</i>	175

Исследование влияния микроструктуры керамических имплантантов на их биоактивность

Д.И. Заболотный, А.Ф. Карась, Г.А. Карась, Л.Д. Кривохатская, С.П. Чайка, Т.А. Яценко, О.А. Грушечная, А.В. Дубок.....178

Зміст

Content..... 183
