

УДК 219:61:615.015.3:614.253.5.8

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

Державна установа «Національний науковий центр радіаційної медицини Національної академії медичних наук України», вул. Мельникова, 53, м. Київ, 04050, Україна

ВИКОРИСТАННЯ АНТРОПОМОРФНИХ ГЕТЕРОГЕННИХ ФІЗИЧНИХ ФАНТОМІВ ДЛЯ ВАЛІДАЦІЇ РОЗРАХУНКОВОЇ ДОЗИМЕТРІЇ ПЕРСОНАЛУ ТА ПАЦІЄНТІВ

У дозиметрії іонізуючого випромінювання фантоми тіла людини, що використовуються як заміна тіла людини при фізичних вимірюваннях та розрахунках, посідають важливе, але подекуди недооцінене, місце. Розрізняють фізичні фантоми безпосередньо для вимірювань та математичні фантоми для розрахункової дозиметрії. Їхня складність варіює від простої геометрії для цілей калібрування до дуже складної, що детально моделює форми органів та тканин тіла людини. Використання фізичних антропоморфних фантомів дає можливість ефективно оптимізувати дози опромінення, скоригувавши параметри КТ-сканування (комп'ютерної томографії) відповідно до характеристик пацієнта без зниження якості зображення. Застосування фантомів є незамінним способом оцінки актуальних доз на органи або визначення ефективної дози працівників – величин, що нормуються, але не можуть бути виміряні. Стаття містить огляд видів, конструкції та сфери застосування антропоморфних гетерогенних фізичних фантомів людини з особливим акцентом на їх використання для валідації моделей та методів розрахункової дозиметрії.

Ключові слова: доза, іонізуюче випромінювання, фізичні, математичні фантоми, розрахункова дозиметрія.

Проблеми радіаційної медицини та радіобіології. 2020. Вип. 25. С. 148–176. doi: 10.33145/2304-8336-2020-25-148-176

V. V. Chumak, N. P. Petrenko✉, O. V. Bakhanova, V. M. Voloskyi, T. V. Treskunova

State Institution «National Research Center for Radiation Medicine of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine», 53 Yuriia Illienka St., Kyiv, 04050, Ukraine

USE OF ANTHROPOMORPHIC HETEROGENEOUS PHYSICAL PHANTOMS FOR VALIDATION OF COMPUTATIONAL DOSIMETRY OF MEDICAL PERSONNEL AND PATIENTS

In the dosimetry of ionizing radiation, the phantoms of the human body, which are used as a replacement for the human body in physical measurements and calculations, play an important, but sometimes underestimated, role. There are physical phantoms used directly for measurements, and mathematical phantoms for computational dosimetry. Their complexity varies from simple geometry applied for calibration purposes up to very complex, which simulates in detail the shapes of organs and tissues of the human body. The use of physical anthropomorphic phantoms makes it possible to effectively optimize radiation doses by adjusting the parameters of CT-scanning (computed tomography) in accordance with the characteristics of the patient without compromising image quality. The use of phantoms is an indispensable approach to estimate the actual doses to the organs or to determine the effective dose of workers – values that are regulated, but cannot be directly measured.

The article contains an overview of types, designs and the fields of application of anthropomorphic heterogeneous physical phantoms of a human with special emphasis on their use for validation of models and methods of computational dosimetry.

Key words: dose, ionizing radiation, physical, mathematical phantoms, computational dosimetry.

Problems of Radiation Medicine and Radiobiology. 2020;25:148-176. doi: 10.33145/2304-8336-2020-25-148-176

✉ Петренко Наталія Петрівна, e-mail: deniachenko@gmail.com

✉ Natalia P. Petrenko, e-mail: deniachenko@gmail.com

ВСТУП

Іонізуюче випромінювання має багато практичних застосувань у різних сферах діяльності людини: медицині, наукових дослідженнях, промисловості тощо, проте несе ризики для здоров'я особи, що зазнає опромінення. Дослідження впливу іонізуючого випромінювання на організм чи окремі органи та тканини (нормальні чи патологічно змінені), зокрема, вивчення закономірностей формування і розподілу доз опромінення всередині тіла людини є невід'ємною складовою радіаційного захисту та медичної фізики (планування терапевтичного опромінення). Для уникнення променевого ушкодження тканин і органів людей при дослідженні впливу радіації на організм їх потрібно замінити певним сурогатом або моделлю, відтворивши при цьому всі, або принаймні визначальні, властивості взаємодії випромінювання з тканинами.

Майже від початку доби радіаційних досліджень (20-ті роки XX сторіччя) для цього використовуються, так звані фантоми, тобто моделі тіла людини або його частини натурального розміру — спочатку фізичні (матеріальні), а від кінця 1950-х — математичні.

У найбільш загальному сенсі фантом (від фр. *fantôme*, у свою чергу, від лат. *phantasma* та дав.-грец. *φάντασμα* — «явище; привид») — це модель людського або тваринного тіла (чи його частини) натурального розміру, що служить наочним приладом у навчальному закладі, є експонатом у музеї тощо [1].

Фантоми, що використовуються у дозиметрії іонізуючого випромінювання — матеріальне чи у вигляді математичної моделі — відтворення розмірів, форми і внутрішньої структури тіла людини з диференціацією на м'які та кісткові тканини, легені. З появою і стрімким прогресом чисельних методів моделювання переносу випромінювання й формування доз у системах складної геометрії та матеріального складу, зокрема, методу Монте-Карло [2], методи розрахункової дозиметрії повсюдно витіснили надзвичайно трудомісткі та обмежено інформативні прямі вимірювання за допомогою фізичних фантомів (фантомні вимірювання). Код для моделювання Монте-Карло загального призначення повинен враховувати всі аспекти переносу електронів і фотонів, він повинен мати змогу отримувати точні результати в гетерогенному фантомі. Для моделювання переносу випромінювання у речовині було розроблено декілька кодів загального призначення (як вільного використання, так і ліцензійних), які

INTRODUCTION

Ionizing radiation has many practical applications in various fields of human activity: medicine, research, industry, etc., but it also carries risks to the health of a person exposed to radiation. Study of effects of ionizing radiation on the body or individual organs and tissues (normal or pathologically altered), in particular — the study of patterns of formation and distribution of radiation doses within the human body is an integral part of radiation protection and medical physics (therapeutic radiation planning). To avoid radiation damage to human tissues and organs in course of the study of effects of radiation on the body, these tissues must be replaced with a specific surrogate or a model, while reproducing all, or at least the definitive properties of the interaction of radiation with tissues.

Almost from the beginning of the era of radiation research (20-s of the twentieth century), the so-called phantoms are used for this purpose, i.e. models of the human body or its part of life size — originally — physical (material), and from the late 1950-s — mathematical.

In the most general sense, a phantom (from the French *fantome*, in turn, from the Latin *phantasma* and the Greek *φάντασμα* — «phenomenon; ghost») — is a full size model of human or animal body (or part of it), which serves as visual aids in an educational institution, is an exhibit in a museum, etc. [1].

Phantoms used in the dosimetry of ionizing radiation — material or in the form of a mathematical model — reproduction of size, shape and internal structure of the human body with differentiation into soft and bone tissues, lungs. With the advent and rapid progress of numerical (computational) methods for modeling radiation transport, energy deposition and dose formation in systems of complex geometry and material composition, in particular, the Monte Carlo method [2], computational dosimetry methods have replaced extremely labor intense and limitedly informative direct measurements using physical phantoms (phantom measurements). The general-purpose code for Monte Carlo simulation must take into account all aspects of electron and photon transfer and interaction with matter, and must be able to give accurate results in a heterogeneous phantom. To simulate radiation transport in matter, several general-purpose codes have been developed and are widely

широко використовуються, зокрема, в медицині, наприклад [3,4], EGS4, EGSnrc, MCNP та GEANT. Кодами для Монте-Карло моделювання лінійних прискорювачів та розрахунку дози у пацієнта є BEAMnrc та DOSXYZnrc, які базуються на EGS4 / EGSnrc.

Водночас, хоча сучасні розрахунки методом Монте-Карло дають можливість визначати дози або інші релевантні величини (наприклад, флюенс фотонів чи елементарних часток) із великою статистичною точністю, достовірність та результуюча точність величин залежить від багатьох чинників, деякі з яких досить важко врахувати при створенні математичної моделі складної системи, що є об'єктом вивчення. Відтак, дозиметричні розрахунки мають проходити стадію вибіркової експериментальної перевірки (валідації), для якої у пригоді можуть стати фантомні вимірювання за допомогою фізичних гетерогенних антропоморфних фантомів. Цей огляд присвячено саме використанню таких фантомів в історичній ретроспективі, на сучасному етапі та для перспективних досліджень.

Історія розвитку та використання фізичних дозиметричних фантомів

Перші публікації про використання заміників біологічних тканин у вивченні дозиметричних ефектів всередині і навколо опромінених тканин з'явилися ще в 1906 році [5]. Протягом 1920-х років основним матеріалом для імітації біологічних тканин були вода та віск [6–8], проте, виявилось, що коефіцієнти ослаблення воску значно відрізняються від коефіцієнтів для м'язів, до суміші почали додавати речовини з високим атомним номером, такі як оксид магнію і діоксид титану [9]. Зазначимо, що у піонерських роботах не вказано, який саме віск і якої якості використовувався. Наступним поколінням стали дозиметричні фантоми на основі деревини [10, 11], але з'ясувалося, що властивості цього природного матеріалу змінювались з часом, впливаючи на дозиметричні характеристики таких фантомів.

Тривалий час використовували спрощені моделі фантомів, які відрізнялися простою, а, отже, нереалістичною геометрією.

У 1940–50-х роках неодноразово порушувалось питання реалізму, тому на той час фіксувалися непоодинокі спроби виготовити повнорозмірні реалістичні фантоми, наприклад, жіночий фантом з пап'є-маше, покритий тонким шаром гіпсу і заповнений воском та двома порожніми поліетиленовими

used in medicine (both open access and licensed), for example [3, 4], EGSnrc, MCNP, and GEANT. The codes for Monte Carlo simulation of linear accelerators and dose calculation for the patient are BEAMnrc and DOSXYZnrc, which are based on EGS4 / EGSnrc.

Although modern Monte Carlo calculations make it possible to determine doses or other relevant quantities (e.g. flux of photons or elementary particles) with high statistical accuracy, the reliability and resulting accuracy of concerned quantities depend on many factors, some of which are difficult to take into account within the model of a complex system that is the object of study. Therefore, dosimetric calculations must undergo a stage of selective experimental verification (validation), for which phantom measurements using physical heterogeneous anthropomorphic phantoms may be useful. This review is devoted to the use of such phantoms in historical retrospect, at the present stage and for future research.

History of development and use of physical dosimetric phantoms

The first publications on the use of biological tissue substitutes in the study of dosimetric effects in and around irradiated tissues appeared in 1906 [5]. During the 1920-s, the main material for the imitation of biological tissues was water and wax [6–8], however, it turned out that the attenuation coefficients of wax are significantly different from the coefficients for muscle and, therefore, high atomic number fillers, such as magnesium oxide and titanium dioxide [9] began to be added to the compound. Notably, the pioneering publications do not specify which wax and of what quality was used. The next generation was wood-based dosimetric phantoms [10, 11], but it was found that the properties of this natural material changed over time, affecting the dosimetric characteristics of such phantoms.

For a long time, simplified phantom models were used, which had simple and, therefore, unrealistic geometry.

In the 1940-s and 1950-s the question of realism was repeatedly raised. So at that time there were many attempts to make full-size realistic phantoms, such as a female phantom made of papier-mache, covered with a thin layer of plaster and filled with wax and two empty plastic bottles

пляшками замість легень [12], або фантом, зроблений на основі манекена зі скловолокна (оболонки), заповненого рисом [13]. Їхнім недоліком була нестандартизована якість матеріалів та незручність користування.

Дійсно інноваційним продуктом на початку 1960-х років стали системи «Temex» [14] та «Rando» [15]. Такі фантими мали всередині справжні скелети, порожнини тіла і штучні легені. Фантими були нарізані на шари, що вперше дало можливість оцінити розподіл доз у тілі через пошарове розміщення детекторів випромінювання.

Іншим аспектом, що привернув увагу дозиметристів, є відмінність антропометричних даних у представників різних рас, статі та віку. Так, у Національному інституті радіологічних наук (Японія) аналогічно до північноамериканської/європейської моделі «стандартної (референтної) людини» було створено специфічну версію «японської (азійської) референтної людини» [16]. У цій розробці врахували розміри органів та побудову тіла, характерні саме для азіатів.

Відзначимо, що більшість фантомів, згаданих вище, були розроблені для застосування в дозиметрії при променевій терапії. Від 1970 року дотепер було створено багато фантомів для інших застосувань, вони значно відрізняються за своєю будовою, функціями, складом матеріалів, призначенням тощо.

Класифікація фантомів

Фантими широко використовуються у медичній фізиці (радіотерапії, ядерній медицині та різних рентгенологічних дослідженнях), радіобіології, радіаційному захисті. Зважаючи на надзвичайне розмаїття фізичних фантомів, їх складно однозначно класифікувати з використанням наскрізних критеріїв. У Публікації 48 Міжнародної Комісії з Радіаційних Одиниць та Вимірювань (МКРО) [17] наведена класифікація фантомів відповідно до їхніх первинних функцій. Рекомендовано розрізняти дозиметричні, калібрувальні та візуалізаційні фантими.

➤ Дозиметричні фантими використовуються для вимірювання поглиненої дози у системі заданої геометрії. Такий фантом можна також використовувати як розсіювач випромінювання, для вимірювань поза фантомом.

➤ Калібрувальні фантими використовуються для визначення відгуку детекторів або коригування кількісної інформації, отриманої з цифрових зображень.

instead of lungs [12] or a phantom made on the basis of a mannequin made of fiberglass (shell) filled with rice [13]. Their disadvantage was the non-standardized quality of materials and inconvenience of use.

«Temex» [14] and «Rando» [15] became indeed innovative products in the early 1960-s. Such phantoms contained real skeletons, body cavities and artificial lungs inside. The phantoms were cut into layers, which for the first time made it possible to estimate spatial dose distribution inside the body due to the layered placement of radiation detectors.

Another aspect that had attracted the attention of dosimeters is the difference in anthropometric data in humans of different race, sex and age. Thus, in the National Institute of Radiological Sciences (Japan), similarly to the North American/European version of a «Reference Man», a specific version of the «Japanese (Asian) Reference Man» was created [16]. This development took into account the size of the organs and body constitution, which is typical for Asian race.

Note that most of the above mentioned phantoms were designed for use in dosimetry for radiation therapy. Since 1970, many phantoms have been created for other applications, they differ significantly in their structure, functions, composition of materials, purpose and more.

Phantom classification

Phantoms are widely used in medical physics (radiotherapy, nuclear medicine and various radiological studies), radiobiology and radiation protection. Due to the extraordinary diversity of physical phantoms, they are difficult to unambiguously classify using cross-cutting criteria. Publication 48 of the International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU) [17] provides a classification of phantoms according to their primary functions. It is recommended to distinguish between dosimetric, calibration and imaging phantoms.

➤ A dosimetric phantom is used to measure the absorbed dose in a specified geometry. This phantom can also be used as a radiation scattering object for measurements outside the phantom.

➤ A calibration phantom is used for establishing the response of radiation detectors and for correcting quantitative information derived from digital images.

► Візуалізаційні фантоми використовуються для оцінки якості зображення під час рентгенологічних досліджень. З їхньою допомогою можна оцінити різні аспекти ланцюга формування зображень у стандартизований, відтворюваний і послідовний спосіб.

У кожній з цих функціональних категорій розрізняють ще три типи (варіанти конструкції) фантомів і обчислювальних моделей, які зазвичай називаються «фантом тіла», «стандартний (метрологічний) фантом» та «референтний фантом».

► Фантоми тіла мають форму і склад людського тіла або його частини. Вони, як правило, складаються з різних замінників тканин, що імітують людське тіло або частину тіла стосовно розміру, форми, просторового розподілу, щільності маси і взаємодії з випромінюванням. Геометрія варіюється від найпростішої (ідеалізованої) до складної (реалістичної). Реалістичні фантоми, які повністю повторюють тіло людини, називаються антропоморфними.

► Стандартні фантоми мають просту відтворювану геометрію, використовуються для порівняння вимірювань у стандартних умовах опромінення. Перший такий фантом було представлено у Публікації 10d МКРО [18]. Він являє собою куб чи паралелепіпед $30 \times 30 \times 20 \text{ см}^3$, виготовлений з пластин з поліметилметакрилату (ПММА) і заповнений водою. Для визначення поглиненої дози при променевої терапії цей фантом було рекомендовано у Публікації 23 МКРО [19]. Пізніше ввели поняття стандартний фантом для електронів (Публікація 35 МКРО [20]) та нейтронів (Публікація 45 МКРО [21]).

► Референтні фантоми (еталонні) у радіаційному захисті використовуються для визначення операційних величин при обчисленні еквівалента дози (Публікація 33 МКРО [22]). Наприклад, робочі величини, рекомендовані для моніторингу робочих місць, визначаються у фантомі, відомому як сфера МКРО [23]. Такий фантом являє собою сферу з тканино-еквівалентного матеріалу з діаметром 30 см, густиною 1 г/см^3 та елементним складом (за масою) 76,2 % O, 11,1 % C, 10,1 % H, 2,6 % N (так звана «біологічна тканина МКРО»).

Незважаючи на певну умовність, наведена вище класифікація дає змогу якісно зорієнтуватись у видах фантомів. Варто зазначити, що сфера застосування дозиметричних фантомів тіла не обмежується суто дозиметрією. Зокрема, антропоморфний гетерогенний фантом може застосовуватись і при візуалізації та, врешті, може мати ширше коло застосувань.

► An imaging phantom is used to assess image quality during X-ray examinations. This phantom can be used to evaluate various aspects of the imaging chain in a standardized, reproducible and consistent manner.

Within each of these functional categories there are three types or designs options of phantoms and computational models, called body, standard (metrological) and reference phantoms.

► A body phantom has the shape and structure of the human body or its part. They usually consist of various tissue substitutes that mimic the human body or part of the body in terms of size, shape, spatial distribution, mass density and interaction with radiation. Geometry varies from the simplest (idealized) to complex (realistic). Realistic phantoms that completely replicate the human body are called anthropomorphic.

► A standard phantom has a simple reproducible geometry, used to compare measurements under standard irradiation conditions. Originally such phantom was presented in publication 10d of the ICRU [18]. It is a parallelepiped $30 \times 30 \times 20 \text{ cm}^3$, formed with plates of polymethyl methacrylate (PMMA) and filled with water. To determine the absorbed dose during radiation therapy, this phantom was recommended in publication 23 of the ICRU [19]. Later, the concept of a standard phantom was introduced for electrons (Publication 35 ICRU [20]) and neutrons (Publication 45 ICRU [21]).

► A reference phantom in radiation protection is used to determine the operating quantities when calculating dose equivalent (Publication 33 ICRU [22]). For example, the operational quantities recommended for workplace monitoring are defined in a phantom known as the ICRU sphere [23]. This phantom is a sphere of tissue-equivalent material with a diameter of 30 cm, a density of $1 \text{ g} \cdot \text{cm}^{-3}$ and an elemental composition (by weight) of 76,2 % O, 11,1 % C, 10,1 % H, 2,6 % N (so called «ICRU biological tissue»).

Despite some conventionality, the above classification allows one to qualitatively navigate the types of phantoms. It should be noted that the application scope of dosimetric body phantoms is not limited solely to dosimetry. In particular, the anthropomorphic heterogeneous phantom can be used in imaging and, ultimately, can have a wider range of applications.

Антропоморфний гетерогенний фізичний фантом та його застосування

Оскільки предметом нашого огляду є застосування антропоморфних гетерогенних фізичних фантомів у дозиметрії, розглянемо більш детально саме ці фантоми. Сучасний антропоморфний гетерогенний фантом типу Rando-Alderson [15] складається з тканино-еквівалентних матеріалів, змодельованих у вигляді тіла людини. На відміну від початкових версій, скелет фантому складають високодеталізовані полімерні лиття, які відтворюють форму, масову щільність та коефіцієнти ослаблення кісток. М'які тканини відтворюють інші полімерні лиття, які чітко повторюють анатомію людини. Легені виготовляються з матеріалу-імітатора легеневої тканини, що має такий же атомарний склад, що й тканино-еквівалентний пластик-імітатор м'яких тканин, але пропорційно меншу щільність (рис. 1). Багаторічна практика показала, що такі фантоми виявились значно кращими ніж ті, що були побудовані на реальних скелетах, особливо коли останні висувувались у процесі виготовлення. Сам фантом Rando-Alderson розрізаний на шари, перпендикулярні поздовжній осі тіла, кожен з цих шарів містить отвори

Anthropomorphic heterogeneous physical phantom and its application

Since the subject of our review is the use of anthropomorphic heterogeneous physical phantoms in dosimetry, we will consider these phantoms in more detail. Modern anthropomorphic heterogeneous phantom of the Rando-Alderson type [15] consists of tissue-equivalent materials modeled in the form of a human body. Unlike the initial versions, the phantom skeleton consists of highly detailed polymer castings that reproduce the shape, mass density and attenuation factors of the bones. Soft tissues are reproduced by other polymer castings that thoroughly replicate the human's anatomy. The lungs are made of a material that mimics lung tissue, which has the same atomic composition as the tissue-equivalent plastic imitator of soft tissues, but proportionally lower density (Fig. 1). Many years of practice have shown that such phantoms are much better than those built on real skeletons, especially when the latter were dried in course of the manufacturing process. The Rando-Alderson phantom itself is cut into layers perpendicular to the longitudinal axis of the body,

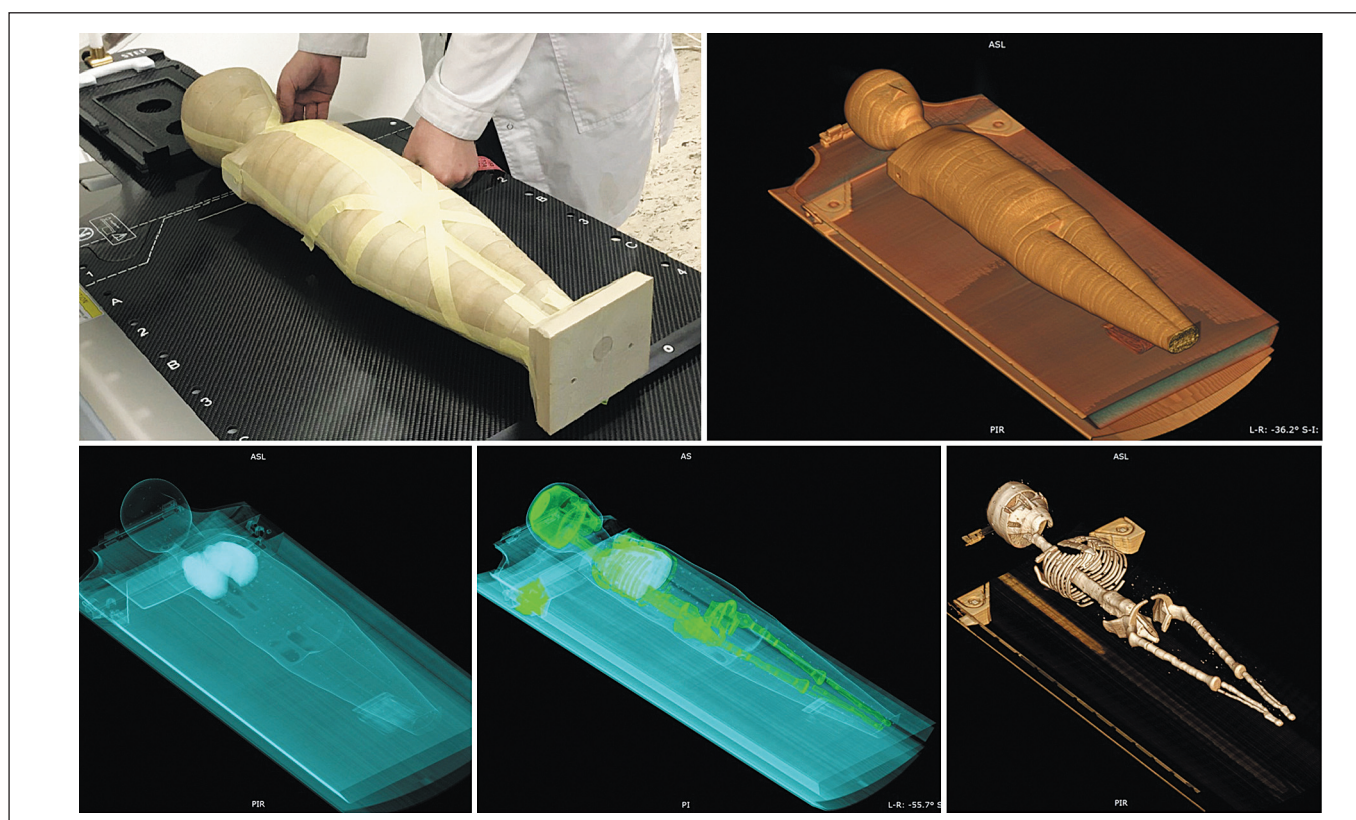


Рисунок 1. Зовнішній вигляд та внутрішня структура (за даними КТ) антропоморфного гетерогенного фізичного фантому дитини віком 5 років

Figure 1. Exterior appearance and internal structure (according to CT) of anthropomorphic heterogeneous physical phantom of a 5-year old child

(лунки) для розміщення детекторів випромінювання (рис. 2). Ці лунки пронумеровані й розміщені таким чином, що за їхніми номерами можна встановити однозначну відповідність органам чи тканинам з використанням спеціальних таблиць (рис. 3). Розмір тіла людини має важливе значення, тому, поряд з «дорослими» (чоловічим та жіночим), фантомами було розроблено цілу лінійку педіатричних фантомів різного віку (новонароджений, 1 рік, 5, 10, 15 років) – рис. 4 [24].



Рисунок 2. Фото шару фантому під час його спорядження детекторами. Видно ТЛ детектор (утримується пінцетом) та пронумеровані лунки для розміщення детекторів.

Figure 2. Photo of a layer of a phantom while equipping it with detectors. TL detector (held by tweezers) and numbered holes for detectors can be seen.

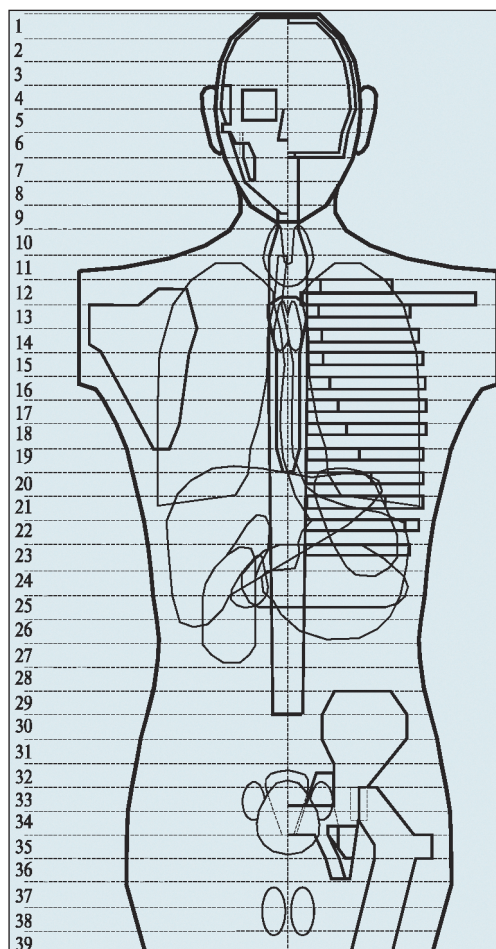


Рисунок 3. Схема фантому. Видно нумерацію шарів фантому та контури внутрішніх органів.

Figure 3. Phantom scheme. The numbering of phantom layers and contours of internal organs are depicted



Рисунок 4. Педіатричні фантоми (новонароджений, 1 рік, 5 років, 15 років)

Figure 4. Pediatric phantoms (newborn, 1 year, 5 years, 15 years)

Хоча первинним призначенням цих фантомів було використання в радіотерапії, вони себе добре зарекомендували також в радіодіагностиці [25–28], медичній візуалізації [29–31], КТ [32–34], радіаційному захисті [35, 36]. У таблиці 1 наведено перелік досліджень у медичній діагностиці та терапії з використанням антропоморфних гетерогенних фантомів. Більшою мірою для здійснення експериментів автори використовували сімейство Rando-Alderson [31, 34, 37, 39, 40, 42–44, 46, 48, 52, 54, 55] та пасивні термолюмінесцентні (ТЛ) детектори. Для використання активних дозиметрів MOSFET [33, 38, 41] необхідні додаткові процедури і вдосконалення конструкцій фантомів. Тому в таких роботах зазначено фантоми власної розробки. У роботах японських авторів [45, 49, 50] використовуються переважно радіофотолюмінесцентні детектори на основі алюмофосфатного скла. Очевидно, такий вибір детекторів іонізуючого випромінювання пов'язаний з їхнім поширенням у цій країні.

Одним з важливих застосувань антропоморфних фантомів є оптимізація параметрів і робочих режимів медичного обладнання для зменшення дозо-

Although the primary purpose of these phantoms was radiotherapy application, they have also proven themselves well in radiodiagnostics [25–28], medical imaging [29–31], CT [32–34], radiation protection [35, 36]. Table 1 lists the studies in medical diagnosis and therapy using anthropomorphic heterogeneous phantoms. To a greater extent, the authors used the Rando-Alderson family phantoms [31, 34, 37, 39, 40, 42–44, 46, 48, 52, 54, 55] and passive thermoluminescent (TL) detectors to carry out experiments. The use of active MOSFET dosimeters [33, 38, 41] requires additional procedures and improvements in phantom designs. Therefore, in such works phantoms of specialized design are specified. The works of Japanese authors [45, 49, 50] mainly use radiophotoluminescent detectors based on aluminophosphate glass. Obviously, this choice of ionizing radiation detectors is due to their proliferation in this country.

One of the important applications of anthropomorphic phantoms is the optimization of parameters and operating modes of medical equipment to reduce the

Таблиця 1
Приклади досліджень, що базувалися на проведенні фантомних вимірювань

Table 1
Examples of studies based on phantom measurements

Автор Author	Рік Year	Вид фантому Phantom type	Діти / дорослі Child or adult	Детектори Detectors	Джерело ІВ Radiation source	Що досліджували Study subject
Shrimpton P.C. et al. [37]	1981	Alderson Rando	Дорослий / Adult	ТЛД / TLD	Рентгенпарати X-ray machines	Тканино-еквівалентність фантому для рентген діагностичних процедур Phantom tissue equivalence for X-ray diagnostic procedures
Axelsson B. et al. [29]	1996	Антропоморфний власної розробки Anthropomorphic home developed	Дитячий 1 рік Child 1 year	ТЛД / TLD	КТ / CT	Порівняння результатів (поглинена доза) двох методів КТ для одnorічної дитини Comparison of the results (absorbed dose) of two CT methods for a one-year-old child
Axelsson B. et al. [30]	1999	Антропоморфний власної розробки Anthropomorphic home developed	Дитячі 1 рік, 5 років Child 1 year, 5 years	ТЛД / TLD	Рентген апарати, флюороскопія X-ray machines, fluorography	Оцінка ефективної дози на дітей під час серцевих досліджень – рентгенологічні дослідження вроджених вад серця, включаючи флюороскопію та ангіокардіографію Evaluation of the effective dose in children during cardiac examinations - X-ray examinations of congenital heart defects, including fluoroscopy and angiocardiology
Sessions J. B. et al. [38]	2002	Антропоморфний розробки Університету Флориди Anthropomorphic development University of Florida	Дитячий 0 років Child 0 years	MOSFET	КТ / CT	Порівняння точкових та середніх доз на органи для новонародженого пацієнта Comparison of point and average doses per organ for a newborn patient
Mazonakis M. et al. [39]	2003	Alderson Rando	Дорослий / Adult	ТЛД / TLD	Прискорювач Accelerator	Оцінка ризику променево-викликаного раку щитоподібної залози від лікування пухлин головного мозку у дорослих та дітей Risk assessment of radiation-induced thyroid cancer from the treatment of brain tumors in adults and children
Brix G. et al. [32]	2004	Alderson Rando	Дорослий / Adult	ТЛД / TLD	КТ / CT	Валідація програми CT EXPO. Оцінка дози 10 різних КТ сканерів (більше 30 різних режимів) за допомогою антропоморфного фантома Validation of the CT EXPO program. Dose estimation of 10 different CT scanners (more than 30 different modes) using anthropomorphic phantom
Compagnone G. et al. [25]	2005	6 різних фантомів: 6 different phantoms: Alderson Rando, chest RSD-77SPL Radiology Support Device – skull 3M, uniform, PMMA, AAPM phantom	Дорослий / Adult	ТЛД / TLD	Рентгенпарати X-ray machines	Порівняння значень поверхневої дози на шкіру для 6 фантомів під час 11 стандартних рентгенологічних процедур Comparison of skin surface dose values for 6 phantoms during 11 standard radiological procedures
Jimenez R. et al. [26]	2008	ATOM	Дитячі 1 рік, 5 років Child 1 year, 5 years	ТЛД / TLD	КТ, Рентгенпарати CT, X-ray machines	Оцінка ризиків доз від КТ, порівняно зі звичайними рентгенограмами для оцінки травм хребта у маленьких дітей CT dose risk assessment compared to conventional radiographs to assess spinal injuries in small children

Rodrigues P. et al. [40]	2004	Alderson Rando та водний Alderson Rando and water	Дорослий / Adult	ТЛД / TLD	Лінійний прискорювач Linear accelerator	Перевірка інструментарію Монте-Карло GEANT 4 за допомогою двох фантомів. Результати порівнювались з показами іонізаційної камери, даними ТЛ дозиметрів та комерційної плануючої системи Check the Monte Carlo GEANT 4 tools with two phantoms. The results were compared with the readings of the ionization chamber, data TL dosimeters and commercial planning system
Hood C. et al. [36]	2005	Педіатричний фантом The pediatric phantom (Computerized Imaging Reference Systems, Inc., USA)	Дитячий 5 років Child, 5 year	ТЛД / TLD	Лінійний прискорювач Linear accelerator	Кореляція доз для педіатричного антропоморфного фантому 3D планової та вимірної дозиметрії фотонного та електронного опромінення Dose correlation for pediatric anthropomorphic phantom 3D planned and measured dosimetry of photon and electron irradiation
Helmrot E. et al. [27]	2007	ATOM	Дорослий / Adult	ТЛД / TLD	КТ, рентгенпарати CT, X-ray machines	Оцінка дози ненароджених дітей (ембріонів) під час діагностичних рентгенівських досліджень за даними зареєстрованими в RIS/PASC Estimation of the dose of unborn children (embryos) during diagnostic X-ray examinations according to the data registered in RIS / PASC
Staton R. et al. [41]	2006	Антропоморфний фантом розробки Університету Флориди Anthropomorphic phantom development University of Florida	Дитячий 0 років Child 0 year	MOSFET	КТ / CT	Томографічний фізичний фантом новонародженої дитини з дозиметрією в режимі реального часу. Масштабуючі коефіцієнти для розрахунку середньої дози на органи в педіатричній рентгенографії. Tomographic physical phantom of a newborn with dosimetry in real time. Scaling factors for calculating the average dose per organ in pediatric radiography.
Hurwitz L. et al. [33]	2007	Жіночий дорослий антропоморфний фантом Female adult anthropomorphic phantom (model 702-D; CIRS, Norfolk, VA)	Дорослий / Adult	MOSFET	КТ / CT	Визначення доз радіації від сучасних кардіоторакальних протоколів багатодетекторних КТ за допомогою жіночого антропоморфного фантому: причетність до виникнення раку Determination of radiation doses from modern cardiothoracic protocols of multidetector CT using a female anthropomorphic phantom: involvement in cancer
Struelens L. et al. [42]	2008	Alderson Rando	Дорослий / Adult	ТЛД / TLD	КТ / CT	Експериментальна валідація Монте-Карло обчислень за допомогою вокселізованого фантому Rando Alderson-дослідження параметрів впливу Experimental validation of Monte Carlo calculations using Rando Alderson voxelized phantom: study of impact parameters
Groves A. M. et al. [34]	2004	Alderson Rando	Дорослий / Adult	ТЛД / TLD	КТ / CT	Дозиметрична оцінка 16-детекторного багато зрізового КТ за допомогою фантому дослідження та розрахунків методом Монте-Карло Dosimetric evaluation of 16 multi-slice CT detectors using phantom research and Monte Carlo calculations
Cohnen M. et al. [43]	2003	Alderson Rando	Дорослий / Adult	ТЛД / TLD	КТ / CT	Визначення ефективної дози стандартних протоколів багатопланового КТ Determination of the effective dose of standard multilayer CT protocols
Deak P. et al. [44]	2008	Alderson Rando, антропоморфний фантом печінки, CTDI фантом, антропоморфний фантом грудної клітки Anthropomorphic liver phantom, CTDI phantom, anthropomorphic chest phantom	Дорослий / Adult	ТЛД / TLD	КТ / CT	Валідація методу Монте-Карло для моделювання конкретної дози для пацієнта під час КТ Validation of the Monte Carlo method for modeling a specific dose for a patient during CT

Таблиця 1 (продовження)

Table 1 (continued)

Автор Author	Рік Year	Вид фантому Phantom type	Діти / дорослі Child or adult	Детектори Detectors	Джерело ІВ Radiation source	Що досліджували Study subject
Fujii K. et al. [45]	2009	Антропоморфний фантом Anthropomorphic phantom Kyoto Kagaku	Дорослий, дитячий 6 років Adult, child 6 year	Кремніевий діод Silicon photodiode dosimeters	КТ / СТ	Оцінка доз опромінення 64 зрізового КТ за допомогою дорослих і дитячих фантомів Estimation of radiation doses of 64 slice CT using adult and children's phantoms
Gharbi S. et al. [46]	2018	Alderson Rando	Дорослий / Adult	ТЛД / TLD	КТ / СТ	Оцінка доз радіочутливих органів та контроль якості зображення при процедурах КТ Dose assessment of radiosensitive organs and image quality control during CT procedures
Huda W. et al. [47]	2008	Alderson Rando	Дорослий / Adult	Не викор. Not used	КТ / СТ	Дослідження впливу показників обчислення доз при оптимізації рентгенівської трубки КТ Research of influence of indicators of calculation of doses at optimization of an X-ray tube of CT
Feng S. et al. [48]	2010	Alderson Rando	Дитячий 5 років Child 5 years	ТЛД / TLD	КТ / СТ	Вимірювання доз на органи під час процедур КТ для дитячого 5-річного фантому та оцінка пов'язаних з цим ризиків Measurement of doses to organs during CT procedures for a 5-year-old child's phantom and assessment of associated risks
Masuda T. et al. [49]	2017	ATOM	Дитячий 1 рік, 5 років Child 1 year, 5 years	Радіо-фотолюмінесцентні скляні дозиметри Radio-photoluminescence glass dosimeters	КТ / СТ	Взаємозв'язок між дозами опромінення при невідсиленому КТ дослідженні з використанням різної напруги трубки та автоматичної модуляції струму в трубці з використанням антропоморфних фантомів дитячого раннього віку Relationship between irradiation doses in unenhanced CT examination using tube different voltages and automatic modulation of current in the tube using anthropomorphic phantoms of young children
Yamauchi-Kawaura Ch. et al. [50]	2010	Педіатричний фантом виробництва Pediatric phantom by Kyoto Kagaku Co. Ltd.	Дитячий 6 років Child 6 years	Кремний-фотодіодні дозиметри Silicon-photodiode dosimeters	КТ / СТ	Оцінка доз опромінення голови і шиї 6-річної дитини під час процедур БЗКТ за допомогою дитячого антропоморфного фантому Estimation of radiation doses to the head and neck of a 6-year-old child during MSCT procedures using a pediatric anthropomorphic phantom
Golikov V. et al. [28]	2017	Дорослий Alderson Rando та дитячий ATOM Adult Alderson Rando and child ATOM	Дорослий, дитячий, 5 років Adult, child 5 years	ТЛД / TLD	КТ, рентген апарати CT, X-ray machines	Оцінювались дози на органи для пацієнтів, які проходили звичайні рентгенологічні дослідження грудної клітки і таза за допомогою фантомів та порівнювались виміряні значення з розрахованими доступними програмними засобами (EDEREX та PCXMC 2.0) Organ-dose doses were evaluated for patients who underwent routine phantom chest and pelvic radiographs and compared the measured values with the calculated available software (EDEREX and PCXMC 2.0)

Wildgruber M. et al. [31]	2016	3 дитячі / 3 child Alderson Rando	Дитячі 0 років, 1 рік, 5 років Child 0 years, 1 year, 5 years	ТЛД / TLD	Флюороскопічні втручання на черевну порожнину Fluoroscory-Guided Abdominal Interventions	Оцінка ефективної дози від інтервенційних процедур флюороскопії у педіатрії за допомогою фантомів перед та після налаштувань параметрів (оптимізація налаштувань) Estimation of effective dose from interventional fluoroscory procedures in pediatrics using phantoms before and after parameter adjustments (optimization of settings)
Stadnyk L.L. уе фд. [51]	2019	Alderson Rando	Дорослий / Adult	ТЛД / TLD	Рентген апарати, флюорографія X-ray machines, fluorography	Визначення конверсійних коефіцієнтів від вимірюваних дозиметричних величин до еквівалентних органних/тканинних доз шляхом фантомного моделювання умов опромінення та оцінка ефективних доз «стандартних» пацієнтів для найбільш масових видів рентгенографічних досліджень в Україні Determination of conversion factors from measured dosimetric values to equivalent organ/tissue doses by phantom modeling of irradiation conditions and evaluation of effective doses of «standard» patients for the most popular types of radiographic exams nations in Ukraine
Bouacrid S. S. et al. [52]	2018	Alderson Rando	Дорослий / Adult	ТЛД / TLD	Лінійний прискорювач Linear accelerator	Порівняння вимірюваних та розрахованих доз у фантомі Рандо з реалістичним планом лікування (радіотерапія) легенів, включаючи неоднорідності Comparison of measured and calculated doses in a Rando phantom with a realistic lung radiotherapy treatment plan including heterogeneities
Pranditayana I. N. et al. [53]	2020	Alderson Rando	Дорослий / Adult	Плівкові Film	Гамма-ніж The gamma knife	Верифікація розподілу дози при радіохірургічному втручанні гамма-ножа з використанням гафротної плівки EBТ3 Verification of dose distribution on the gamma knife perfexion radiosurgery using gafchromic EBТ3 film
Behmadi M. et al. [54]	2019	Alderson Rando	Дорослий / Adult	ТЛД / TLD	Лінійний прискорювач Linear accelerator	Оцінка методів променевої терапії раку молочної залози в органах за межами поля опромінення Evaluation of breast cancer radiation therapy techniques in outfield organs
Bahreyni Toossi M. T. [55]	2018	Alderson Rando	Дорослий / Adult	ТЛД / TLD	Лінійний прискорювач Linear accelerator	Оцінка точності обчислення доз за межами поля за допомогою системи планування лікування TIGRT у радіотерапії Assessment of accuracy of out-of-field dose calculations by TIGRT treatment planning system in radiotherapy
Mein S. et al. [56]	2019	Alderson Rando	Дорослий / Adult	Не викор. Not used	Циклотрон Cyclotron	Валідація розрахованих доз методом Монте-Карло та аналітичних дозових калькуляторів з растровим скануванням іонних пучків ^1H , ^4He , ^{12}C , та ^{16}O за допомогою антропоморфного фантому Dosimetric validation of Monte Carlo and analytical dose engines with raster-scanning ^1H , ^4He , ^{12}C , and ^{16}O ion-beams using an anthropomorphic phantom



вого навантаження на пацієнтів [45–47]. Від моменту впровадження у 1970-х роках комп'ютерна томографія стала незамінним інструментом діагностичної рентгенології. Щороку кількість КТ-обстежень значно зростає [57], відповідно зростає дозове навантаження (колективні та, подекуди, індивідуальні дози) на пацієнтів. Порівняно з іншими видами рентгендіагностики КТ є більш інформативною, але й дози, отримані від цих процедур, порівняно високі.

Оскільки програми та режими КТ-візуалізації, що пропонуються виробником апаратури, зазвичай визначаються емпіричним шляхом і є недостатньо науково обґрунтованими, оптимізацією параметрів все ще можна досягти подальшого зниження дози пацієнта. На сьогодні найбільш ефективним способом оптимізації дози опромінення є коригування параметрів КТ сканування відповідно до індивідуальних антропометричних особливостей пацієнта. При цьому, основною проблемою є збереження високої якості КТ зображення при зниженні дозового навантаження [31].

Наприклад, для стандартного методу реконструкції зворотних проекцій з фільтрацією (filtered back projection, FBP) при постійному струмі помітного зменшення дози можна досягти за рахунок зменшення струму на трубці, але при цьому істотно збільшуються шуми зображення. Інший низькодозовий режим використовує модуляцію струму трубки (tube current modulation, TCM) і дає можливість автоматично регулювати струм залежно від товщини об'єкта сканування. Метою роботи [46] було порівняти дози радіочутливих органів голови та грудної клітки, а також якість зображення при використанні цих двох низькодозових протоколів обстеження. У цьому дослідженні дозу органу вимірювали для кожного протоколу безпосередньо за допомогою ТЛ дозиметрів, імплантованих у антропоморфний фантом дорослої людини Rando, та опосередковано – шляхом комп'ютерного моделювання за допомогою поширеного програмного забезпечення CT-Expo. Результати вимірювань доз, проведених за допомогою фізичного фантому, порівнювали з результатами розрахунків за допомогою коду CT-Expo (V 2.4), що визначались у дорослому антропоморфному математичному фантомі (ADAM). Автори порівняли ці два низькодозові протоколи й об'єктивно показали, що TCM у поєднанні з ітеративною реконструкцією сприяє зниженню дози порівняно з FBP у середньому на 25,06 %, 23,82 % та 54 % для мозку, кришталика ока та легень, відповідно, без зниження якості зображення за показниками «сигнал-шум» та «контраст-шум».

Експеримент з реконструкції зображень ділянки аорти та середостіння з використанням методів зворотних проекцій з фільтрацією FBP та ітеративної ре-

dose burden on patients [45–47] Since its introduction in the 1970-s, computed tomography has become an indispensable tool in diagnostic radiology. Every year the number of CT scans increases significantly [57], respectively, the dose burden (collective and, occasionally, individual doses) on patients increases. Compared with other types of X-ray techniques, CT is more informative, but the doses received from these procedures are relatively high.

Because the CT imaging programs and operation modes offered by equipment manufacturers are usually determined empirically and are insufficiently scientifically substantiated, optimization of parameters can still achieve further reduction of the patient's dose. To date, the most effective way to optimize the radiation dose is to adjust the parameters of the CT scan according to the individual anthropometric characteristics of the patient. In this case, the main problem is to maintain high quality CT images while reducing the dose [31].

For example, for the standard method of reconstruction of filtered back projections (FBP) with fixed mAs, a significant reduction in dose can be achieved by reducing the current on the tube, but significantly increases the image noise. Another low-dose mode uses tube current modulation (TCM) and allows automatic adjustment of the current depending on the thickness of the scanned object. The aim of [46] was to compare the doses of radiosensitive organs of the head and chest, as well as image quality using these two low-dose examination protocols. In this study organ doses were directly measured with TL dosimeters placed inside an adult Rando phantom and estimated by computation with well known CT-Expo code. Results of physical measurements were compared with CT-Expo (V 2.4) calculations with mathematical anthropomorphic adult phantom (ADAM). The authors compared these two low-dose protocols and objectively showed that TCM in combination with iterative reconstruction helps to reduce the dose compared to FBP by an average of 25.06 %, 23.82 % and 54 % for the brain, lens of the eye and lungs, respectively, without reducing the image quality in terms of «signal-to-noise» and «contrast-to-noise» ratios.

An experiment on the reconstruction of images of the aortic and mediastinum was made using inverse projection techniques with FBP and iter-

конструкції (IR) на фантомах новонародженого та однорічного малюка [49] показав, що, знаючи взаємозв'язок між шумом зображення та відношенням контраст-шум при різних напругах трубки, можна значно зменшити дози опромінення при КТ: центральна доза для зображення FBP була знижена на 56 % при 80 кВп, 34 % при 100 кВп для новонароджених і 36 % при 80 кВп, 22 % при — 100 кВп для дитини у віці одного року порівняно з дозою для пікової напруги 120 кВп. Отже, дотримання індексу «контраст-шум» при зменшенні напруги дає можливість зменшити дозові навантаження на пацієнтів-дітей, зберігаючи якість зображень на одному рівні із зображеннями, отриманими при більших пікових напругах.

Автори дослідження [31], використовуючи педіатричні фантоми, порівнювали вимірювання ефективної дози для черевних втручань з використанням стандартних параметрів обстеження, передбачених виробником, а також дози після коригування параметрів. Дози органів вимірювали у трьох антропоморфних фантомах Rando-Alderson, що представляють дітей різного віку і маси тіла (новонароджений з масою тіла 3,5 кг, малюк 10 кг, дитина 19 кг). Колімацію проводили з акцентом на верхню частину живота, імітуючи процедури інтервенційної рентгенології, такі як кризішкірна кризіпечінкова холангіографія (PTCD) із застосуванням таких методів візуалізації, як флюороскопія та цифрова субтракційна ангіографія (DSA), у задньопередній (PA) геометрії опромінення. Ефективну дозу вимірювали за допомогою декількох вбудованих термолюмінесцентних дозиметрів. Результати свідчать, що коригування параметрів, зокрема, зниження значень вхідної дози на детекторі, дає можливість зменшити відповідну ефективну дозу на 12–27 % для флюороскопії та 22–63 % для DSA. Також дози радіочутливих органів можуть бути зменшені більш ніж на 50 %, особливо, якщо вони розташовані поруч із первинним рентгеновським променем.

Висока якість зображень обумовлює переважне використання КТ порівняно зі звичайною рентгенографією при скринінгу травм в останні роки. Проте, важливо оцінювати додаткову захворюваність за рахунок віддалених ефектів опромінення, адже застосування КТ, наприклад, шийного відділу хребта зумовлює опромінення щитоподібної залози дозами, які у 90–200 разів більші, ніж при процедурах звичайної рентгенографії. Для оцінки надлишкового відносного ризику розвитку раку при КТ-дослідженнях хребта високої роздільної здатності автори [26] провели ретрос-

active reconstruction (IR) on the phantoms of newborns and one-year-old infants [49]. This experiment proved that knowing the relationship between image noise and contrast/noise ratio and by applying different tube voltages, the doses at CT can be significantly reduced. The central dose for FBP imaging was reduced by 56 % at 80 kVp, 34 % at 100 kVp for newborns and 36 % at 80 kVp, 22 % at 100 kVp for a one-year-old child compared to the dose for a peak voltage of 120 kVp. Therefore, compliance with the «contrast-noise» index when reducing the voltage makes it possible to reduce the dose burden on pediatric patients, while maintaining the image quality at the same level as the images obtained at higher peak voltages.

The authors of the study [31], used pediatric phantoms to compare the effective dose for abdominal interventions using the standard parameters of the examination provided by the manufacturer, as well as the dose after adjusting the parameters. Organ doses were measured in three Rando-Alderson anthropomorphic phantoms representing children of different ages and body weights (newborn weighing 3.5 kg, infant 10 kg, child 19 kg). Collimation was performed with an emphasis on the upper abdomen, simulating interventional radiology procedures, such as percutaneous transhepatic cholangiography and drainage placement (PTCD) using the following imaging techniques, as fluoroscopy and digital subtraction angiography (DSA), in posterior-anterior (PA) irradiation geometry. The effective dose was measured using several built-in thermoluminescent dosimeters. The results show that the adjustment of the parameters, in particular, reducing the values of the input dose on the detector makes it possible to reduce the corresponding effective dose by 12–27% for fluoroscopy and 22–63% for DSA. In addition, the doses of radiosensitive organs can be reduced by more than 50%, especially if they are located near the primary X-ray.

High image quality leads to the predominant use of CT compared to conventional radiography for injury screening in recent years. However, it is important to assess the additional incidence due to the long-term effects of radiation, because the use of CT, for example, cervical spine causes irradiation of the thyroid gland with doses, which are 90–200 times larger than with conventional radiography procedures. To assess the excessive relative risk of cancer in CT scans of the high-resolution spine, the authors [26] conducted a retrospec-

пективне дослідження дітей з травмами шийного відділу хребта, які обстежувалися за допомогою КТ. Популяція 557 пацієнтів була поділена на три вікові групи: 0–4 роки (група 1), 5–8 років (група 2) та старше 8 років (група 3). Для вимірювання опромінення щитоподібної залози під час рентгенографії та КТ використовували антропоморфні дитячі фантоми АТОМ, що репрезентували дітей віком одного та п'яти років. За допомогою цих вимірювань оцінювали величину надлишкового відносного ризику раку щитоподібної залози. Експериментально продемонстровано, що КТ хребта супроводжується значним впливом іонізуючого випромінювання та збільшує надмірний відносний ризик раку щитоподібної залози у дітей раннього віку: середній надлишковий відносний ризик (ERR) виникнення раку щитоподібної залози після проведення КТ становив 2,0 для 1 групи та 0,6 для групи 2. Тому потенційним ризиком не слід нехтувати і по можливості слід використовувати звичайну рентгенографію замість КТ. При впровадженні результатів вищезгаданих фантомних досліджень дози при діагностичному та інтервенційному опроміненні знизилися на 15–20 % у медичних закладах США в останні 10 років, за даними Публікації 184 Національної комісії з радіологічного захисту (НКРЗ) США [58].

Використання фантомних вимірювань для валідації розрахункових методів дозиметрії

Окремо можна виділити роботи, де фантомні вимірювання використовуються для валідації програмних кодів розрахункової дозиметрії [28, 34, 40, 42, 44]. Дозиметрія пацієнта, як правило, заснована на визначенні дозових величин, пов'язаних з первинними характеристиками джерела іонізуючого випромінювання. Ці показники використовуються для встановлення стандартів належної клінічної практики з метою оптимізації радіаційного захисту пацієнтів. Хоча огляд математичних фантомів як таких не є предметом цієї статті, вичерпні огляди доступні у науковій літературі: дуже детальне викладення п'ятдесятирічної історії застосувань математичних фантомів у радіаційному захисті, візуалізації та радіотерапії можна знайти у [3], а також всебічному огляді W. Kainz [59], що складається з двох основних розділів: перший розділ розглядає різні методи моделювання, що використовуються для створення сучасних математичних фантомів, а другий розділ розглядає різні застосування сучасних математичних фантомів у біомедичній інженерії, включаючи дозиметрію зовнішнього і внутрішнього опромінення, біомедичну візуалізацію та радіаційний захист.

tive study of children with cervical spine injuries, who were examined by CT. The population of 557 patients was divided into three age groups: 0–4 years (group 1), 5–8 years (group 2) and older than 8 years (group 3). Anthropomorphic pediatric phantoms ATOM, representing children aged one and five years, were used to measure doses to thyroid during radiography and CT. These measurements were used to assess the magnitude of the excess relative risk of thyroid cancer. It has been experimentally demonstrated that CT of the spine is accompanied by a significant effect of ionizing radiation and increases the excessive relative risk of thyroid cancer in young children: the mean excess relative risk (ERR) of thyroid cancer after CT was 2.0 for group 1 and 0.6 for group 2. Therefore, the potential risk should not be neglected and, if possible, one should use conventional radiography instead of CT. With the implementation of the results of the above phantom studies, the doses of diagnostic and interventional radiation were reduced by 15–20 % in USA medical institutions in the last 10 years according to Publication 184 of the National Commission on Radiological Protection (NCRP) of the USA [58].

Use of phantom measurements for validation of computational dosimetry

Specifically one can consider the works where phantom measurements are used to validate the program codes of computational dosimetry [28, 34, 40, 42, 44]. The patient's dosimetry is usually based on determining the dose values associated with the primary parameters of the source of ionizing radiation. These parameters are used to set standards of good clinical practice, in order to optimize radiation protection of patients. Although the reviewing of mathematical phantoms per se is not a subject of this paper, the relevant comprehensive reviews can be found in other sources. The historical review of fifty years of mathematical phantom application in radiation protection, visualization and radiotherapy was detailed in [3]. Another comprehensive review by Kainz [59] consists of two main parts: the first describing various methods of modeling used for development of modern mathematical phantoms, the second considers various applications of contemporary mathematical phantoms for biomedical engineering including dosimetry of external and internal expose, biomedical visualization and radiation protection.

Відомо, що оцінка дози пацієнта при рентгенографічній комп'ютерній томографії є нетривіальним завданням. Одним із незамінних методів отримання тривимірних розподілів дози є моделювання методом Монте-Карло (МК), наприклад, за допомогою програмного засобу, розробленого Schmidt та Kalender [60], доступного у вигляді програмного пакету ImpactMC від VAMP GmbH (Ерланген, Німеччина). Метою роботи [44] було розширити існуючу програму для використання у випадку довільних сканерів та протоколів сканування, таких як багатозрізові КТ-сканування (MSCT), та експериментально перевірити її на однорідних і гетерогенних фантомах. Розрахунковий інструмент був верифікований вимірюваннями для різних протоколів MSCT сканування. Кількісні вимірювання індексу дози КТ (CTDI) проводились у циліндричних CTDI фантомах та у антропоморфних фантомах грудної клітки різних розмірів, а також у повнорозмірному фантомі Rando-Alderson. Профілі дози вимірювали термolumінесцентними дозиметрами у фантомах і порівнювали з обчисленими профілями дози. Обчислені значення дози зазвичай збігалися з результатами експерименту в межах 10 % для всіх фантомів і всіх досліджуваних умов. Зокрема, горизонтальні та вертикальні профілі дози, виміряні та змодельовані для сканування ділянки стегон у фантомі Rando-Alderson показали відмінний збіг: середня різниця між виміряними і змодельованими значеннями дози становила до 4 % для заданого профілю. Отже, було експериментально підтверджено, що тривимірні розподіли дози можуть бути точно обчислені за допомогою моделювання Монте-Карло для довільних сканерів і протоколів, включаючи схеми модуляції струму в трубі. Слід зазначити, що існує вже кілька популярних комерційних програм, які дають можливість визначати дози органів для КТ-обстеження, що використовують різні математичні фантоми та алгоритми розрахунків. Порівняння чотирьох видів комерційних кодів для КТ-протоколів клінічної практики: CT-Expo, NCICT, NCICTX та Virtual Dose [61] показало, що відмінність у дозах може більше залежати від використання того чи іншого програмного коду, ніж від таких параметрів сканування, як напруга на трубі.

Згідно з існуючими нормативними документами, необхідно повідомляти пацієнта про дозу при рентгенологічному обстеженні та відповідний радіаційний ризик. Оскільки поглинені дози для радіочутливих органів при рентгенологічних обстеженнях безпосередньо поміряти в принципі неможливо, вони були розраховані [62–64] методом Монте-Карло для діагностичних

It is known that the assessment of the patient's dose in radiographic computed tomography is a non-trivial task. One of the indispensable methods for obtaining three-dimensional dose distributions is Monte Carlo (MC) modeling, for example, using software developed by Schmidt and Kalender [60], commercially available as ImpactMC software package from VAMP GmbH (Erlangen, Germany). The aim of [44] was to extend the existing program code for use in the case of arbitrary scanners and scanning protocols, such as multi-slice CT (MSCT), and to experimentally test it on homogeneous and heterogeneous phantoms. The calculation tool was verified by measurements for different MSCT scanning protocols. Quantitative CT Dose Index (CTDI) measurements were performed in cylindrical CTDI phantoms and anthropomorphic chest phantoms of various sizes, as well as in the full-size Rando-Alderson phantom. Dose profiles were measured with thermoluminescent dosimeters in phantoms and compared with the calculated dose profiles. The calculated dose values usually coincided with the results of the experiment within 10 % for all phantoms and all studied conditions. In particular, the horizontal and vertical dose profiles measured and simulated to scan the thigh area in the Rando-Alderson phantom showed an excellent match: the average difference between the measured and simulated dose values was up to 4 % for a given profile. Therefore, it has been experimentally confirmed that three-dimensional dose distributions can be accurately calculated using Monte Carlo simulations for arbitrary scanners and protocols, including tube current modulation schemes. However, there is a number of popular commercial software products for estimation organ doses in course of CT examinations; these codes use different phantoms and calculation algorithms. Comparison of four commercially available CT codes CT-Expo, NCICT, NCICTX and Virtual Dose [61] demonstrated that dose variations rather depend on the code used than on scanning parameters like tube voltage.

According to the existing regulations it is necessary to inform the patient about the dose at X-ray examination and the attributed radiation risk. Since the absorbed doses for radiosensitive organs during X-ray examinations cannot be measured directly by default, they were calculated [62–64] by the Monte Carlo method for diagnostic proto-

протоколів, що використовувались у США протягом останніх 30 років, переважно за допомогою математичних стилізованих фантомів типу MIRD-5 [62]. Результати розрахунків були представлені у вигляді конверсійних коефіцієнтів (КК) між поглиненою або еквівалентною дозою для радіочутливих органів і вимірюваними дозами та введені у різні програмні продукти, які полегшують обчислення доз на органи для звичайних рентгенологічних обстежень.

Оскільки дози, поглинені органами, часто використовуються для оцінки індивідуального ризику, важливо оцінити ступінь варіабельності цих величин. Серія фантомних експериментів була проведена авторами [28] для звичайних рентгенологічних досліджень грудної клітки і таза. Експерименти проводилися з використанням фізичних антропоморфних фантомів Rando-Alderson, що відповідають дорослій людині та 5-річній дитині. Середні дози органу та вхідну поверхневу дозу вимірювали за допомогою ТЛ-дозиметрів. Порівняння вимірюваних доз з даними, отриманими під час обчислень у таких програмах, як EDEREX та PCXMC 2.0, показало, що розбіжність між дозами, розрахованими з використанням математичного стилізованого фантому MIRD-5, та вимірюваними дозами для органів, розташованих повністю або частково у промені первинного випромінювання, не перевищувала $\pm 33\%$ ($p = 0.95$) для напруги на трубі 60–140 кВ як для фантому дорослої людини, так і для фантому 5-річної дитини. Результати розрахунків дози органу за допомогою EDEREX та PCXMC 2.0 узгоджуються в межах невизначеності 20 % ($p = 0.95$). Отже, використання певних спрощень у методології розрахунків програмного забезпечення EDEREX не призводить до суттєвої втрати точності визначення дози органу при збереженні швидкості обчислення як головної переваги такого способу оцінки доз.

Іноді не можна уникнути використання іонізуючого випромінювання при медичних обстеженнях вагітних. Інформації про те, що жінка вагітна, може не бути під час обстеження, або може знадобитися провести обстеження з невідкладних медичних причин. Радіаційний ризик внаслідок обстеження має бути збалансований із загальною користю для пацієнта, а у випадку вагітності — з променевим ризиком для ненародженої дитини. Відповідно до директив Європейської комісії, кожна експертиза повинна бути обґрунтована та оптимізована. Знання рівнів дози може бути використане в цій оптимізації і, таким чином, допускати можливість планування обстежень з мінімальними дозами для ненародже-

cols used in the USA for the past 30 years, mainly using mathematical stylized phantoms such as MIRD-5 [62]. The results of the calculations were presented in the form of conversion coefficients between the absorbed or equivalent dose for radiosensitive organs and the measured doses and were introduced into various software products that facilitate the calculation of doses to organs for conventional radiological examinations.

Because organ-absorbed doses are often used to assess individual risk, it is important to assess the degree of variability in these values. A series of phantom experiments was performed by the authors [28] for conventional radiological examinations of the chest and pelvis. The experiments were performed using Rando-Alderson physical anthropomorphic phantoms corresponding to an adult and a 5-year-old child. Mean organ doses and input surface dose were measured using TL dosimeters. Comparison of the measured doses with the data obtained during the calculations in programs such as EDEREX and PCXMC 2.0, has demonstrated that the difference between the doses calculated using the mathematical stylized phantom MIRD-5, and doses measured for organs fully or partially located within the primary radiation beam did not exceed $\pm 33\%$ ($p = 0.95$) for the voltage on the 60–140 kV tube for both phantom of an adult and phantom of a 5-year-old child. The results of organ dose calculations using EDEREX and PCXMC 2.0 are consistent within an uncertainty of 20 % ($p = 0.95$). Therefore, the use of certain simplifications in the calculation methodology of the EDEREX software does not lead to a significant loss of accuracy in determining the dose of the organ while maintaining the speed of calculation as the main advantage of this method of dose estimation.

Sometimes the use of ionizing radiation in medical examinations of pregnant women cannot be avoided. Information that a woman is pregnant may not be available during the examination, or it might be necessary to perform the examination for urgent medical reasons. The radiation risk from the examination should be balanced with the overall benefit to the patient and, in the case of pregnancy, considering the radiation risk to the unborn child. According to the directives of the European Commission, each examination must be substantiated and optimized. Knowledge of dose levels can be used in this optimization and thus allow the possibility of planning surveys with minimum

них дітей. Метою роботи [27] було визначення середньої поглиненої дози для ненародженої дитини при типових рентгенологічних та КТ-обстеженнях вагітних на основі даних, зареєстрованих у радіологічній інформаційній системі шведського Архіву знімків та Системи зв'язку (RIS/PACS). Добуток керми на площу (KAP) та індекс $CTDI_{vol}$ плода отримували за допомогою моделювання двома розрахунковими програмами Монте-Карло та за допомогою вимірювань термолюмінесцентними дозиметрами, розміщеними усередині антропоморфного фантому АТОМ, і порівнювали з розрахованими значеннями, отримуючи для плода конверсійні коефіцієнти відповідно до обраних процедур (дози плода віднесені до вхідних значень KAP та $CTDI_{vol}$, відповідно). Дослідження показало, що конверсійні коефіцієнти дози на основі значень KAP або $CTDI_{vol}$, автоматично створених системою RIS / PACS, можуть бути використані для швидкого оцінювання дози для плода при загальних методах обстеження, для прийняття рішень щодо необхідності спрощеної або більш точної оцінки дози плода та щодо подальшого ризику для плода.

Математичні антропоморфні фантоми

Перші математичні фантоми описували форму і положення ідеалізованих органів тіла людини площинами, а також поверхнями другого порядку (циліндричними, конічними, еліптичними) [65, 66]. Наступним поколінням математичних фантомів стали воксельні фантоми. Основою для цих моделей були тривимірні зображення окремих людей (отримані в рамках проекту Visible Human Project [67] методом пошарової секції замороженого кадавра чи обробки відповідних КТ-зображень) за допомогою окремих елементарних об'ємів (вокселів), тому досягалась значно краща реалістичність, але такі фантоми не відображали середньостатистичну «референтну» людину та не могли модифікуватися — неможливо було змінювати їхні розмір, форму чи поставу. Тому подальша робота полягала в удосконаленні фантому так, щоб поєднати реалізм воксельного, створеного на основі конкретних осіб, та гнучкість математичного фантомів. Так звані «гібридні» фантоми, засновані на геометрії вокселів, але їхні ступінчасті поверхні замінюються полігоновими сітками або B-сплайнами.

На сьогодні фантомні дослідження щодо вимірювання за допомогою антропоморфних гетерогенних фізичних фантомів широко використовуються для валідації розрахунків методом Монте-Карло [40, 42, 44].

doses for unborn children. The aim of [27] was to determine the average absorbed dose for an unborn child in typical radiological and CT examinations of pregnant women based on data registered in the radiological information system of the Swedish image archive and Communication System (RIS / PACS). The kerma by area product (KAP) and fetal $CTDI_{vol}$ index were obtained by modeling with two Monte Carlo calculation programs and by measurements with thermoluminescent dosimeters placed inside the anthropomorphic phantom ATOM, and compared with the calculated values, obtaining for the fetus conversion factors according to the selected procedures (fetal doses are attributed to the input values of KAP and $CTDI_{vol}$, respectively). The study showed that dose conversion factors based on KAP or $CTDI_{vol}$ values automatically generated by the RIS / PACS system can be used to quickly estimate the dose to the fetus in general screening method, to decide on the need for a simplified or more accurate assessment of the fetal dose and on the subsequent risk to the fetus.

Mathematical anthropomorphic phantoms

The first generation mathematical phantoms described the shape and position of idealized organs of the human body by planes, as well as second-order surfaces (cylindrical, conical, elliptical) [65, 66]. Voxel phantoms became the next generation of mathematical phantoms. The basis for these models were three-dimensional images of individuals (obtained in the framework of the Visible Human Project [67] by layer-by-layer section of a frozen corpse or processing of relevant CT images) using individual elementary volumes (voxels), therefore, much better realism was achieved, but such phantoms did not reflect the average «reference» person and could not be modified — it was impossible to change their size, shape or posture. Therefore, further work was to improve the phantom so as to combine the realism of voxel, created on the basis of specific individuals, and the flexibility of mathematical phantoms. The so-called «hybrid» phantoms are based on the geometry of voxels, but their stepped surfaces are replaced by polygon grids or B-splines.

Nowadays, the phantom studies of measurements using anthropomorphic heterogeneous physical phantoms are widely used to validate calculations by the Monte Carlo method [40, 42, 44]. So, in the

Так, у дослідженні [42] автори акцентують увагу на валідації таких розрахунків, порівнюючи дози органів, оцінені експериментально, з дозами, розрахованими для вокселізованої (тобто цифрової 3D-дискретизованої версії) моделі власне фантому Rando-Alderson для деяких типових рентгенівських процедур. Було проведено дослідження для виявлення основних параметрів, які впливають на визначення дози органів. Спочатку вимірювання ТЛ були на 65 % вище, ніж розраховані значення. Після адекватного урахування енергетичної та кутової залежностей відгуку ТЛ детекторів, елементного складу матеріалу, розміру та положення поля випромінювання, більшість розбіжностей між вимірюваннями та розрахунками опинилися в межах 15 %. Для органів, віддалених від поля, різниця сягає 30 %.

Власний досвід у галузі фантомних вимірювань та експериментальної валідації розрахункової дозиметрії

Фантомні вимірювання можуть стати у пригоді не лише при оцінці та валідації доз пацієнтів, але й працюючих (медичних працівників, персоналу категорії А, що має контакт із джерелами іонізуючого випромінювання). Як приклад можна навести вивчення закономірностей формування доз на органи та ефективної дози в інтервенційних радіологів, які використовують захисні фартухи, а також розробку алгоритмів подвійної дозиметрії [35]. Експеримент, проведений авторами цієї публікації, полягав у тривалому експонуванні фантому дорослої людини (фантом АТОМ типу Rando-Alderson) під час рутинної практики у відділі ендovasкулярної хірургії та інтервенційної радіології Національного Інституту хірургії та трансплантології ім. О.О. Шалімова НАМН України. Було здійснено дві серії вимірювань тривалістю три тижні кожна. Фантом, споряджений детекторами та одягнений у захисний фартух та комір (еквівалент свинцю 0,35 мм), розміщувався навпроти хірурга-інтервенціоніста симетрично відносно вісі операційного столу з пацієнтом. Крім того, на фантомі були розміщені індивідуальні дозиметри — над і під фартухом. Усі параметри опромінення (напруга на трубі, струм, колімація, радіографічна проєкція) ретельно фіксувалися та були використані при здійсненні моделювання опромінення методом Монте-Карло із використанням коду MCNP-4B та математичного фантому ADAM. Було продемонстровано відмінний (у межах 11 %) збіг розрахункових та експериментальних даних, а самі дані було використано для розробки алгоритму подвійної дози-

study [42], the authors focus on the validation of such calculations, comparing the doses of organs evaluated experimentally with the doses calculated for the voxelized (i.e. digital 3D-discretized version) model of the Rando-Alderson phantom for some typical X-ray procedures. A study was conducted to identify the main parameters that affect the determination of the dose of organs. Initially, TL measurements were 65 % higher than respective calculated values. After adequate consideration of the energy and angular dependences of the response of TL detectors, the elemental composition of the material, the size and position of the radiation field, most of the differences between measurements and calculations were within 15 %. For organs remote from the field, the difference reaches 30 %.

The own experience in the area of phantom measurements and experimental validation of calculated dosimetry

Phantom measurements can be useful not only in assessing and validating the doses of patients, but also workers (medical workers, category A personnel in direct contact with sources of ionizing radiation). As an example, we can study the patterns of formation of doses to organs and the effective dose in interventional radiologists who use protective aprons, as well as the development of algorithms for double dosimetry [35]. The experiment conducted by the authors of this publication consisted of long-term exposure of an adult phantom (Rando-Alderson-type ATOM phantom) during routine practice in the department of endovascular surgery and interventional radiology of the O.O. Shalimov National Institute of Surgery and Transplantology, National Academy of Medical Sciences of Ukraine. Two series of measurements lasting three weeks each were performed. The phantom, equipped with detectors and wearing a protective apron and collar (equivalent to 0.35 mm lead), was placed in front of the intervention surgeon symmetrically relative to the axis of the operating table with the patient. In addition, individual dosimeters were placed on the phantom — above and below the apron. All irradiation parameters (tube voltage, current, collimation, radiographic projection) were carefully recorded and used in Monte Carlo irradiation simulation using the MCNP-4B code and the mathematical phantom ADAM. An excellent (within 11 %) coincidence of calculated and experimental data was demonstrated, and the data themselves were used to

метрії (коли покази двох дозиметрів — над та під фартухом — використовуються для визначення ефективної дози працівників, що застосовують захисні обладунки) [35]. Ефективна доза, оцінена за 4 дозиметрами в умовах операційної, відрізняється від умовно істинної (за даними фантомного вимірювання) на 1 % та 11 % при застосуванні вагових множників для тканин та органів W_T (МКРЗ 60) [68]. для першої та другої сесії, відповідно. При застосуванні вагових множників W_T МКРЗ 103 [69]. таке відхилення не перевищувало 8 % [70].

Крім наведеного вище прикладу, фантомні вимірювання успішно використовувались для валідації алгоритмів множинної дозиметрії в умовах опромінення на об'єктах атомної енергетики України [71] та в анізотропних радіаційних полях на «Об'єкті «Укриття» [72].

Перспективні дослідження з використанням фантомних вимірювань

Фантомні вимірювання передбачається використовувати у міжнародному проекті HARMONIC як один з основних етапів валідації дозиметричної моделі для оцінки доз на тканини та органи педіатричних пацієнтів, що зазнають ненавмисного (поза межами цільових органів) опромінення під час процедур інтервенційної кардіології. HARMONIC (Health effects of cArdiac fluoRoscopy and MOderN radiotherapy in paediatrics — Медичні ефекти опромінення під час кардіологічної флюороскопії та застосування модерної радіотерапії) — Європейський проект програми HORIZON-2020, метою якого є радіобіологічне та епідеміологічне дослідження довгострокового впливу медичного опромінення на здоров'я дітей. Це стосується тих пацієнтів, лікування яких здійснюється сучасними методами променевої терапії та педіатричних пацієнтів із вадами серця, які отримують хірургічне втручання із використанням процедур інтервенційної кардіології.

Хоча переваги використання радіації для медичної діагностики та терапії педіатричних пацієнтів значно переважають ризики і збільшують виживаність цих пацієнтів, у довгостроковій перспективі такі пацієнти, можуть захворіти на так звані вторинні раки. Проект HARMONIC власне покликаний вивчити довготермінові ефекти впливу медичного опромінення, щоб оптимізувати план лікування та знизити ризики виникнення віддалених ефектів опромінення.

Виклик, що стоїть перед дозиметричним супроводом проекту полягає в тому, що для епідеміологічної оцінки ризику виникнення раку після опромінення

develop a double dosimetry algorithm (when readings of two dosimeters — above and below the apron — are used to determine the effective dose of workers using protective garment) [35]. The effective dose, estimated by 4 dosimeters in the operating room, differs from the conditionally true (according to phantom measurements) by 1 % and 11 % when using weighting factors for tissues and organs W_T (ICRP 60) [68] for the first and second sessions, respectively. When using ICRP 103 [69] weighting factors W_T this deviation did not exceed 8 % [70].

In addition to the above example, phantom measurements have been successfully used to validate multiple dosimetry algorithms under irradiation conditions at nuclear power plants in Ukraine [71] and in anisotropic radiation fields at the «Shelter» Object» [72].

Ongoing studies using phantom measurements

Phantom measurements are to be used within the international project HARMONIC as one of the main stages of validation of the dosimetric model for estimating doses to tissues and organs of pediatric patients, undergoing unintentional (outside the target organs) irradiation during interventional cardiology procedures. HARMONIC (Health effects of cArdiac fluoRoscopy and MOderN radiotherapy in paediatrics — Medical effects of radiation during cardiac fluoroscopy and the use of modern radiotherapy) — European project of the HORIZON-2020 program, the aim of which is a radiobiological and epidemiological study of the long-term effects of medical radiation on children's health. This applies to those patients who are treated with modern methods of radiation therapy and pediatric patients with heart defects who receive surgery using interventional cardiology procedures.

Although the benefits of using radiation for medical diagnosis and treatment of pediatric patients far outweigh the risks and increase life expectancy for these patients, on the long run such patients may develop so-called secondary cancers. The HARMONIC project is designed to study the long-term effects of pediatric medical exposure to optimize the treatment plan and reduce the risks of long-term effects.

The challenge facing the dosimetric support of the project is that for the epidemiological assessment of the risk of cancer after irradiation, it is necessary to

потрібно визначити дози окремих органів. Для реалізації проекту HARMONIC необхідно у стислий термін оцінити дози для 100–150 тис. процедур серцевої рентгеноскопії на основі обмеженої інформації, записаної на момент проведення процедури (тип обстеження, вік / вага пацієнта, керма в повітрі). Вирішенням цієї проблеми стане розробка дозиметричної програми, що вибирає відповідне значення конверсійного коефіцієнту із заздалегідь розрахованих методом Монте-Карло довідкових таблиць, з урахуванням характеристик пацієнта та типу процедури. Експериментальна перевірка (верифікація) оцінених доз здійснюватиметься за допомогою фізичних вимірювань в антропоморфних фантомах, що репрезентують дітей різного віку (немовля, 1, 5 та 15 років) та через порівняння із результатами розрахунків методом Монте-Карло (коди PHITS, PCXMC) для обмеженого діапазону набору умов опромінення [73]. Передбачається, що дані фантомних вимірювань слугуватимуть так званим benchmark для валідації розрахункових моделей і дозиметричної системи проекту в цілому. Новизна цього фрагменту дослідження полягає в експериментальному визначенні доз на тканини та органи, що не потрапляють під навмисне опромінення, але отримують дози за рахунок розсіяного випромінювання.

Наведений вище приклад фантомних вимірювань у рамках проекту HARMONIC базується на використанні традиційних і перевірених часом технологій, хоча й у відмінному застосуванні.

Але навіть в таких перевірених часом методиках завжди є місце для удосконалень. Розвиток технологій 3D-друку, відкриває перспективу створення нових фантомів, що будуть побудовані на основі індивідуалізованих для кожного пацієнта даних 3D медичної візуалізації. Вже відомі приклади 3D-друкованих фантомів, що імітують тканини для медичних зображень і додатків для обчислювальної перевірки [74], або фантоми голови для дозиметрії кришталика [75]. У цій роботі надрукований фантом порівнювали з Rando та 3M lucite фантомами. Виявилось, що 3D принтери на сьогодні комерційно доступні, але не мають достатнього різноманіття матеріалів для друку (з різною щільністю та елементним складом), тому поки що можна створювати анатомічні фантоми для структурних зображень, які мають на меті відтворення дозиметричних властивостей органів чи тканин.

Нові кращі замітники тканин і нові техніки виготовлення дають можливість робити більш надійні, реалістичніші фантоми, які разом з удоскона-

determine the doses to particular organs. To implement the HARMONIC project it is necessary to estimate the doses for 100–150 thousand cardiac radiology procedures in a short time on the basis of limited information recorded at the time of the procedure (type of examination, age / weight of the patient, air kerma). The solution to this problem will be in development of a dosimetric protocol that selects the appropriate value of the conversion factor from pre-calculated by the Monte Carlo reference tables, taking into account the characteristics of the patient and the type of procedure. Experimental verification of the estimated doses will be performed using physical measurements in anthropomorphic phantoms representing children of different ages (infant, 1, 5 and 15 years) and by comparison with Monte Carlo calculations (PHITS, PCXMC codes) for a limited range of irradiation conditions [73]. It is assumed that the phantom measurement data will serve as a benchmark for the validation of computational models and the dosimetric protocol of the project as a whole. The novelty of this fragment of the study is the experimental determination of doses to tissues and organs that are not exposed to intentional radiation, but receive doses due to scattered radiation.

The above example of phantom measurements within the HARMONIC project is based on the use of traditional and time-proven technologies, although in different application.

However, even within such proven techniques there is always a room for improvement. The development of 3D printing technologies opens the prospect of creating new phantoms that will be built individually for each patient based on 3D medical imaging data. There are already some examples of 3D-printed phantoms that mimic tissues for medical imaging and applications for computational testing [74], or phantoms of the head for lens dosimetry [75]. In this work, the printed phantom was compared to Rando and 3M lucite phantoms. It turned out that 3D printers are currently commercially available, but do not have a sufficient variety of materials for printing (with different densities and elemental composition), therefore, it is still not possible to create anatomical phantoms for structural images, which aim to reproduce the dosimetric properties of organs or tissues.

New, better tissue substitutes and new fabrication techniques make it possible to make more reliable, realistic phantoms, which, together with

леними обчислювальними моделями значно поліпшать точність вимірювань і дозиметрію пацієнтів у цілому.

Слід зазначити, що незважаючи на використання нових стратегій, які сприяють зниженню дози опромінення пацієнта, зберігаючи необхідну якість зображення, процедури КТ все ще доставляють приблизно 50–60 % колективної ефективної дози від медичного та стоматологічного опромінення у багатьох країнах через відносно високу дозу цих процедур, порівняно з іншими методами діагностичної рентгенології. Отже дуже важливу роль відіграє точність дозових оцінок.

За даними наукової літератури оцінка дози органу може суттєво залежати від програмного коду, що використовується, та від визначення ділянки сканування [61]. Порівняння авторами кількох програм показало, що варіабельність дози для повністю опромінених органів нижча, ніж для органів, які перебувають на межі місця сканування і тому частково опромінених. Наприклад, варіабельність дози щитоподібної залози при дослідженні КТ грудної клітки є дуже широкою (до кількох разів), також це характерно для дози слинних залоз і слизової оболонки порожнини рота при дослідженнях КТ голови та щелепно-лищевої ділянки. Причиною такого зниження точності є переважний внесок у дозу розсіяного випромінювання, яке важко піддається врахуванню при розрахунках з використанням спрощень та аналітичних методів (наприклад метод точкового джерела). При цьому відмінності у параметрах візуалізації (модель сканера, колімація, крок і товщина шару), не впливають суттєво на оцінку дози, зроблену програмним кодом. Очевидно, останнє слово у виявленні та чисельному визначенні таких розбіжностей залишається за фізичним експериментом з використанням гетерогенних антропоморфних фантомів.

ВИСНОВКИ

Фантомні вимірювання є ефективним та інформативним методом валідації теоретичних розрахунків доз. Незважаючи на значну трудомісткість процесу вимірювань і високу вартість власне фантомів, антропоморфні гетерогенні дозиметричні фантоми, виготовлені з тканино-еквівалентних матеріалів успішно використовуються для імітації пацієнтів та персоналу в різних галузях досліджень та клінічній дозиметрії.

Оскільки неможливо безпосередньо поміряти поглинені дози для радіочутливих органів при рентгенологічних обстеженнях, використання фізичних ант-

improved computational models, will greatly improve the accuracy of measurements and the dosimetry of patients in general.

It should be noted that despite the use of new strategies to reduce the patient's radiation dose while maintaining the required image quality, CT procedures still deliver approximately 50–60 % of the collective effective dose from medical and dental exposure in many countries due to the relatively high dose of these procedures in comparison with other methods of diagnostic radiology imaging. Therefore, the accuracy of dose estimates plays a very important role.

According to scientific literature, the assessment of organ dose may depend significantly on the software used and on the determination of the scan area [61]. After comparison of several software applications the authors showed that the dose variability for completely irradiated organs is lower than for organs that are at the border or outside the scan region and therefore are partially irradiated. For example, the variability of thyroid doses in the chest CT study is very broad (up to several times), it is also typical for the dose of salivary glands and oral mucosa in head and maxillofacial CT studies. The reason for this accuracy decrease in dose estimation is the predominant contribution of scattered radiation, which is difficult to take into account using simplified simulation models and analytical methods (e.g. point kernel method). The difference in the acquisition parameters (scanner model, collimation, pitch and layer thickness) does not significantly affect the dose estimate made by the software. Obviously, the last word in detection and quantification of such discrepancies belongs to physical experiments using heterogeneous anthropomorphic phantoms.

CONCLUSIONS

Phantom measurements are an effective and informative method of validation of theoretical dose calculations. Despite the considerable complexity of the measurement process and the high cost of the phantoms themselves, anthropomorphic heterogeneous dosimetric phantoms, made of tissue-equivalent materials are successfully used to simulate patients and staff in various fields of research and clinical dosimetry.

Since it is not possible to directly measure the absorbed doses for radiosensitive organs during X-ray examinations, the use of physical anthropomor-

ропоморфних фантомів сприяє можливості експериментально змоделювати умови опромінення для типових рентгенологічних процедур або складні неоднорідні умови опромінення медичних працівників, що особливо важливо для таких найбільш опромінених категорій, як персонал інтервенційної радіології.

В останні кілька десятиліть використання обчислень методом Монте-Карло у поєднанні з антропоморфними моделями стало неоціненним інструментом дозиметрії та медичної фізики. Фантими, що представляють пацієнта чи медичного працівника, перетворилися від простих математичних фантомів до складніших, але реалістичних воксельних моделей. Водночас, з метою експериментальної валідації розрахункових моделей, отримані при обчисленні дози порівнюють з дозами органів, оціненими експериментально за допомогою термолюмінесцентних детекторів, розміщених у фантомі Rando-Alderson.

Використання фізичних фантомів є найбільш ефективним способом для коригування параметрів КТ сканування відповідно до характеристик пацієнта, що дає можливість знизити дози опромінення радіочутливих органів до 50 %.

Дані фантомних експериментів сприяють можливості верифікувати комп'ютерні методи оцінки доз, математичні фантими, що використовують для моделювання опромінення методом Монте-Карло, а також програми розрахунку ризиків, пов'язаних з діагностичними та терапевтичними опроміненнями. Зокрема, ці дані дають можливість робити оцінки надлишкового відносного ризику розвитку раку внаслідок радіаційного опромінення у дитинстві.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Словотвір: майданчик для перекладів запозичених слів. URL: <https://slovotvir.org.ua/words/fantom> (дата звернення: 01.09.2020).
2. MCNP - A General Monte-Carlo N-Particle Transport Code: Version 4B / ed. J. Briesmeister. LA-12625-M, Los Alamos, 1997. 497 p.
3. Xu XG. An exponential growth of computational phantom research in radiation protection, imaging, and radiotherapy: a review of the fifty-year history. *Phys. Med. Biol.* 2014. Vol. 59, no. 18. R. 233–302.
4. Hadad K, Saeedi-Moghadam M, Zeinali-Rafsanjani B. Voxel dosimetry: comparison of MCNPX and DOSXYZnrc Monte Carlo codes in patient specific phantom calculations. *Technology and Health Care.* 2017. Vol. 25 (1). P. 29–35.
5. Kienbock R. On the quantimeric method. *Arch. Roentgen Ray.* 1906. Vol. 11, no. 1. P. 17–20. <https://doi.org/10.1259/arr.1906.0005>.
6. Friedrich W., Glasser O. The distribution of the radiation dose in intracorporeal radium and mesothorium therapy. *The Principles of Physics and Biology of Radiation Therapy* / ed. by B. Kroening, W. Friedrich. London : Heinemann, 1922. P. 241.

phic phantoms contributes to the possibility of experimentall modeling the irradiation conditions for typical radiological procedures or complex inhomogeneous conditions for medical workers, which is especially important for the most irradiated categories, such as interventional radiology personnel

In the last few decades, the use of Monte Carlo computations in combination with anthropomorphic models has become an invaluable tool for dosimetry and medical physics. Phantoms representing a patient or medical worker have evolved from simple stylized mathematical phantoms to more complex but realistic voxel models. At the same time, for the purpose of experimental validation of computational models, the computed doses need to be compared with the doses of organs evaluated experimentally using thermoluminescent detectors placed inside the Rando-Alderson phantom.

The use of physical phantoms is the most effective way to adjust the parameters of CT scans according to the patient's characteristics, which makes it possible to reduce the radiation dose to radiosensitive organs by up to 50%.

Phantom experimental data contribute to the ability to verify computational methods for dose estimation, mathematical phantoms used to model irradiation by the Monte Carlo method, as well as programs for calculating the risks associated with diagnostic and therapeutic exposure. In particular, these data make it possible to assess the excessive relative risk of cancer due to radiation exposure in childhood.

REFERENCES

1. [Word formation: a platform for translations of borrowed words]. Available from: <https://slovotvir.org.ua/words/fantom>. (Last accessed: 01.09.2020). Ukrainian.
2. MCNP – A General Monte-Carlo N-Particle Transport Code: Version 4B. Briesmeister J, editor. LA-12625-M, Los Alamos; 1997. 497 p.
3. Xu XG. An exponential growth of computational phantom research in radiation protection, imaging, and radiotherapy: a review of the fifty-year history. *Phys Med Biol.* 2014;59(18): R233-R302.
4. Hadad K, Saeedi-Moghadam M, Zeinali-Rafsanjani B. Voxel dosimetry: comparison of MCNPX and DOSXYZnrc Monte Carlo codes in patient specific phantom calculations. *Technology and Health Care.* 2017;25(1):29-35.
5. Kienbock R. On the quantimeric method. *Arch Roentgen Ray.* 1906;11(1):17-20.
6. Friedrich W, Glasser O. The distribution of the radiation dose in intracorporeal radium and mesothorium therapy. In: Kroening B,

7. Schmitz H., Huth E. The determination of equal intensity curves (isodoses) of short radium capsules. The Principles of Physics and Biology of Radiation Therapy / ed. by B. Kroening, W. Friedrich. London : Heinemann, 1922. P. 255.
8. Quimby E. H. The intensity of radiation in the vicinity of filtered radon implants. *Radiology*. 1928. Vol. 10, no. 5. P. 365–367. <https://doi.org/10.1148/10.5.365>.
9. Jones D. E. A., Raine H. C. A letter to the editor. *Br. J. Radiol.* 1949. Vol. 22. P. 549–550.
10. Failla G. The measurement of tissue dose in terms of the same unit for all ionizing radiations. *Radiology*. 1937. Vol. 29, no. 2. P. 202.
11. Quimby E. H., Marinelli L. D., Farrow J. H. A study of backscatter. *Am. J. Roentgenol.* 1938. Vol. 39. P. 799.
12. Lincoln T. A., Gupton E. D. Radiation doses in diagnostic X-ray procedures. *Radiology*. 1958. Vol. 71. P. 208.
13. Jacobs M. L., Pape L. Dosimetry for a total-body irradiation chamber. *Radiology*. 1961. Vol. 77. P. 788.
14. Stacey A. J., Bevan A. R., Dickens C. W. A new phantom material employing depolymerised natural rubber. *Br. J. Radiol.* 1961. Vol. 34. P. 510.
15. Alderson S. W., Lanzl L. H., Rollins M., Spira J. An instrumented phantom system for analog computation of treatment plans. *Am. J. Roentgenol.* 1962. Vol. 87. P. 185.
16. Tanaka G. I., Kawamura H., Nakahara Y. Reference Japanese Man-I. Mass of organs and other characteristics of normal Japanese. *Health Phys.* 1979 a. Vol. 36. P. 333.
17. ICRU Report 48. Phantoms and computational models in therapy. Diagnosis and protection / International Commission on Radiation Units and Measurement. 1992.
18. ICRU Report 10d. Clinical dosimetry. National Bureau of Standards Handbook. 1963. Vol. 87. 61 p.
19. ICRU Report 23. Measurement of absorbed dose in a phantom irradiated by a single beam of X or gamma rays. Journal of the International Commission on Radiation Units and Measurements. 1973. Vol. 12, no. 2. <https://doi.org/10.1093/jicru/os12.2.Report23>.
20. ICRU Report 35. Radiation Dosimetry: electron beams with energies between 1 and 50 MeV: Journal of the International Commission on Radiation Units and Measurements. 1984. Vol. 18, no. 2.
21. ICRU Report 45. Clinical Neutron Dosimetry-Part I: determination of absorbed dose in a patient treated by external beams of fast neutrons. Journal of the International Commission on Radiation Units and Measurements. 1989. Vol. 23, no. 2. <https://doi.org/10.1093/jicru/os23.2.Report45>.
22. ICRU Report 33. Radiation quantities and units. Journal of the International Commission on Radiation Units and Measurements. 1980. Vol. 17, no. 2. <https://doi.org/10.1093/jicru/os17.2.Report33>.
23. ICRU Report 50. Prescribing, recording and reporting photon beam therapy: Journal of the International Commission on Friedrich W, editors. the principles of physics and biology of radiation therapy. London: Heinemann; 1922. p. 241.
7. Schmitz H, Huth E. The determination of equal intensity curves (isodoses) of short radium capsules. In: Kroening B, Friedrich W, editors. The principles of physics and biology of radiation therapy. London: Heinemann; 1922. p. 255.
8. Quimby EH. The intensity of radiation in the vicinity of filtered radon implants. *Radiology*. 1928;10(5):365-7.
9. Jones DEA, Raine HC. A letter to the editor. *Br. J. Radiol.* 1949; 22:549-550.
10. Failla G. The measurement of tissue dose in terms of the same unit for all ionizing radiations. *Radiology*. 1937;29(2):202.
11. Quimby EH, Marinelli LD, Farrow JH. A study of backscatter. *Am J Roentgenol.* 1938;39:799.
12. Lincoln TA, Gupton ED. Radiation doses in diagnostic X-ray procedures. *Radiology*. 1958;71:208.
13. Jacobs ML, Pape L. Dosimetry for a total-body irradiation chamber. *Radiology*. 1961;77:788.
14. Stacey AJ, Bevan AR, Dickens CW. A new phantom material employing depolymerised natural rubber. *Br J Radiology*. 1961;34:510.
15. Alderson SW, Lanzl LH, Rollins M, Spira J. An instrumented phantom system for analog computation of treatment plans. *Am J Roentgenol.* 1962;87:185.
16. Tanaka G-I, Kawamura H, Nakahara Y. Reference Japanese Man-I. Mass of organs and other characteristics of normal Japanese. *Health Phys.* 1979a;36:333.
17. International Commission on Radiation Units and Measurement. ICRU Report 48. Phantoms and Computational Models in Therapy Diagnosis and Protection. Maryland: Bethesda. 1992.
18. International Commission on Radiation Units and Measurement. ICRU Report 10d. Clinical dosimetry. National Bureau of Standards Handbook. 1963;87:61.
19. International Commission on Radiation Units and Measurement. ICRU Report 23. Measurement of absorbed dose in a phantom irradiated by a single beam of X or gamma rays. Journal of the International Commission on Radiation Units and Measurements. 1973;12(2). doi: 10.1093/jicru/os12.2.Report23.
20. International Commission on Radiation Units and Measurement. ICRU Report 35. Radiation dosimetry: electron beams with energies between 1 and 50 MeV. Journal of the International Commission on Radiation Units and Measurements. 1984;18(2).
21. International Commission on Radiation Units and Measurement. ICRU Report 45. Clinical neutron dosimetry-part I: determination of absorbed dose in a patient treated by External Beams of Fast Neutrons. Journal of the International Commission on Radiation Units and Measurements. 1989;23(2). doi: 10.1093/jicru/os23.2.Report45.
22. International Commission on Radiation Units and Measurement. Radiation quantities and units: ICRU Report 33. Journal of the International Commission on Radiation Units and Measurements. 1980;17(2). doi: 10.1093/jicru/os17.2.Report33.

- Radiation Units and Measurements. 1993. Vol. 26, no. 1. <https://doi.org/10.1093/jicru/os26.1.Report50>.
24. Varchena V. Pediatric phantoms. *Pediatr. Radiol.* 2002. Vol. 32. P. 280–284.
 25. Compagnone G., Pagan L., Bergamini C. Comparison of six phantoms for entrance skin dose evaluation in 11 standard X-ray examinations. *J. Appl. Clin. Med. Phys.* 2005. Vol. 6, no. 1. P. 101–113.
 26. CT versus plain radiographs for evaluation of c-spine injury in young children: do benefits outweigh risks? / R. Jimenez, M. DeGuzman, S. Shiran, A. Karrellas, R. Lorenzo. *Pediatr. Radiol.* 2008. Vol. 38. P. 635–644.
 27. Helmrot E., Pettersson H., Sandborg M., Alten J. N. Estimation of dose to the unborn child at diagnostic X-ray examinations based on data registered in RIS / PACS 2006. *Eur. Radiol.* 2007. Vol. 17. P. 205–209.
 28. Golikov V., Barkovsky A., Wallstrom E., Cederblad A. A comparative study of organ doses assessment for patients undergoing conventional X-ray examinations: phantom experiments Vs. Calculations. *Radiat. Prot. Dosimetry.* 2018. Vol. 178, Iss. 2. P. 223–234. doi:10.1093/rpd/ncx102.
 29. Axelsson B., Persliden J., Schuwert P. Dosimetry for computed tomography examination of children. *Radiat. Prot. Dosimetry.* 1996. Vol. 64, no. 3. P. 221–226.
 30. Axelsson B., Khalil C., Lidegran M., Schuwert P. Estimating the effective dose to children undergoing heart investigation – phantom study. *Br. J. Radiol.* 1999. Vol. 72. P. 378–383.
 31. Direct effective dose calculations in pediatric fluoroscopy-guided abdominal interventions with Rando-Alderson phantoms - optimization of preset parameter settings / M. Wildgruber, R. Muller-Wille, H. Goessmann, W. Uller., W.A. Wohlgemuth. *PLoS One.* 2016. Vol. 11, no. 8. doi:10.1371/journal.pone.0161806.
 32. Assessment of a theoretical formalism for dose estimation in CT : an anthropomorphic phantom study / G. Brix, U. Lechel, R. Veit, R. Truckenbrodt, G. Stamm, E. M. Coppenrath, J. Griebel, H.-D Nagel. *Eur. Radiol.* 2004. Vol. 14, no. 7. P. 1275–1284.
 33. Radiation Dose from Contemporary Cardiothoracic Multidetector CT Protocols with an Anthropomorphic Female Phantom : Implications for Cancer Induction / L. M. Hurwitz, R. E. Reiman, T. T. Yoshizumi, P. C. Goodman, G. Toncheva, G. Nguyen, C. Lowry. *Radiology.* 2007. Vol. 245, no. 3. P. 742–750.
 34. 16-detector multislice CT dosimetry estimation by TLD measurement compared with Monte Carlo simulation / A. M. Groves, K. E. Owen, H. M. Courtney, S. J. Yates, K. E. Goldstone, G. M. Blake, A. K. Dixon. *Br. J. Radiol.* 2004. Vol. 77, no. 920. P. 662–665.
 35. Optimization of the double dosimetry algorithm for interventional cardiologists / V. Chumak, A. Morgun, E. Bakhanova, V. Voloskiy, E. Borodynchik. *Radiat. Phys. Chem.* 2014, Vol. 104. P. 51–54.
 36. Correlation of 3D-planned and measured dosimetry of photon and electron craniospinal radiation in a pediatric anthropomorphic phantom / C. Hood, T. Kron, C. Hamilton, S. Callan, S. Howlett, F. Alvaro, M. Back. *Radiother. Oncol.* 2005. Vol. 77. P. 111–116.
 23. International Commission on Radiation Units and Measurement. ICRU Report 50. Prescribing, recording and reporting photon beam therapy. Journal of the International Commission on Radiation Units and Measurements. 1993;26(1). doi:10.1093/jicru/os26.1.Report50.
 24. Varchena V. Pediatric phantoms. *Pediatr. Radiol.* 2002;32: 280-285.
 25. Compagnone G, Pagan L, Bergamini C. Comparison of six phantoms for entrance skin dose evaluation in 11 standard X-ray examinations. *J Appl Clin Med Phys.* 2005;6(1):101-113.
 26. Jimenez R, DeGuzman M, Shiran S, Karrellas A, Lorenzo R. CT versus plain radiographs for evaluation of c-spine injury in young children: do benefits outweigh risks? *Pediatr Radiol.* 2008;38:635-644.
 27. Helmrot E, Pettersson H, Sandborg M, Alten JN. Estimation of dose to the unborn child at diagnostic X-ray examinations based on data registered in RIS/PACS 2006. *Eur Radiol.* 2007;17:205-9.
 28. Golikov V, Barkovsky A, Wallstrom E, Cederblad A. A comparative study of organ doses assessment for patients undergoing conventional X-ray examinations: phantom experiments vs. Calculations. *Radiat Prot Dosimetry.* 2018;178(2):223-234.
 29. Axelsson B, Persliden J, Schuwert P. Dosimetry for computed tomography examination of children. *Radiat Prot Dosimetry.* 1996;64(3):221-226.
 30. Axelsson B, Khalil C, Lidegran M, Schuwert P. Estimating the effective dose to children undergoing heart investigation - phantom study. *Br J Radiol.* 1999;72:378-383.
 31. Wildgruber M, Muller-Wille R, Goessmann H, Uller W, Wohlgemuth WA. Direct effective dose calculations in pediatric fluoroscopy-guided abdominal interventions with Rando-Alderson phantoms – optimization of preset parameter settings. *PLoS One.* 2016;11(8):e0161806. doi:10.1371/journal.pone.0161806.
 32. Brix G, Lechel U, Veit R, Truckenbrodt R, Stamm G, Coppenrath EM et al. Assessment of a theoretical formalism for dose estimation in CT: an anthropomorphic phantom study. *Eur Radiol.* 2004;14(7):1275-1284.
 33. Hurwitz LM, Reiman RE, Yoshizumi TT, Goodman PC, Toncheva G, Nguyen G et al. Radiation dose from contemporary cardiothoracic multidetector CT protocols with an anthropomorphic female phantom: Implications for Cancer Induction. *Radiology.* 2007; 245(3):742-750.
 34. Groves AM, Owen KE, Courtney HM, Yates SJ, Goldstone KE, Blake GM, Dixon AK. 16-detector multislice CT: dosimetry estimation by TLD measurement compared with Monte Carlo simulation. *Br J Radiol.* 2004;77(920):662-665.
 35. Chumak V, Morgun A, Bakhanova E, Voloskiy V, Borodynchik E. Optimization of the double dosimetry algorithm for interventional cardiologists. *Radiat Phys Chem.* 2014;104:51-54.
 36. Hood C, Kron T, Hamilton C, Callan S, Howlett S, Alvaro F, Back M. Correlation of 3D-planned and measured dosimetry of photon

37. Shrimpton P. C., Wall B. F., Fisher E. S. The tissue-equivalence of the Alderson Rando anthropomorphic phantom for X-rays of diagnostic qualities. *Phys. Med. Biol.* 1981. Vol. 26, no. 1. P. 133–139.
38. Comparisons of point and average organ dose within an anthropomorphic physical phantom and a computational model of the newborn patient / J. B. Sessions, J. N. Roshau, M. A. Tressler, D. E. Hintenlang, M. M. Arreola, J. L. Williams, L. G. Bouchet, W. E. Bolch. *Med. Phys.* 2002. Vol. 29. P. 1080–1089.
39. Risk estimation of radiation-induced thyroid cancer from treatment of brain tumors in adults and children / M. Mazonakis, J. Damilakis, H. Varveris, M. Fasoulaki N. Gourtsoyiannis. *Int. J. Oncol.* 2003. Vol. 22. P. 221–225.
40. Application of GEANT4 radiation transport toolkit to dose calculations in anthropomorphic phantoms / P. Rodrigues, A. Trindade, L. Peralta, C. Alves, A. Chaves, M. C. Lopes. *Appl. Radiat. Isot.* 2004. Vol. 61. P. 1451–1461.
41. A tomographic physical phantom of the newborn child with real-time dosimetry. II. Scaling factors for calculation of mean organ dose in pediatric radiography / R. J. Staton, A. K. Jones, C. Lee, D. E. Hintenlang, M. M. Arreola, J. L. Williams, W. E. Bolch. *Med. Phys.* 2006. Vol. 33. P. 3284–3289.
42. Struelens L., Vanhavere F., Smans K. Experimental validation of Monte Carlo calculations with a voxelized Rando-Alderson phantom: a study on influence parameters. *Phys. Med. Biol.* 2008. Vol. 53. P. 5831–5844.
43. Effective doses in standard protocols for multi-slice CT scanning / M. Cohnen, L. W. Poll, C. Puettmann, K. Ewen, A. Saleh, U. Modder. *Eur. Radiol.* 2003. Vol. 13. P. 1148–1153.
44. Validation of a Monte Carlo tool for patient-specific dose simulations in multi-slice computed tomography / P. Deak, M. van Straten, P. C. Shrimpton, M. Zankl, W. A. Kalender. *Eur. Radiol.* 2008. Vol. 18. P. 759–772.
45. Radiation dose evaluation in 64-slice CT examinations with adult and paediatric anthropomorphic phantom / K. Fujii, T. Aoyama, C. Yamauchi-Kawaura, S. Koyama, M. Yamauchi, S. Ko, K. Akahane, K. Nishizawa. *Br. J. Radiol.* 2009. Vol. 82, no. 984. P. 1010–1018.
46. Assessment of organ dose and image quality in head and chest CT examinations: a phantom study / S. Gharbi, S. Labidi, M. Mars, M. Chelli, S. Meftah, M. F. Ladeb. *J. Radiol. Prot.* 2018. Vol. 38. P. 807–818.
47. Huda W., Ogden K. M., Khorasani M. R. Effect of dose metrics and radiation risk models when optimizing CT x-ray tube voltage. *Phys. Med. Biol.* 2008. Vol. 53, no. 17. P. 4719–4732.
48. Radiation dose and cancer risk from pediatric CT examinations on 64-slice CT: A phantom study / S. T. Feng, M. W. M. Law, B. Huang, S. Ng, Z. P. Li, Q. F. Meng, P. L. Khong. *Eur. Radiol.* 2010. Vol. 20, no. 2. P. e19–e23.
49. Relationship between the radiation doses at nonenhanced CT studies using different tube voltages and automatic tube current modulation during anthropomorphic phantoms of young children / T. Masuda, Y. Funama, M. Kiguchi, K. Osawa, S. Suzuki, T. Oku, K. Sugisawa, and electron craniospinal radiation in a pediatric anthropomorphic phantom. *Radiother. Oncol.* 2005;77:111–116.
37. Shrimpton PC, Wall BF, Fisher ES. The tissue-equivalence of the Alderson Rando anthropomorphic phantom for X-rays of diagnostic qualities. *Phys Med Biol.* 1981;26(1):133–139.
38. Sessions JB, Roshau JN, Tressler MA, Hintenlang DE, Arreola MM, Williams JL, et al. Comparisons of point and average organ dose within an anthropomorphic physical phantom and a computational model of the newborn patient. *Med Phys.* 2002;29:1080–1089.
39. Mazonakis M, Damilakis J, Varveris H, Fasoulaki M, Gourtsoyiannis N. Risk estimation of radiation-induced thyroid cancer from treatment of brain tumors in adults and children. *Int J Oncol.* 2003;22:221–225.
40. Rodrigues P, Trindade A, Peralta L, Alves C, Chaves A, Lopes MC. Application of GEANT4 radiation transport toolkit to dose calculations in anthropomorphic phantoms. *Appl Radiat Isot.* 2004;61:1451–1461.
41. Staton RJ, Jones AK, Lee C, Hintenlang DE, Arreola MM, Williams JL, Bolch WE. A tomographic physical phantom of the newborn child with real-time dosimetry. II. Scaling factors for calculation of mean organ dose in pediatric radiography. *Med Phys.* 2006;33:3284–3289.
42. Struelens L, Vanhavere F, Smans K. Experimental validation of Monte Carlo calculations with a voxelized Rando-Alderson phantom: a study on influence parameters. *Phys Med Biol.* 2008;53:5831–5844.
43. Cohnen M, Poll LW, Puettmann C, Ewen K, Saleh A, Modder U. Effective doses in standard protocols for multi-slice CT scanning. *Eur Radiol.* 2003;13:1148–1153.
44. Deak P, van Straten M, Shrimpton PC, Zankl M, Kalender WA. Validation of a Monte Carlo tool for patient-specific dose simulations in multi-slice computed tomography. *Eur Radiol.* 2008;18:759–772.
45. Fujii K, Aoyama T, Yamauchi-Kawaura C, Koyama S, Yamauchi M, Ko S, et al. Radiation dose evaluation in 64-slice CT examinations with adult and pediatric anthropomorphic phantoms. *Br J Radiol.* 2009;82 (984):1010–1018.
46. Gharbi S, Labidi S, Mars M, Chelli M, Meftah S, Ladeb MF. Assessment of organ dose and image quality in head and chest CT examinations: a phantom study. *J Radiol Prot.* 2018;38:807–818.
47. Huda W, Ogden KM, Khorasani MR. Effect of dose metrics and radiation risk models when optimizing CT x-ray tube voltage. *Phys Med Biol.* 2008;53(17):4719–4732.
48. Feng ST, Law MWM, Huang B, Ng S, Li ZP, Meng QF, Khong PL. Radiation dose and cancer risk from pediatric CT examinations on 64-slice CT: A phantom study. *Eur Radiol.* 2010;20(2):e19–e23.
49. Masuda T, Funama Y, Kiguchi M, Osawa K, Suzuki S, Oku T, et al. Relationship between the radiation doses at nonenhanced CT studies using different tube voltages and automatic tube current modulation during anthropomorphic phantoms of young children. *J Appl Clin Med Phys.* 2017;18(6):232–243.

- T. Shouji, K. Awai. *J. App. Clin. Med. Phys.* 2017 Vol. 18, no. 6. P. 232-243.
50. Radiation dose evaluation in head and neck MDCT examinations with a 6-year-old child anthropomorphic phantom / C. Yamauchi-Kawaura, K. Fujii, T. Aoyama, S. Koyama, M. Yamauchi. *Pediatr. Radiol.* 2010. Vol. 40, no. 7. P. 1206-1214.
 51. Stadnyk L. L., Nosyk O. V. Determination of the patients' effective doses for most common X-ray examinations by phantom simulation. *Probl. Radiat. Med. Radiobiol.* 2019. Vol. 24. P. 180-194.
 52. Bouacid S. S., Kharfi F., Boulakhssaim F. Comparison of measured and calculated doses in a RANDO phantom with a realistic lung radiotherapy treatment plan including heterogeneities. *Radiat. Environ. Biophys.* 2018. Vol. 57. P. 365-373.
 53. Verification of dose distribution on the gamma knife perfexion radiosurgery using gafchromic EBT3 film: RANDO phantom study / N. I. Pranditayana, A. R. Setiadi, M. M. Ramadhan et al. *J. Phys. Conference Series.* 2020. Vol. 1528. P. 012028.
 54. Evaluation of breast cancer radiation therapy techniques in outfield organs of RANDO Phantom with Thermoluminescence Dosimeter / M. Behmadi, H. Gholamhosseinian, M. Mohammadi et al. *J. Biomed. Phys. Eng.* 2019. Vol. 9, no. 2. P. 179-188.
 55. Assessment of accuracy of out-of-field dose calculations by TiGRT treatment planning system in radiotherapy / M. Bahreyni Toossi, S. Soleymanifard, B. Farhood et al. *J. Cancer Res. Ther.* 2018. Vol. 14, no. 3. P. 634-639.
 56. Dosimetric validation of Monte Carlo and analytical dose engines with raster-scanning ^1H , ^4He , ^{12}C , and ^{16}O ion-beams using an anthropomorphic phantom / S. Mein, B. Kopp, T. Tessonier et al. *Phys. Medica.* 2019. Vol. 64. P. 123-131.
 57. UNSCEAR 2008. Sources and effects of ionizing radiation : Report to the General Assembly, with Scientific Annex ./ United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. New York : UN, 2010. 143 p.
 58. National Council on Radiation Protection and Measurements. Medical radiation exposure of patients in the united states. NCRP Report 184. Bethesda, Maryland : National Council on Radiation Protection and Measurements. 2019.
 59. Advances in computational human phantoms and their applications in biomedical engineering – a topical review / W. Kainz, E. Neufeld, W. E. Bolch, C. G. Graff, C. H. Kim, N. Kuster et al. *IEEE Trans Radiat. Plasma Med. Sci.* 2019. Vol. 3, no. 1. P. 1-23.
 60. Schmidt B., Kalender W. A. A fast voxel-based Monte-Carlo method for scanner- and patient-specific dose calculations in computed tomography. *Phys. Medica.* 2002. Vol. 18, no. 2. P. 43-53.
 61. Patient organ and effective dose estimation in CT: comparison of four software applications / C. De Mattia, F. Campanaro, F. Rottoli, P. E. Colombo, A. Pola., A. Vanzulli., A. Torresin. *Eur. Radiol. Exp.* 2020. Vol. 4. P. 14.
 62. Snyder W. S., Ford M. R., Warner G. G., Watson G. G. Revision of MIRD Pamphlet no. 5 entitled eEstimates of absorbed fractions for monoenergetic photon sources uniformly distributed in various organs of a het-
 50. Yamauchi-Kawaura C, Fujii K, Aoyama T, Koyama S, Yamauchi M. Radiation dose evaluation in head and neck MDCT examinations with a 6-year-old child anthropomorphic phantom. *Pediatr Radiol.* 2010;40 (7):1206-1214.
 51. Stadnyk LL, Nosyk OV. Determination of the patients effective doses for most common X-ray examinations by phantom simulation. *Probl Radiat Med Radiobiol.* 2019;24:180-194.
 52. Bouacid SS, Kharfi F, Boulakhssaim F. Comparison of measured and calculated doses in a RANDO phantom with a realistic lung radiotherapy treatment plan including heterogeneities. *Radiat Environ Biophys.* 2018;57:365-373.
 53. Pranditayana NI, Setiadi AR, Ramadhan MM, Tandian D, Pawiro SA. Verification of dose distribution on the gamma knife perfexion radiosurgery using gafchromic EBT3 film: RANDO phantom study. *J Phys Conf Ser.* 2020;1528:012028.
 54. Behmadi M, Gholamhosseinian H, Mohammadi M, Naseri S, Momennezhad M, Bayani S et al. Evaluation of breast cancer radiation therapy techniques in outfield organs of RANDO Phantom with thermoluminescence dosimeter. *J Biomed Phys Eng.* 2019;9(2):179-188.
 55. Bahreyni Toossi M, Soleymanifard S, Farhood B, Mohebbi S, Davenport D. Assessment of accuracy of out-of-field dose calculations by TiGRT treatment planning system in radiotherapy. *J Cancer Res Ther.* 2018;14(3):634-639.
 56. Mein S, Kopp B, Tessonier T, Ackermann B, Ecker S, Bauer Y et al. Dosimetric validation of Monte Carlo and analytical dose engines with raster-scanning ^1H , ^4He , ^{12}C , and ^{16}O ion-beams using an anthropomorphic phantom. *Phys Medica.* 2019;64:123-131.
 57. Sources and effects of ionizing radiation. In: United Nations Scientific Committee on the Effects of atomic radiation: UNSCEAR 2008. Report to the General Assembly with scientific annex. New York: UN; 2010. 143 p.
 58. National Council on Radiation Protection and Measurements. Medical radiation exposure of patients in the united states. NCRP Report no. 184. Bethesda, Maryland: National Council on Radiation Protection and Measurements. 2019.
 59. Kainz W, Neufeld E, Bolch WE, Graff CG, Kim CH, Kuster N et al. Advances in computational human phantoms and their applications in biomedical engineering – a topical review. *IEEE Trans Radiat Plasma Med Sci.* 2019;3(1):1-23.
 60. Schmidt B, Kalender WA. A fast voxel-based Monte Carlo method for scanner- and patient-specific dose calculations in computed tomography. *Phys Medica.* 2002;18(2):43-53.
 61. De Mattia C, Campanaro F, Rottoli F, Colombo PE, Pola A, Vanzulli A, Torresin A. Patient organ and effective dose estimation in CT: comparison of four software applications. *Eur Radiol Exp.* 2020;4:14.
 62. Snyder WS, Ford MR, Warner GG, Watson GG. Revision of MIRD Pamphlet No 5 entitled estimates of absorbed fractions for monoenergetic photon sources uniformly distributed in var-

- erogeneous phantom. ORNL-4979, Oak Ridge National Laboratory, Oak Ridge, Tn., USA, 1974.
63. Cristy M. Mathematical phantoms representing children at various ages for use in estimates of internal dose, Report ORNL/NUREG/TM-367, Oak Ridge National Laboratory, Oak Ridge, Tn., USA, 1980.
64. Kramer R., Zankl M., Williams G., Drexler G., The calculation of dose from external photon exposures using reference human phantoms and Monte-Carlo methods. Part I : The male (ADAM) and female (EVA) adult mathematical phantoms. GSF-report S-885. Reprint July 1999. Institut fur Strahlenschutz, GSF-Forschungszentrum fur Umwelt und Gesundheit, Neuherberg-Munchen, 1982.
65. Fisher H. L., Snyder W. S. Distribution of dose in the body from a source of gamma rays distributed uniformly in an organ. Proceedings of the First International Congress on Radiation Protection. Oxford : Pergamon Press, 1968. P. 1473–1486.
66. Snyder W. S., Ford M. R., Warner G. G., Fisher Jr. H. L. Estimates of absorbed fractions for monoenergetic photon sources uniformly distributed in various organs of a heterogeneous phantom. *J. Nucl. Med.* 1969. Vol. 10, supp. I., no. 3. P. 7–52.
67. Spitzer V., Ackerman M. J., Scherzinger A. L., Whitlock D. The visible human male: a technical report. *J. Am. Med. Inform. Assoc.* 1996. Vol. 3. P. 118–130.
68. ICRP Publication 60. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Ann. ICRP. 1991. Vol. 21, no. 1–3.
69. ICRP Publication 103. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Ann. ICRP. 2007. Vol 37, no. 2-4. P. 1–332 .
70. Voloskyi V., Chumak V., Bakhanova E., Morgun A. Testing and validation of methods for dose measuring in anisotropic fields under occupational exposure in interventional cardiology. *Probl. Radiat. Med. Radiobiol.* 2013. Vol. 18. P. 70–81.
71. Volosky V., Bakhanova E., Chumak V. Determination of angular distributions of workplace photon fields in a context of effective dose estimation. *Radiat. Prot. Dosimetry.* 2011. Vol. 144, iss. 1–4. P. 636–639. doi:10.1093/rpd/ncq306.
72. Chumak V., Bakhanova E. Assessment of effective dose with personal dosimeters: Account of the effect of anisotropy of workplace fields. *Radiat. Meas.* 2008. Vol. 43, iss. 2–6. P. 655–658.
73. The HARMONIC project: Study design for assessment of cancer risks following cardiac fluoroscopy in childhood / R. Harbron, I. Thierry-Chef, M. Pearce, M. Bernier, S. Dreuil, E. Rage, M. G Andreassi, E. Picano, S. Dreger, H. Zeeb, H. Olerud, U. Thevathas., K. Kjaerheim, G. Dohlen., A. Jahnen, J. Hermen, V. Chumak, E. Bakhanova, V. Voloskyi, D. Borrego, C. Lee, J. Dabin. *J. Radiol. Prot.* (in press, article reference: JRP-10196).
74. 3D-printed tissue-mimicking phantoms for medical imaging and computational validation applications / A. J. Cloonan, D. Shahmirzadi, R. X Li, B. J. Doyle, E. E. Konofagou, T. M. McGloughlin. *3D Print. Addit. Manuf.* 2014. Vol. 1, no. 1. P. 14–23. <http://doi.org/10.1089/3dp.2013.0010>.
- ious organs of a heterogeneous phantom. ORNL-4979, Oak Ridge. 1974.
63. Cristy M. Mathematical phantoms representing children at various ages for use in estimates of internal dose, Report ORNL/NUREG/TM-367, Oak Ridge National Laboratory, Oak Ridge, Tenn., USA, 1980.
64. Kramer R, Zankl M, Williams G, Drexler G. The calculation of dose from external photon exposures using reference human phantoms and Monte Carlo methods. Part I: The male (ADAM) and female (EVA) adult mathematical phantoms. GSF-Report S-885. Reprint July 1999. Institut fur Strahlenschutz, GSF-Forschungszentrum fur Umwelt und Gesundheit, Neuherberg-Munchen, 1982.
65. Fisher HL, Snyder WS. Distribution of Dose in The Body from a Source of Gamma Rays Distributed Uniformly in an Organ. In: The First International Congress on Radiation Protection. Oxford: Pergamon Press; 1968:1473-86.
66. Snyder WS, Ford MR, Warner GG, Fisher JHL. Estimates of absorbed fractions for monoenergetic photon sources uniformly distributed in various organs of a heterogeneous phantom. *J Nucl Med.* 1969;10(3):7-52.
67. Spitzer V, Ackerman MJ, Scherzinger AL, Whitlock D. The visible human male: A technical report. *J Am Med Inform Assoc.* 1996;3:118-30.
68. International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60. Recommendations of the ICRP. Ann ICRP. 1991;21(1-3).
69. International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Ann ICRP. 2007;37(2-4):1-332.
70. Voloskyi V, Chumak V, Bakhanova E, Morgun A. Testing and validation of methods for dose measuring in anisotropic fields under occupational exposure in interventional cardiology. *Probl Radiac Med Radiobiology.* 2013;18:70-81.
71. Volosky V, Bakhanova E, Chumak V. Determination of angular distributions of workplace photon fields in a context of effective dose estimation. *Radiat Prot Dosimetry.* 2011;144(1-4):636-639.
72. Chumak V, Bakhanova E. Assessment of effective dose with personal dosimeters: Account of the effect of anisotropy of workplace fields. *Radiat Meas.* 2008;43(2-6):655-658.
73. Harbron R, Thierry-Chef I, Pearce M, Bernier M, Dreuil S, Rage E, et al. The HARMONI C project: Study design for assessment of cancer risks following cardiac fluoroscopy in childhood. *J Radiol Prot:* (in press, article reference: JRP-10196).
74. Cloonan AJ, Shahmirzadi D, Li RX, Doyle BJ, Konofagou EE, McGloughlin TM. 3D-pinted tissue-mimicking phantoms for medical imaging and computational validation applications. 3D printing and additive manufacturing. *3D Print Addit Manuf.* 2014;1(1):14-23.

75. Design of a head phantom produced on a 3D rapid prototyping printer and comparison with a RANDO and 3M lucite head phantom in eye dosimetry applications / P. Homolka, M. Figl, A. Wartak, M. Glanzer, M. Dunkelmeyer, A. Hojreh, J. Hummel. *Physics Med. Biol.* 2017. Vol. 62, no. 8. 3158.

ІНФОРМАЦІЯ ПРО АВТОРІВ

Чумак Вадим Віталійович, доктор біологічних наук, старший науковий співробітник, завідувач лабораторії дозиметрії зовнішнього опромінення, Інститут радіаційної гігієни і епідеміології ННЦРМ, м. Київ

Петренко Наталія Петрівна, молодший науковий співробітник лабораторії дозиметрії зовнішнього опромінення, Інститут радіаційної гігієни і епідеміології ННЦРМ, м. Київ

Баханова Олена Володимирівна, кандидат фізико-математичних наук, старший дослідник, провідний науковий співробітник лабораторії дозиметрії зовнішнього опромінення, Інститут радіаційної гігієни і епідеміології ННЦРМ, м. Київ

Волоський Віталій Миколайович, кандидат біологічних наук, науковий співробітник лабораторії дозиметрії зовнішнього опромінення, Інститут радіаційної гігієни і епідеміології ННЦРМ, м. Київ

Трескунова Таміла Василівна, кандидат медичних наук, старший науковий співробітник, старший науковий співробітник лабораторії дозиметрії зовнішнього опромінення, Інститут радіаційної гігієни і епідеміології ННЦРМ, м. Київ

75. Homolka P, Figl M, Wartak A, Glanzer M, Dunkelmeyer M, Hojreh A, et al. Design of a head phantom produced on a 3D rapid prototyping printer and comparison with a RANDO and 3M lucite head phantom in eye dosimetry applications. *Physics Med Biol.* 2017;62(8):3158.

INFORMATION ABOUT AUTHORS

Vadym V. Chumak, Doctor of Biological Sciences, Associate Professor, Head of Laboratory of External Exposure Dosimetry, Radiation Hygiene and Epidemiology Institute, NRCRM, Kyiv, Ukraine

Nataliya P. Petrenko, Junior Researcher of Laboratory of External Exposure Dosimetry, Radiation Hygiene and Epidemiology Institute, NRCRM, Kyiv, Ukraine

Olena V. Bakhanova, Candidate of Sciences in Physics and Mathematics, Associate Professor, Leading Researcher of Laboratory of External Exposure Dosimetry, Radiation Hygiene and Epidemiology Institute, NRCRM, Kyiv, Ukraine

Vitalii M. Volosky, Candidate of Biological Sciences, Research Associate, Laboratory of External Exposure Dosimetry, Radiation Hygiene and Epidemiology Institute, NRCRM, Kyiv, Ukraine

Tamila V. Treskunova, Candidate of Medical Sciences, Associate Professor, Senior Research Associate, Laboratory of External Exposure Dosimetry, Radiation Hygiene and Epidemiology Institute, NRCRM, Kyiv, Ukraine

Стаття надійшла до редакції 14.07.2020

Received: 14.07.2020