АКТУАЛЕН ОБЗОР НА КОМЕРСИАЛНО ДОСТЪПНИ МЕДИЦИНСКИ ДЕТЕКТОРИ НА РЕНТГЕНОВИ ЛЪЧИ

Георги Вълчев[1,2], Мариана Йорданова[1], Станислава Мавродинова[1], Елка Костова[1], Светомир Чакъров[1,2], Ванеса-Мери Вълкова[1]

[1]УС „Рентгенов лаборант", Медицински колеж, Медицински университет – Варна
[2]Клиника по образна диагностика, УМБАЛ „Света Марина" – Варна

CONTEMPORARY REVIEW OF COMMERCIALLY AVAILABLE MEDICAL X-RAY DETECTORS

Georgi Valchev[1,2], Mariana Yordanova[1], Stanislava Mavrodinova[1], Elka Kostova[1], Svetomir Chakarov[1,2], Vanessa-Meri Valkova[1]

[1]TS X-Ray Laboratory Assistant, Medical College, Medical University of Varna
[2]Department of Radiology, St. Marina University Hospital, Medical University of Varna

РЕЗЮМЕ

Wilhelm Conrad Röntgen поставя началото на образната диагностика, когато открива рентгеновите лъчи на 8 ноември 1895. От тогава до наши дни тази дисциплина е претърпяла огромно развитие, особено изразено през последните три десетилетия. Навлизат множество нови модалности, сред които томографски, нейонизиращи, способни на динамична визуализация на процесите и структурите в човешкото тяло. Фундаментално значение за диагностичния алгоритъм на модерното отделение по образна диагностика имат новите рентгенови методики, всички лежащи върху цифровите детектори на рентгенови лъчи. Тези детектори заменят оригиналните фотографски плаки, правят възможно създаването на компютърната томография и значително оптимизират качеството и йонизиращата доза на пациента. Детекторите биват три основни вида – фотостимулирани фосфорни плочи, непреки полупроводникови и преки полупроводникови (фотонноброящи). В този труд са разгледани в достъпен вариант техните физични принципи на работа, тяхното устройство, както и съответните им предимства и недостатъци.

Ключови думи: *дигитална рентгенография, образна диагностика, иновации, медицинска физика*

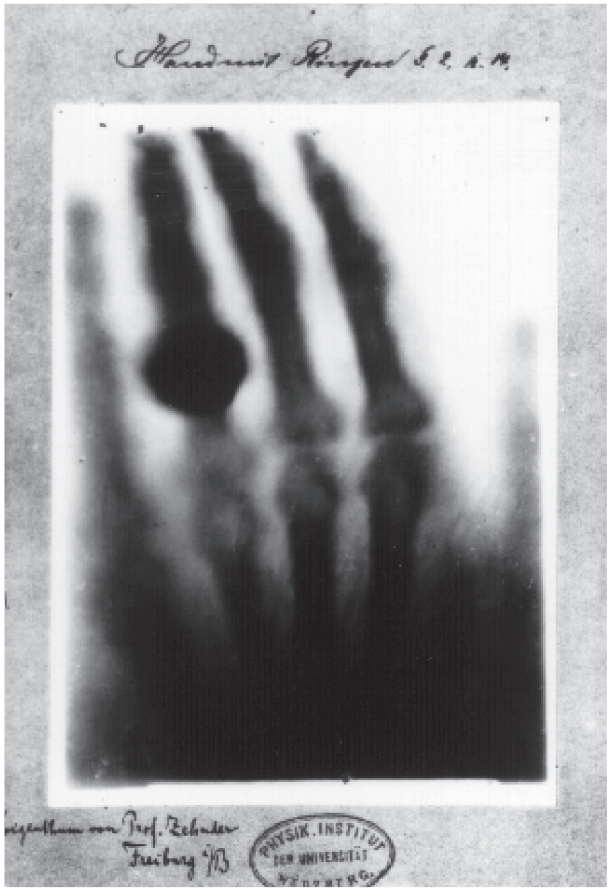
ABSTRACT

Wilhelm Conrad Röntgen became the father of diagnostic imaging when he discovered the eponymous rays on November 8, 1895. Since then, this medical discipline has undergone tremendous developments, especially in the last three decades. A multitude of new imaging modalities have emerged, among which tomographic, non-ionizing, and capable of dynamically visualizing the processes and structures of the human body. Among them a fundamental significance in the modern diagnostic imaging department is attributed to the new X-ray based methods, all of which rely on digital X-ray detectors. These detectors have superseded the original photographic plaques used in analogue radiography, thus enabling the creation of computed tomography, the optimization of image quality, and overall dose reduction for the patient. Current detectors comprise three types—photo stimulated storage phosphors, indirect semiconductor detectors, and direct semiconductor (photon-counting) detectors. In this work all three are viewed in a concise manner, with their physical principle, construction, advantages, and disadvantages being discussed.

Keywords: *digital radiography, diagnostic imaging, innovations, medical physics*

ВЪВЕДЕНИЕ

Wilhelm Conrad Röntgen открива рентгеновите лъчи на 8 ноември 1895, позволявайки първия неинвазивен поглед към вътрешните структури на човешкото тяло. С епохалната снимка на ръката на съпругата си (фиг. 1) той поставя началото на образната диагностика. Над век по-късно тази дисциплина е претърпяла значително развитие – създадени са множество подвидове рентгенови модалности (флуороскопия, компютърна томография, мамографска томосинтеза, конично-лъчева томография и други), оптимизирана е рентгенографската техника, както и са създадени множество нейонизиращи образно-диагностични методи (ултрасонография, магнитно-резонансна томография).



Фиг. 1. Първата официална рентгенография, публикувана от Wilhelm Conrad Röntgen, демонстрираща ръката на съпругата му Anna Bertha Ludwig

В наши дни обемът работа в отделенията по образна диагностика расте непрекъснато. Това е благодарение на по-прецизните и по-бързи машини, доставящи по-голямо количество информация, както и на непрекъснато растящата нужда от висока диагностична точност, наложена от персонализираната медицина и новите насоки за добра хирургична и клинична практика. Най-голям ръст е отбелязан след въвеждането в употреба на компютърната томография (КТ) и магнитно-резонансната томография (съответно 1971 и 1977 г.). Отчита се леко забавяне на ръста на броя образни изследвания в диапазона 2006-2016 г. (12). През 2020 и особено 2021 г. в България се отбелязва увеличено търсене на амбулаторните рентгенови изследвания на бял дроб в условията на пандемията, причинена от SARS CoV-2.

Една от съществените стъпки в развитието на образната диагностика е навлизането на дигиталния детектор на рентгенови лъчи. Целта му е да преобразува рентгеновите кванти в електрически сигнал (7). Благодарение на него добивът на рентгенографии става значително по-бърз и лесен, прескачайки необходимостта от фиксация и проявяване на фотографски плаки, както и позволявайки разработването на компютърната томография, която е изцяло дигитален срезов обективен метод с особено висока информативност. Освен това цифровите детектори са значително по-чувствителни към рентгеновото лъчение от аналоговите рентгенографски плаки, редуцирайки необходимото експонационно време и съответно дозата (1). Не трябва да се пренебрегва и по-ниската цена на цифровите изображения – не са необходими фотографски плаки със сребърни съединения, както и проявяващи химикали, нито допълнителни проявяващи автомати или аналогов труд на проявяващия лаборант. Допълнително съхраняването и комуникацията на дигиталните образи е особено лесна, правейки възможна телемедицината.

Към края на 2021 г. преобладаващият вид рентгенографи на територията на България работят с дигитални детектори. Крайно оскъден е дялът на остатъчните аналоговите апарати, експониращи плаки, налагащи последваща химична обработка. С този обзор целим да представим принципа на работа и опростеното устройство на актуалните медицински рентгенови детектори, достъпни на пазара. Изложената информация е в полза на лекари, рентгенови лаборанти, медицински физици и други медицински специалисти. Не можем да не отбележим, че рентгеновите тръби, генериращи едноименните диагностични йонизиращи лъчи, също са претърпели развитие и оптимизация през годините, но фундаменталното им устройство е непроменено. По тази причина те не са предмет на този обзор.

МАТЕРИАЛ И МЕТОДИ

Представените данни представляват адаптиран обзор, извлечен от подбрани съвременни международни източници, публикувани в реномирани международни бази данни.

РЕЗУЛТАТИ И ОБСЪЖДАНЕ

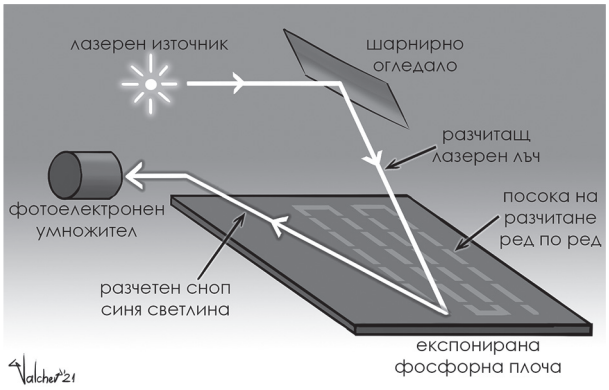
Съществуват няколко варианта на рентгенови детектори за медицински цели, налични на пазара към момента на изготвянето на този обзор. Те включват фотостимулирани фосфорни плочи, непреки полупроводникови детектори и преки полупроводникови фотонноброящи детектори (6).

1. Фотостимулирани фосфорни плочи

Тази технология е първият дигитален заместител на конвенционалната рентгенография и навлиза през осемдесетте години на миналия век (9). Алтернативните ѝ наименования са дигитална луминесцентна рентгенография, компютърна рентгенография (CR) и съхраняващ фосфор (от „фосфоресценция“) (6). Намира широка употреба при извършването на портативни рентгенови изследвания (кугели).

При нея фотографската плака е подменена от фосфорна плоча, която след рентгенова експонация „съхранява“ латентно изображение под формата на възбудени електрони в кристалната решетка на луминесцентен материал (в случая бариев флуорохлорид, BaFCl) (6). Латентният образ се запазва в рамките на няколко часа, след което постепенно деградира. Плочата е запечатана в непропусклива за видима светлина транспортна касета с прозрачен за рентгеновите лъчи преден капак, позволяващ експонация. Енергията на рентгеновите лъчи, запечатана във възбудените електрони на кристалната решетка, се освобождава от дигитализиращ апарат като видима синя светлина след допълнителна стимулация от „разчитащ“ червен лазерен лъч, който преминава през цялата повърхност на плочата ред по ред (фиг. 2) (6,13). Видимата светлина се улавя от фотоумножителна тръба, след което се преобразува в цифров сигнал (6). Използваната плоча се нулира с видима светлина и може да бъде използвана за последваща рентгенова експонация. Един съхраняващ екран може да се използва до 10 000 пъти (в зависимост от производителя и модела) (6).

Предимство на този вид детектор е неговата мобилност – плочата е с размери, аналогични на фотографските плаки, което позволява провеждане на изследването до леглото на пациента (6).



Фиг. 2. Илюстрация на процеса на разчитане на латентния образ от съхраняващата плоча (също позната като съхраняващ фосфор, storage phosphor). Червен лазерен лъч, движещ се ред по ред, насочен от подвижно огледало, стимулира луминесценция от предварително експонираната с рентгенови лъчи плоча. Отделя се синя светлина, която се улавя от фотоелектронен умножител, преобразувайки я в цифров сигнал (1,6)

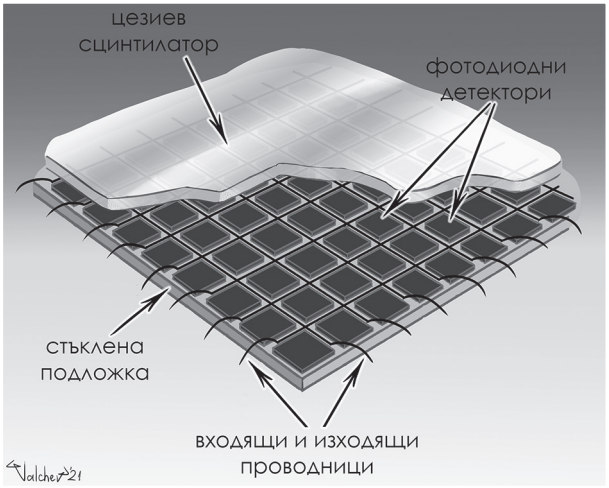
Единственото ограничение е дали в съответното помещение може да се внесе портативен рентгенов апарат, който да експонира съхраняващата плоча. Допълнително предимство е широкият дозов диапазон на плочата, намаляващ риска от субоптимална експонация и намаляващ броя на случаите, при които графията трябва да се повтори (6).

Относителен недостатък е неизбежното транзитно време от добива на изображението до леглото на пациента до дигитализацията му в разчитащия апарат, който се намира в отделението по образна диагностика – настъпили проекционни или експонационни несъвършенства ще бъдат разпознати едва там, налагайки повторно пътуване на рентгеновия лаборант между клиниките и забавяйки разчитането на находките. Въпреки това, избягвайки необходимостта от химична обработка, времето до крайната интерпретация е значително скъсено в сравнение с аналоговите рентгенови фотографски плаки.

2. Непреки полупроводникови детектори

Полупроводниковите детектори преобразуват рентгеновите фотони в електрически заряд (на практика цифров сигнал). Това става или със сцинтилатор, преобразуващ рентгеновата енергия в светлина като междинна стъпка (непреки детектори), или пряко (фотонноброящи детектори) (10). И двата вида демонстрират по-добра квантова ефективност от фосфорните плочи (2). Тези детектори се използват като плоски панели при графичните апарати или като детекторни масиви в компютърните томографи (1).

Всички медицински КТ и голяма част от рентгенографските апарати по света **в наши дни работят с непреки солидни сцинтилационни детектори.** При тях преминалите през пациента рентгенови лъчи първо се преобразуват във видима светлина от сцинтилиращ кристал (изграден от съединения на селен или гадолиний). Видимата светлина се преобразува в електрически сигнал посредством силициев фотодиод, след което сигналът се отчита от тънкослоен транзистор (thin-film transistor, TFT), вграден в гърба на всяка една детекторна клетка (фиг. 3) (4,11,14). Отделните клетки (пиксели) на детектора имат лице със страна от порядъка на 0.1–0.2 mm (6).

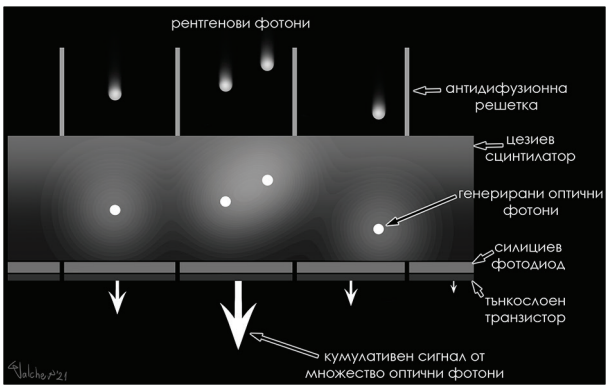


*Фиг. 3. **К**онструкционна схема на непряк плоскопанелен детектор – върху стъклена подложка е положена матрица от фоточувствителни диоди и съответната им електронна верига. Детекторните диоди са покрити с луминесцентен слой от цезиев йодид (CsI) или гадолиниев оксисулфид (Gd_2O_2S), който преобразува рентгеновите лъчи във видима светлина, която бива отчетена от фотодиодите под него (1,6)*

Едно от основните предимства на този вид детектори е прекият контакт с изчислителна техника с вградени регулационни механизми, позволяващи оптимизация на качеството на изображението и йонизиращата доза за пациента. Повечето рентгенографи и мамографи са снабдени с експонационен автомат (automatic exposure control), който оценява количеството рентгеново лъчение, преминало през пациента, и го сравнява с референтни стойности, предварително определени за различните части на тялото в различни проекции. При достигане на дадена доза автоматът прекратява облъчването. Така се осигурява постоянна степен на оптична плътност и съотношение сигнал / шум в изображенията (1,5). Самият автомат е устроен като стандартна йонизационна камера (1).

Допълнително предимство е възможността за незабавна визуализация на добития образ, позволяваща навременно повторение при субоптимална проекционна или експонационна техника.

Като недостатък на непреките полупроводникови детектори се явява ограничението за потенциална редукция на дозата, произлизащо от податливостта към електронен шум на ниския аналогов електрически сигнал от фотодиодите. За да се задържи адекватно съотношението полезен сигнал / шум, дозата не може да бъде намалена под определена граница (11). Същевременно е ограничена и възможността да се увеличи пространствената разделителна способност на солидните непреки детектори отвъд настоящите нива поради разпространението на видимата светлина във всички посоки насред сцинтилатора (фиг. 4) (11). Допълнително светлината, получена от хиляди рентгенови фотони, се акумулира през интеграционното време на фотодиода и се измерва като обща абсолютна стойност, заличавайки спектралната информация от получения сигнал (фиг. 4) (11).

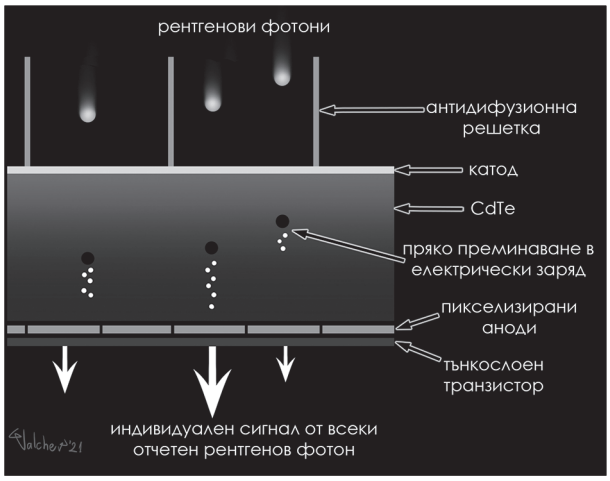


Фиг. 4. Функционална схема на непряк полупроводников детектор – рентгеновите фотони се преобразуват в оптични фотони насред сцинтилатора. Оптичните фотони се разпространяват дифузно в определен обсег – потенциално могат да се отчетат от допълнителни фотодиоди. Единичен фотодиод предава кумулативен електрически сигнал за всички оптични фотони, достигнали до него в рамките на едно интеграционно време (11)

3. Преки полупроводникови фотонноброящи детектори

Преките полупроводникови детектори използват аморфен селен (a-Se) или по-често кадмиев телурид (CdTe), за да преобразуват рентгеновите фотони директно в електрически заряд (8,11,15). Под действието на лъчението в селено-

вия слой се образуват двойки електрон-дупка, обусловени от фотоелектричен ефект на рентгеновите лъчи (3). Под действието на високо напрежение в полупроводниковия слой от селен или CdTe (над полупроводниковия слой е разположен фин катод, а под полупроводника – пикселизиран анод) електроните и дупките се насочват към съответния си електрод – генерира се електрически ток, пропорционален на силата на рентгеновото лъчение (11,8). Полученият ток се отчита или от TFT матрица, подобна на използваната при индиректните детектори, или от други електронни елементи (фиг. 5) (11,15).



Фиг. 5. Функционална схема на пряк полупроводников детектор – рентгеновите фотони се преобразуват в двойки електрон-дупка от фотоелектричния ефект. Така образуваните заряди се придвижват към съответните електроди под въздействието на високо напрежение – отчита се индивидуален сигнал за всеки отделен рентгенов фотон без потенциална контаминация към съседни пиксели (11)

В сравнение с непреките сцинтилационни детектори фотонноброящите притежават няколко предимства. Отделните детекторни клетки са разделени от силното електрично поле между общия катод и пикселизираните аноди – съответно се преодолява нуждата от допълнителни септи в полупроводниковия слой и силно се редуцира контаминацията между отделните клетки (11,4). Допълнително фотонноброящите детектори отчитат не само броя индивидуални рентгенови фотони, но и силата на тока, генериран от всеки един от тях – така се гарантира спектрална чувствителност при всяко сканиране (4,11).

Прескачайки стъпката за трансформация на рентгеновия в оптичен фотон, преките полупроводникови детектори се нуждаят от по-малка доза за постигане на еквивалентно изображение в сравнение с непреките (11). Избягвайки необходимостта за оптична трансформация, се редуцира и латералното разпространение на получените оптични фотони, съответно намалявайки замазването в крайното изображение (фиг. 4, фиг. 5) (11,15). Пикселите при преките детектори също така могат да се конструират с по-малки размери, увеличавайки пространствената разделителна способност (4,11). Така фотонноброящите детектори имат възможността за откриване на значително по-малокалибрени белодробни нодули, фини костни структури (темпорални пирамиди, средно и вътрешно ухо), ранни костни метастази, както и да редуцират металните артефакти тип втвърдяване на лъча, получени от стентове и импланти.

Съвсем наскоро на пазара се появява първият компютърен томограф, използващ този вид детектори – досега всички подобни машини са експериментални установки (11).

ИЗВОДИ

Цифровите детектори на рентгенови лъчи са важна и ценна стъпка в развитието на образната диагностика. Тяхното въвеждане позволява подобряване на логистиката и бързината на добив на крайно изображение, оптимизация на качеството на образа, редукция на йонизиращата доза, поета от пациента, както и развитието на компютърните томографи. Различните видове детектори намират различни приложения в образната диагностика, като тепърва масово ще навлизат преките полупроводникови детектори в областта на томографското изобразяване.

ЛИТЕРАТУРА

1. Bushberg J, Seibert A, Leidholdt E et al. The Essential Physics of Medical Imaging. 3rd ed. New York: Oxford University Press. 2011 ISBN: 9781451153941
2. Chotas HG, Dobbins JT 3rd, Ravin CE. Principles of digital radiography with large-area, electronically readable detectors: a review of the basics. Radiology. 1999 Mar;210(3):595-9. doi: 10.1148/radiology.210.3.r99mr15595. PMID: 10207454.
3. Cowen AR, Davies AG, Sivananthan MU. The design and imaging characteristics of dynamic, solid-state, flat-panel x-ray image detectors for digital fluoroscopy and fluorography. Clin Radiol. 2008 Oct;63(10):1073-85. doi: 10.1016/j.crad.2008.06.002. PMID: 18774353.
4. Danielsson M, Persson M, Sjölin M. Photon-counting x-ray detectors for CT. Phys Med Biol.

2021 Jan 29;66(3):03TR01. doi: 10.1088/1361-6560/abc5a5. PMID: 33113525.

5. Harper KD, Li S, Jennings R, Amer KM, Haydel C, Ali S. The Relative Effects of Manual Versus Automatic Exposure Control on Radiation Dose to Vital Organs in Total Hip Arthroplasty. J Am Acad Orthop Surg. 2018 Jan 1;26(1):27-34. doi: 10.5435/JAAOS-D-16-00713. PMID: 29176493.
6. Langenberger H, Ringhofer H, Nemec S. Physical and technical principles. In: Breitenseher M, Pokieser P, Lechner G (eds). Textbook of Clinical Radiology. Breitenseher Publisher, Austria. 2013.
7. Overdick M. Detectors for X-ray Imaging and Computed Tomography. In: Spekowius G, Wendler T (eds) Advances in Health care Technology Care Shaping the Future of Medical. Philips Research, vol 6. Springer, Dordrecht. 2006. doi: 10.1007/1-4020-4384-8_4.
8. Ren L, Zheng B, Liu H. Tutorial on X-ray photon counting detector characterization. J Xray Sci Technol. 2018;26(1):1-28. doi: 10.3233/XST-16210. PMID: 29154310; PMCID: PMC5909414.
9. Rowlands, J. The physics of computed radiography. Physics in Medicine and Biology, 47(23), R123–R166. 2002. doi: 10.1088/0031-9155/47/23/201.
10. Seibert JA. Projection X-ray Imaging: Radiography, Mammography, Fluoroscopy. Health Phys. 2019 Feb;116(2):148-156. doi: 10.1097/HP.0000000000001028. PMID: 30585956.
11. Siemens Healthineers [Internet]. Photon-counting CT - A quantum leap in computed tomography [updated 2021 Oct 28; cited 2021 Dec 5]. Available from: https://www.siemens-healthineers.com/computed-tomography/technologies-and-innovations/photon-counting-ct
12. Smith-Bindman R, Kwan ML, Marlow EC, Theis MK, Bolch W, Cheng SY, Bowles EJA, Duncan JR, Greenlee RT, Kushi LH, Pole JD, Rahm AK, Stout NK, Weinmann S, Miglioretti DL. Trends in Use of Medical Imaging in US Health Care Systems and in Ontario, Canada, 2000-2016. JAMA. 2019 Sep 3;322(9):843-856. doi: 10.1001/jama.2019.11456. PMID: 31479136; PMCID: PMC6724186.
13. Sonoda M, Takano M, Miyahara J, Kato H. Computed radiography utilizing scanning laser stimulated luminescence. Radiology. 1983 Sep;148(3):833-8. doi: 10.1148/radiology.148.3.6878707. PMID: 6878707.
14. Yaffe MJ, Rowlands JA. X-ray detectors for digital radiography. Phys Med Biol. 1997 Jan;42(1):1-39. doi: 10.1088/0031-9155/42/1/001. PMID: 9015806.
15. Zhao W, Hunt DC, Tanioka K, Rowlands JA. Amorphous selenium flat panel detectors for medical applications. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment, 2005, 549(1–3):205-209. ISSN 0168-9002. doi: 10.1016/j.nima.2005.04.053.

Адрес за кореспонденция:
Доц. д-р Георги Вълчев, д.м.
Учебен сектор „Рентгенов лаборант“,
Медицински колеж – Варна,
Медицински университет – Варна
бул. „Цар Освободител“ 84
Варна 9002
e-mail: georgi.valchev@mu-varna.bg