

Trendy zmian wartości dawek promieniowania X w mammograficznych badaniach skriningowych w Polsce vs zmiany używanych rejestratorów obrazu

Ewa Fabiszewska, Katarzyna Pasicz, Iwona Grabska

Na przestrzeni lat 2007–2014 znacznie zmieniły się rodzaje rejestratora obrazu w placówkach mammograficznych realizujących program badań przesiewowych w Polsce. Odsetek systemów z detektorem filmowym (zwanymi dalej systemami SF — *screen-film systems*) zmniejszył się w znacznym stopniu. Zostały one zastąpione przez systemy z płytami obrazowymi (zwanymi dalej systemami CR — *computed radiography systems*) i systemami z pełnopolowym detektorem cyfrowym (zwanymi DR — *digital radiography systems*), co miało wpływ na dawkę promieniowania X otrzymywaną przez kobiety podczas badań. Celem niniejszej pracy była ocena zmian, jakim podlegają wartości średnich dawek gruczołowych dla ekspozycji 4,5 cm PMMA ($MGD_{4,5cmPMMA}$) w związku ze zmianą rodzaju rejestratora obrazu. Materiał pracy stanowiło 1499 protokołów z kontroli przeprowadzonych przez fizyków z 16 wojewódzkich ośrodków koordynujących w latach 2007, 2011, 2012 i 2013. Analiza wyników wykazała, że w kolejnych latach, począwszy od roku 2011, wartości średnie $MGD_{4,5cmPMMA}$ dla systemów CR były wyższe niż dla systemów SF: o 25%, 26% i o 28%; dla systemów DR były wyższe niż dla systemów SF: o 15%, 4% i o 5%; dla systemów CR były wyższe niż dla systemów DR o 13%, 23% i o 24%. Jednak we wszystkich przypadkach wartości średnie $MGD_{4,5cmPMMA}$ były na akceptowalnym poziomie 2,5 mGy. Średnie wartości $MGD_{4,5cmPMMA}$ znacznie różnią się w zależności od stosowanego rejestratora obrazu.

Biuletyn PTO NOWOTWORY 2017; 2, 2: 148–153

Słowa kluczowe: średnia dawka gruczołowa, mammograficzne badania przesiewowe, kontrola jakości

Wstęp

W Polsce od 2006 roku realizowany jest „Populacyjny program wczesnego wykrywania raka piersi”. W ramach tego programu prowadzone są badania mammograficzne dla kobiet od 50 do 69 roku życia. Badania dla każdej kobiety wykonywane są raz na dwa lata. Do roku 2015 na potrzeby tego programu funkcjonowała struktura administracyjna składająca się z Centralnego Ośrodka Koordynującego (COK-u) z siedzibą przy Centrum Onkologii — Instytucie im. Marii Skłodowskiej-Curie w Warszawie oraz z 16 Wojewódzkich Ośrodków Koordynujących (WOK-ów), po jednym ośrodku w każdym województwie [1]. Jednym z podstawow-

wych zadań ośrodków był nadzór na jakością mammograficznych badań przesiewowych. W związku z tym raz w roku w każdym ośrodku realizującym te badania fizycy medycyjni przeprowadzali kontrole aparatury mammograficznej. W ramach kontroli wykonywano następujące testy: geometrię wiązki promieniowania X, kompresję piersi, rozdzielczość przestrzenną, progowy kontrast obiektu, artefakty, kompensację zmian grubości fantomu i wartości wysokiego napięcia przez system AEC (*automatic exposure control*), czas rutynowej ekspozycji, wysokie napięcie oraz warunki oglądania obrazów mammograficznych. Ponadto wyznaczano wartości średnich dawek gruczołowych dla ekspozycji

Zakład Fizyki Medycznej, Centrum Onkologii — Instytut im. Marii Skłodowskiej-Curie w Warszawie

Artykuł w wersji pierwotnej:

Fabiszewska E, Pasicz K, Grabska I. Mean glandular dose values used for the mammography screening program in Poland according to the type of image registration system. *NOWOTWORY J Oncol* 2017; 67: 115–120.

Należy cytować wersję pierwotną.

fantomu o grubości 4,5 cm (zwane dalej $MGD_{4,5cmPMMA}$). W latach 2007–2008 oraz 2011–2015 skontrolowano wszystkie pracownie mammograficzne wykonujące badania przesiewowe w Polsce. Natomiast w latach 2009 i 2010 kontrolą objęto tylko te pracownie mammograficzne, które uzyskały najniższą ocenę w poprzednim roku oraz te placówki, które w danym roku włączono na listę realizatorów badań przesiewowych. W roku 2009 skontrolowano 200 systemów mammograficznych z 340 (około 59% wszystkich mammografów), a w 2010 roku 271 z 325 (około 83% wszystkich mammografów).

W latach 2007–2009 badania przesiewowe realizowano tylko za pomocą systemów z detektorem filmowym (zwanych dalej systemami SF — *screen-film systems*) i pełnopolowym detektorem cyfrowym (zwanymi dalej systemami DR — *digital radiography systems*). Zgodnie z zarządzeniem prezesa Narodowego Funduszu Zdrowia od 2010 roku do realizacji badań przesiewowych zostały włączone systemy z płytami obrazowymi (zwanymi dalej systemami CR — *computed radiography systems*). Z roku na rok systemy SF były zastępowane przez systemy CR i DR, co miało niewątpliwie wpływ na dawkę promieniowania X otrzymywaną przez kobiety podczas badań. Celem niniejszej pracy była ocena zmian, jakim podlegają wartości $MGD_{4,5cmPMMA}$ w związku ze zmianą rodzaju rejestratora obrazu.

Materiał i metody

Materiał niniejszej pracy stanowiło 1499 protokołów z kontroli przeprowadzonych przez fizyków z 16 Wojewódzkich Ośrodków Koordynujących w latach 2007, 2011, 2012 i 2013. Kontrole obejmowały ocenę parametrów aparatury mammograficznej mających wpływ na jakość obrazu i dawkę promieniowania X. Wyniki kontroli przeprowadzonych w roku 2007 i w roku 2011 przedstawia praca opublikowana w czasopiśmie *Nowotwory Journal of Oncology* [2]. Na potrzeby niniejszej pracy analizie poddano tylko wartości $MGD_{4,5cmPMMA}$. Dodatkowo na podstawie informacji zapisanych w protokołach ustalono liczbę aparatów mammograficznych z podziałem na typ detektora: błona rentgenowska — ekran wzmacniający w kasecie (zwany dalej systemem SF), płyta obrazowa w kasecie (zwana dalej systemem CR) i pełnopolowy detektor cyfrowy (zwany dalej systemem DR). Dane dotyczące liczby aparatów mammograficznych, na których wykonywane były badania przesiewowe w roku 2014, zaczerpnięto z raportu Centralnego Ośrodka Koordynującego [3].

Wyznaczanie $MGD_{4,5cmPMMA}$

Fizycy medyczni z każdego WOK-u przeprowadzali pomiary wartości $MGD_{4,5cmPMMA}$ dla każdego ośrodka realizującego badania przesiewowe zgodnie z metodą opublikowaną w „Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry

protocol” [4] oraz zgodnie z zaleceniami europejskimi [5, 6]. Wartość $MGD_{4,5cmPMMA}$ wyznaczano według poniższej zależności:

$$MGD_{4,5cmPMMA} = K \cdot g \cdot c \cdot s \quad (1)$$

gdzie:

$MGD_{4,5cmPMMA}$ — średnia dawka gruczołowa dla fantomu z PMMA o grubości 4,5 cm;

K — wejściowa kerma w powietrzu;

g, c, s — współczynniki konwersji obliczone przez Dance'a i innych [4] przy użyciu technik Monte Carlo.

Pomiary przeprowadzono dla ustawień stosowanych rutynowo do badań kobiet. Otrzymane wartości $MGD_{4,5cmPMMA}$ porównano z wartościami granicznymi przedstawionymi w zaleceniach europejskich [5, 6]. Autorzy niniejszej pracy przeanalizowali wartości $MGD_{4,5cmPMMA}$ wyznaczone w 2007 roku oraz latach 2011, 2012 i 2013.

Analiza danych

Na podstawie danych z lat 2011–2014 określono procentowy udział poszczególnych systemów mammograficznych w Polsce. Na podstawie liczby systemów mammograficznych w danym roku wyznaczono liniową zależność opisującą trend zastępowania systemów SF systemami CR i DR. Następnie, korzystając z tej zależności, określono rok, w którym w Polsce nie będą używane żadne mammograficzne systemy z detektorem filmowym. Wykonano to przy założeniu, że trend wzrostu systemów CR oraz DR w kolejnych latach będzie taki sam jak do tej pory.

Dla każdego roku wyznaczono wartość średnią, odchylenie standardowe oraz wartości minimalne i maksymalne $MGD_{4,5cmPMMA}$ łącznie dla wszystkich systemów mammograficznych. Następnie systemy mammograficzne zostały podzielone na trzy grupy: SF, CR oraz DR. W każdej grupie niezależnie wyznaczono wartości średnie, odchylenie standardowe oraz wartości minimalne i maksymalne dla $MGD_{4,5cmPMMA}$. Dodatkowo oszacowano, jaka będzie średnia wartość $MGD_{4,5cmPMMA}$ w roku, w którym nie będą używane żadne mammograficzne systemy z detektorem filmowym.

W celu porównania otrzymanych wartości $MGD_{4,5cmPMMA}$ dla różnych systemów wyniki z danego roku podzielono na trzy grupy. Pierwszą grupę stanowiły wyniki z systemów SF i systemów CR, drugą — wyniki z systemów CR i systemów DR, natomiast trzecią grupę — wyniki z systemów SF i systemów DR. Hipotezę zerową stanowiło założenie o równości wartości średnich w każdej z grup. Do oceny różnic w wariancji między różnymi typami systemów zastosowano test F- Snedecora. Za wskaźnik istotności przyjęto wartość prawdopodobieństwa $p < 0,05$. W przypadku gdy wariancje w obu analizowanych grupach były równe, przeprowadzono test t-Studenta na poziomie istotności $\alpha = 0,05$. W przypadku gdy wariancje w obu analizowanych grupach były różne

Tabela I. Zestawienie wartości średnich, odchylenia standardowego, wartości minimalnych i maksymalnych $MGD_{4,5cmPMMA}$ uzyskanych w latach 2007, 2011–2013 łącznie dla wszystkich typów detektorów

Średnia dawka gruczołowa: $MGD_{4,5cmPMMA}$ [mGy]					
Rok	Liczba mammografów	Wartość średnia	Odchylenie standardowe	Wartość minimalna	Wartość maksymalna
2007	299	1,94	0,72	0,55	4,76
2011	391	1,49	0,43	0,70	3,63
2012	405	1,42	0,36	0,53	3,20
2013	400	1,48	0,39	0,30	2,50

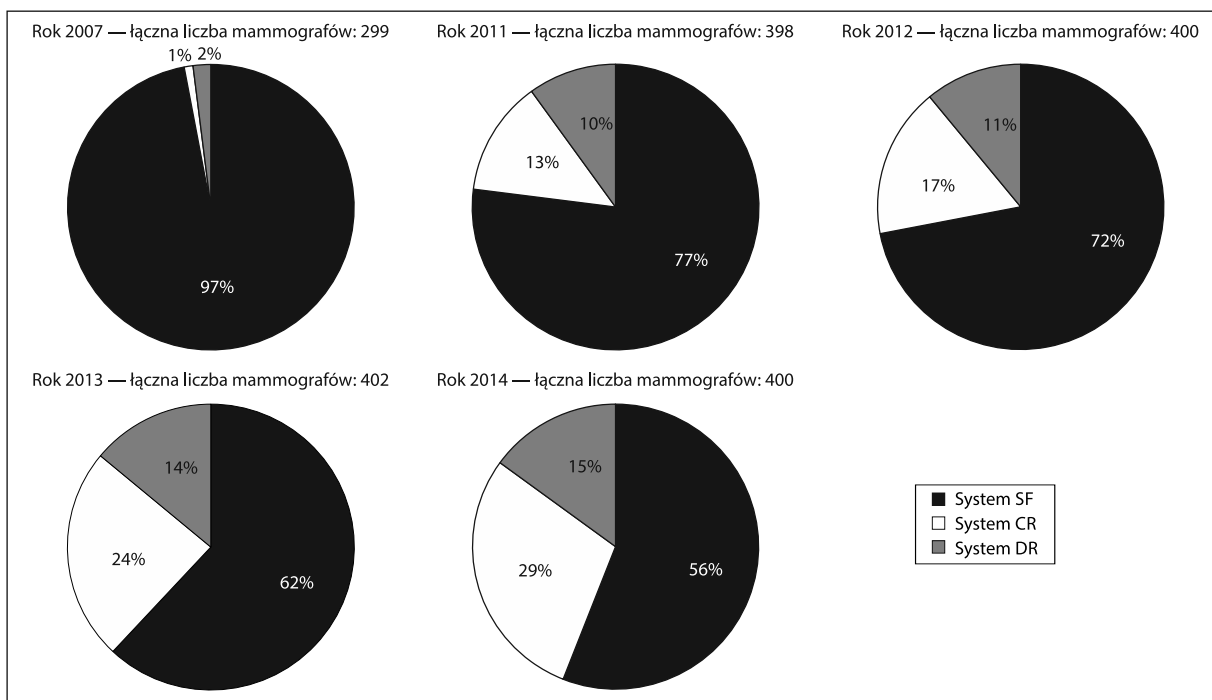
statystycznie, przeprowadzono test oparty na statystyce Cochra-Coxa.

Wyniki i omówienie wyników

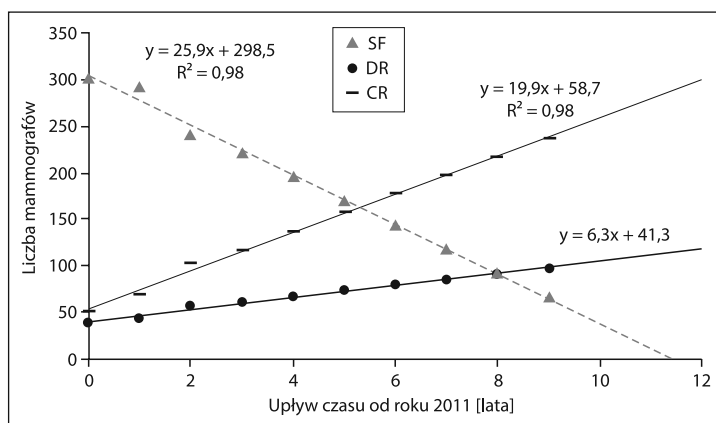
Liczba systemów używanych w mammograficznych badaniach przesiewowych w ciągu pięciu lat wzrosła o 32% w stosunku do liczby systemów stosowanych w roku 2007. Liczba aparatów w roku 2007 wynosiła 298, natomiast w latach 2011–2014 liczba aparatów oscylowała wokół liczby 400 i pozostawała praktycznie na tym samym poziomie (tab. I). Zmieniały się tylko proporcje między udziałem poszczególnych typów systemów mammograficznych. Na rycinie 1 przedstawiono procentowy udział systemów SF, CR i DR używanych w badaniach przesiewowych w Polsce w roku 2007 i w latach 2011–2014. Z roku na rok liczba systemów SF malała na rzecz liczby systemów CR i DR. W roku 2007 systemy SF stanowiły 97% stosowanych systemów mammograficznych, natomiast w roku 2014 już tylko 56%.

Liczba systemów CR w roku 2007 stanowiła tylko 1% liczby wszystkich stosowanych systemów mammograficznych, natomiast w roku 2014 — 29%. Liczba systemów DR w roku 2007 wynosiła 2%, a w roku 2014 — 15%. Prawie dwukrotna przewaga liczby systemów CR nad liczbą systemów DR w roku 2014 wynika z niższego kosztu i prostszej adaptacji systemów CR w porównaniu z systemami DR. Przy założeniu, że trend wzrostu liczby systemów CR i DR w stosunku do liczby systemów SF byłby taki sam jak dotychczas, można przewidzieć, że w połowie 2022 roku w Polsce nie byłoby żadnego aparatu mammograficznego z detektorem SF, używanego do realizacji badań przesiewowych (ryc. 2), przy czym stosunek liczbowy systemów CR do DR wyniósłby 2,5, co dawałoby znaczącą przewagę liczebną systemów CR nad systemami DR.

Histogramy rozkładu wartości $MGD_{4,5cmPMMA}$ z lat 2007, 2011, 2012 i 2013 pokazują obniżenie wartości $MGD_{4,5cmPMMA}$ w kolejnych latach (ryc. 3). Dane przedstawione na



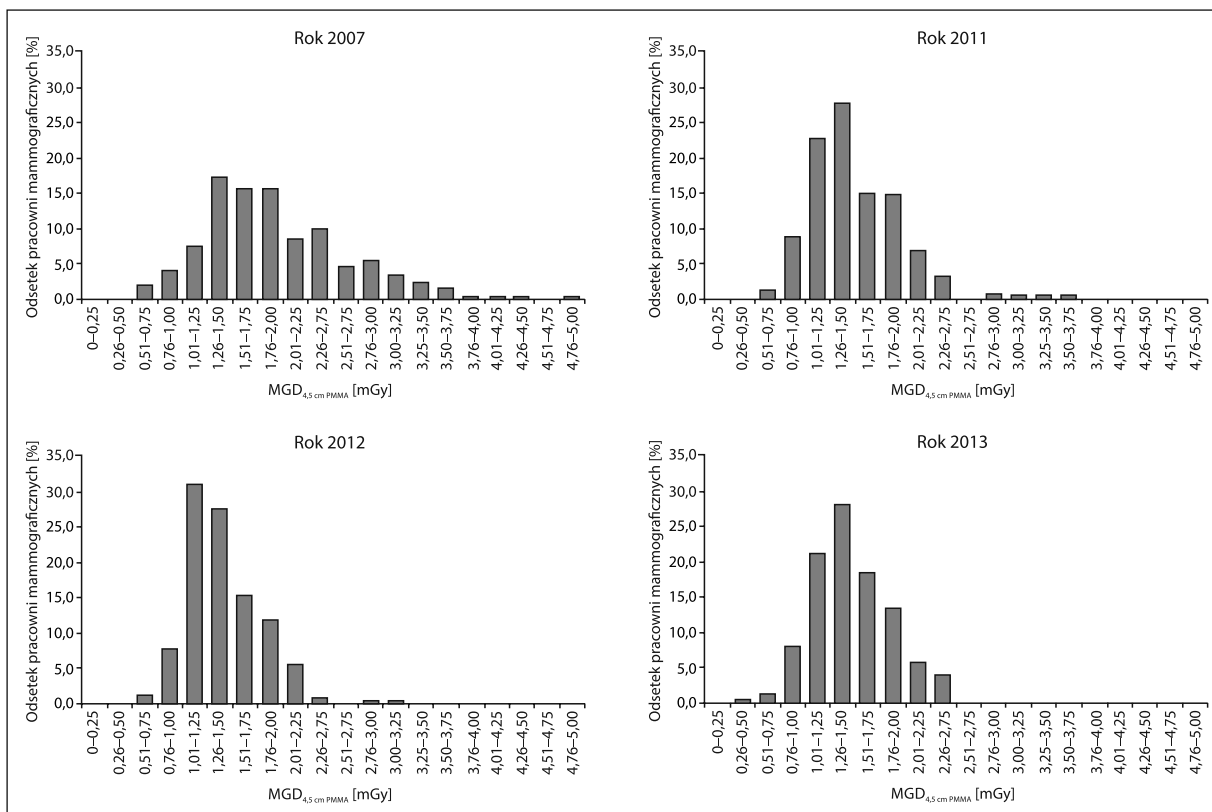
Rycina 1. Procentowy udział systemów mammograficznych w Polsce w latach: 2007, 2011, 2012, 2013 i 2014



Rycina 2. Rzeczywista i prognozowana (na lata 2015–2023) liczba systemów SF, CR i DR stosowanych w badaniach przesiewowych w Polsce

rycinie 3 dotyczą wszystkich typów systemów mammo- graficznych. Skala osi poziomej (odciętych) dla wszystkich histogramów jest taka sama, aby zobrazować różnice w rozkładach wartości $MGD_{4,5cmPMMA}$ w poszczególnych latach. Porównując wartości $MGD_{4,5cmPMMA}$ wyznaczone dla wszystkich typów systemów mammo- graficznych z roku 2007 i z roku 2013, można stwierdzić, że średnia wartość $MGD_{4,5cmPMMA}$ w roku 2013 wyniosła 1,48 mGy i była niższa o około 24% względem wartości otrzymanej w roku 2007 (tab. I).

W tabeli I przedstawiono wartości średnie, odchylenie standardowe, wartość minimalną i wartość maksymalną otrzymane dla wszystkich typów systemów mammo- graficznych w roku 2007 i w latach 2011–2013. Porównanie otrzymanych wartości średnich $MGD_{4,5cmPMMA}$ dla różnych systemów z lat 2011–2013 (tab. II) wskazuje, że wartości otrzymane dla systemów CR były wyższe w stosunku do wartości $MGD_{4,5cmPMMA}$ dla systemów SF: w roku 2011 o 25%, a w roku 2012 — o 26%, natomiast w roku 2013 — o 28%. Średnie wartości $MGD_{4,5cmPMMA}$ wyznaczone dla systemów



Rycina 3. Histogramy wyznaczonych wartości $MGD_{4,5cmPMMA}$ łącznie dla wszystkich typów systemów mammo- graficznych w Polsce w roku 2007, 2011, 2012 i 2013

Tabela II. Zestawienie wartości średnich, odchylenia standardowego, wartości minimalnych i maksymalnych uzyskanych w latach 2011–2013 z podziałem na różne typy detektorów

Rok	Typ detektora	Liczba systemów	Średnia dawka gruczołowa: $MGD_{4,5cmPMMA}$ [mGy]			
			Wartość średnia	Odchylenie standardowe	Wartość minimalna	Wartość maksymalna
2011	SF	302	1,41	0,37	0,74	3,63
	CR	51	1,89	0,52	0,70	3,40
	DR	38	1,65	0,43	0,80	2,30
2012	SF	293	1,33	0,29	0,68	2,29
	CR	69	1,79	0,37	1,00	3,20
	DR	43	1,38	0,42	0,53	2,80
2013	SF	241	1,35	0,29	0,63	2,15
	CR	103	1,88	0,35	1,00	2,50
	DR	56	1,42	0,32	0,90	2,30

DR były wyższe niż dla systemów SF w kolejnych latach odpowiednio o 15%, 4% i 5%. Wartości $MGD_{4,5cmPMMA}$ dla systemów CR były wyższe od wartości dla systemów DR odpowiednio o 13%, 23% i 24%. W żadnym przypadku wartość średnia $MGD_{4,5cmPMMA}$ nie przekroczyła poziomu akceptowalnego określonego w zaleceniach europejskich [5, 6], tj. wartości 2,5 mGy. Natomiast analizując poszczególne przypadki, stwierdzono, że wartość $MGD_{4,5cmPMMA}$ przekroczyła poziom akceptowalny w roku 2011 dla 14 systemów SF i 1 systemu CR, a w roku 2012 tylko dla 1 systemu CR. W 2013 roku żadna z otrzymanych wartości $MGD_{4,5cmPMMA}$ nie przekroczyła wartości 2,5 mGy. Porównując systemy, dla których w roku 2011 przekroczona została wartość $MGD_{4,5cmPMMA}$ z danymi z 2013 roku, stwierdzono, że jeden aparat mamograficzny z systemem SF i jeden z systemem CR zostały wyłączone z eksploatacji. Dla pozostałych mamografów z systemami CR przeprowadzono działania skutkujące zmianą warunków ekspozycji tak, aby $MGD_{4,5cmPMMA}$ nie przekraczała poziomu akceptowalnego. Jednak maksymalne wartości dla systemów CR były o 16,3% wyższe niż dla systemów SF i o 8,7% wyższe niż dla systemów DR, a dla systemów DR — wyższe o 7% niż dla systemów SF.

Zgodnie z zaleceniami europejskimi [5, 6] w każdej pracowni mamograficznej wartości MGD powinny dążyć do poziomu pożądanego. Wartość ta dla fantomu o grubości 4,5 cm wynosi 2,0 mGy [5, 6]. Analiza danych z roku 2011 wskazuje, że poziom pożądaný został przekroczony w 15 przypadkach (około 5%) dla systemów SF, w 18 przypadkach (około 35%) dla systemów CR oraz w 10 przypadkach (około 26%) dla systemów DR. W roku 2012 poziom pożądaný przekroczono w 9 przypadkach (około 3%) dla systemów SF, w 15 (około 22%) dla CR i w 3 (około 7%) dla DR, a w roku 2013 poziom pożądaný przekroczono dla systemów SF, CR i DR odpowiednio w 7 (około 3%), 30 (około 29%) i 2 (około 4%) przypadkach. Natomiast dane z literatury podają, że wartości $MGD_{4,5cmPMMA}$ wyznaczone dla systemów DR nie przekraczają 2,0 mGy [7–11].

Przeprowadzone testy statystyczne wykazały istotne statystycznie różnice wartości średnich $MGD_{4,5cmPMMA}$ pomiędzy systemami SF i CR, DR i CR, natomiast dla systemów SF i DR testy statystyczne wykazały brak istotnych różnic statystycznych pomiędzy nimi. Oznacza to, że w latach 2011–2013 średnie wartości $MGD_{4,5cmPMMA}$ dla systemów CR były znacząco różne od średnich wartości $MGD_{4,5cmPMMA}$ dla systemów SF i systemów DR. Wyniki innych prac pokazują, że średnie wartości MGD dla systemów DR są o około 32% niższe niż dla systemów SF, natomiast dla systemów CR są zbliżone do systemów SF [12]. Mniejsze o 25% wartości MGD dla systemów DR w stosunku do wartości otrzymanych przy użyciu systemów SF wykazano również w pracy Younga i wsp. [13]. Podobną zależność stwierdzono w pracy Hendricka i wsp. [14].

Wyraźnie widać, że zależności między wartościami MGD dla różnych systemów rejestracji obrazu są odmienne dla danych z literatury i wyników prezentowanych w niniejszej pracy. Trudno jednoznacznie określić powód tych rozbieżności, ale wskazują one możliwość obniżenia dawek promieniowania X w skryningu mamograficznym w Polsce, zwłaszcza w przypadku systemów CR. Najprawdopodobniej wymagałoby to przeprowadzenia optymalizacji parametrów ekspozycji z uwzględnieniem jakości obrazu, a może nawet modernizacji wyposażenia mamograficznego, indywidualnie dla każdego systemu. Autorzy niniejszej pracy w swojej wcześniejszej publikacji [15] podjęli próbę optymalizacji parametrów ekspozycji pod kątem obniżenia MGD z zachowaniem jakości obrazu. Pomimo że opisane działania dotyczyły mamografu z systemem DR, to można je łatwo zastosować do przeprowadzenia optymalizacji parametrów ekspozycji dla mamografu z systemem CR.

Zakładając, że do roku 2022 tempo wzrostu liczby aparatów CR i DR będzie takie samo jak w latach 2011–2014, a różnice w wartości dawek dla poszczególnych systemów nie uległyby zmianie, można oszacować wartość średnią $MGD_{4,5cmPMMA}$ w roku 2022. Według przeprowadzonej sy-

mulacji wartość ta wyniosłaby 1,66 mGy. Zatem oszacowana wartość $MGD_{4,5\text{cmPMMA}}$ byłaby większa o około 12% od wartości średniej MGD otrzymanej dla wszystkich typów systemów mammograficznych w 2013 roku. To dodatkowo wskazuje na konieczność przeprowadzenia wyżej wspomnianych działań.

Wnioski

Średnie wartości MGD wyznaczone dla ekspozycji fantomu o grubości 4,5 cm są różne zależnie od rodzaju stosowanego rejestratora obrazu używanego w mammograficznych badaniach przesiewowych w Polsce. Dla systemów CR są one znacząco wyższe niż dla systemów SF oraz dla systemów DR. Stosując się do metody ALARA, koniecznym wydaje się podjęcie działań w kierunku obniżenia dawek promieniowania X, przede wszystkim dla mammografów z systemami CR.

Podziękowania

Autorzy niniejszej pracy składają podziękowania Centralnemu Ośrodkowi Koordynującemu za udostępnienie protokołów z testów kontroli jakości przeprowadzonych w latach 2007 oraz 2011–2013 w ośrodkach realizujących mammograficzne badania przesiewowe.

Konflikt interesów: nie zgłoszono

Dr n. med. Ewa Fabiszewska

Zakład Fizyki Medycznej
Centrum Onkologii — Instytut im. Marii Skłodowskiej-Curie
ul. W. K. Roentgena 5
02–781 Warszawa
e-mail: e.fabiszewska@zfm.coi.pl

Otrzymano: 16 listopada 2016 r.
Przyjęto do druku: 9 marca 2017 r.

Piśmiennictwo

1. Fabiszewska E, Jankowska K, Grabska I i wsp. Individual doses for women undergoing screening mammography examinations in Poland in 2007. *J Radiol Prot* 2011; 31: 467–475.
2. Fabiszewska E, Grabska I, Pasicz K i wsp. Assessment of mammography equipment quality in mammography screening facilities in 2007 and 2011 in Poland. *Nowotwory J Oncol* 2014; 64: 119–128.
3. The report of the quality control audits in the frame "Polish National Breast Cancer Early Detection Program" in mammography facilities taking part in in the "Breast cancer prophylactic programme" in 2014. <http://www.profilaktykaraka.coi.waw.pl>.
4. Dance DR, Skinner CL, Young KC i wsp. Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol. *Phys Med Biol* 2000; 45: 3225–3240.
5. Perry N, Broeders M, de Wolf C i wsp. *European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis*. 4th ed. Luxembourg: Office for the Official Publications of the European Communities, 2006.
6. Perry N, Broeders M, de Wolf C i wsp. (eds.). *European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis*. 4th ed. Luxembourg: Office for Official Publications of the European Union, 2013.
7. Hermann KP, Obenauer S, Marten K i wsp. Average glandular dose with amorphous silicon full-field digital mammography — Clinical results. *Rofa* 2002; 174: 696–699.
8. Gosch D, Jendrass S, Scholz M i wsp. Radiation exposure in full-field digital mammography with a selenium flat-panel detector. *Rofa* 2006; 178: 693–697.
9. Gennaro G, di Maggio C. Dose comparison between screen/film and full-field digital mammography. *Eur J Radiol* 2006; 16: 2559–2566.
10. Fischmann A, Siegmann KC, Wesebe A i wsp. Comparison of full-field digital mammography and film-screen mammography: image quality and lesion detection. *Br J Radiol* 2005; 78: 312–315.
11. Gennaro G, Baldelli P, Taibi A i wsp. Patient dose in full-field digital mammography: an Italian survey. *Eur J Radiol* 2004; 14: 645–652.
12. Oduko JM, Young KC, Burch A. A survey of patient doses from digital mammography systems in the UK in 2007 to 2009, 10th International Workshop, IWDM 2010, Girona, Catalonia, Spain, June 16–18, 2010, Proceedings.
13. Young KC, Oduko JM. Radiation doses received in the United Kingdom breast screening programme in 2010 to 2012. *Br J Radiol* 2016; 89: 20150831. doi: 10.1259/brj.20150831.
14. Hendrick RE, Pisano ED, Averbukh A i wsp. Comparison of acquisition parameters and breast dose in digital mammography and screen-film mammography in the American College of Radiology Imaging Network digital mammographic imaging screening trial. *AJR Am J Roentgenol* 2010; 194: 362–369.
15. Uchiyama N, Zanchetta do Nascimento M (eds.). *Mammography — recent advances*. InTech, 2012. doi: 10.5772/2508 (chapter 6).