

Porównanie metod 3D-CRT i IMRT w napromienianiu chorych na raka piersi po operacji oszczędzającej bez i z objęciem węzłów chłonnych nadobojczykowo-pachowych

Piotr Mężeniński¹, Jacek Gałeczki², Anna Zawadzka¹,
Wojciech Bulski¹, Paweł Kukołowicz¹

Cel. Celem opracowania było porównanie rozkładu dawki dla obszarów tarczowych i narządów krytycznych w dwóch technikach leczenia: konwencjonalnej trójwymiarowej konformalnej radioterapii 3D-CRT (*3 Dimensional Conformal Radiation Therapy*) oraz radioterapii z modulowaną intensywnością dawki IMRT (*Intensity Modulated Radiation Therapy*) u chorych na raka piersi napromienianych na pierś i okolice węzłowe nadobojczykowo-pachowe.

Materiał i metody. W pracy przeanalizowano 15 planów radioterapeutycznych przygotowanych dla chorych na wczesnego raka piersi poddanych leczeniu oszczędzającemu BCT (*Breast Conservation Therapy*). Dla każdego z piętnastu planów wykonano w systemie Eclipse testowe plany IMRT w technice dynamicznej (*sliding window*) i porównano je z planami w technice 3D-CRT, którymi chore były uprzednio napromieniane. Do porównania planów leczenia w obszarze tarczowym PTV_{piers} i $PTV_{\text{węzły}}$ wykorzystano: dawkę minimalną (D_{min}), dawkę maksymalną (D_{max}), odchylenie standardowe dawki (SD), indeks pokrycia jednorodności (*Coverage Index* — *CovI*). Dla narządów krytycznych (oba płuca, serce, naczynia wieńcowe oraz zdrowa pierś) przy tworzeniu planów 3D-CRT oraz IMRT ustalono ograniczenia dawek zgodnie z protokołem przyjętym w Centrum Onkologii Warszawa Ursynów.

Wyniki. W grupie pacjentek z nowotworem lewej piersi, bez konieczności napromieniania węzłów, w technice IMRT dla obszaru PTV_{piers} otrzymano niższe wartości odchylenia standardowego (średnio o 0,8%) oraz wyższą dla techniki IMRT wartość *CovI* (średnio o 0,03). Dla chorych, u których wymagane było napromienienie okolic węzłowych, w technice IMRT dla obszaru $PTV_{\text{węzły}}$ otrzymano niższe odchylenie standardowe: 1,3% vs 4,4% dla strony lewej oraz 1,4% vs 5,0% dla strony prawej. W planach IMRT otrzymano również wyższą wartość *CovI* — 0,99 niezależnie od strony napromienianej w porównaniu z 0,55 dla strony lewej i 0,39 dla strony prawej w planach 3D-CRT. Technika 3D-CRT gwarantuje lepszą ochronę narządów krytycznych w porównaniu do techniki IMRT. W przypadku pacjentek bez napromieniania węzłów chłonnych średnia objętość serca otrzymująca dawkę 20 Gy lub większą jest mniejsza w technice 3D-CRT 0,2% w stosunku do 2,6% w IMRT. Pomimo mniejszej D_{max} — 33,7 Gy w IMRT vs 37,5 Gy w 3D-CRT dla naczyń wieńcowych, dawka średnia D_{mean} była większa w technice IMRT — 9,1 Gy w porównaniu z 3,2 Gy w 3D-CRT. Średnia objętość płuca po stronie napromienianej otrzymująca dawkę 20 Gy wyniosła 20% w technice IMRT i 7,4% w technice 3D-CRT. Średnia wartość D_{mean} uzyskanych u pojedynczych pacjentów w płucu po stronie napromienianej była większa w IMRT (14,7 Gy vs 4,8 Gy w 3D-CRT). W przypadku napromieniania piersi i węzłów nadobojczykowo-pachowych po stronie lewej średnia wartość dawek maksymalnych D_{max} w naczyniach wieńcowych jest o około 7 Gy mniejsza w technice IMRT. Dawka średnia natomiast jest większa o 5 Gy. Bardzo podobne w obu technikach były objętości płuca po stronie napromienianej (lewej), otrzymujące dawki większe od 20 Gy (27,3% vs 26,3% w 3D-CRT), przy D_{mean} większej o 5 Gy w technice IMRT. Średnia D_{mean} dla płuca i piersi po stronie nienapromienianej (prawej) wynosiła odpowiednio 5,9 Gy i 4,6 Gy w IMRT w stosunku do 0,8 Gy i 0,7 Gy w 3D-CRT.

¹Zakład Fizyki Medycznej

²Zakład Radioterapii

Centrum Onkologii — Instytut im. Marii Skłodowskiej-Curie, Warszawa Ursynów

Podsumowanie. W planach wykonanych techniką IMRT z polami komplanarnymi otrzymuje się porównywalną (napromienianie piersi bez węzłów) lub znacząco lepszą (dla obszarów węzłowych) w stosunku do techniki 3D-CRT jednorodność w obszarze tarczowym. W konsekwencji wyższe dawki otrzymują narządy krytyczne, aczkolwiek nadal zachowane są dawki tolerancji.

Comparison of 3D-CRT and IMRT techniques in the radiotherapy of breast cancer patients after breast sparing surgery with and without the lymph nodes involvement

Aim of the study. The aim of this study was to compare the IMRT (Intensity Modulated Radiation Therapy) and 3D-CRT (3-Dimensional Conformal Radiation Therapy) techniques as far as the planning target volume (PTV) coverage and normal tissue sparing is concerned.

Material and methods. IMRT and 3D-CRT plans for 15 patients with early breast cancer after breast conservation therapy were prepared with the Eclipse treatment planning system. For plan comparison in PTV_{breast} and in PTV_{nodes} the minimal dose — D_{min} , maximal dose — D_{max} , standard deviation — SD, and Coverage Index — $CovI$ were evaluated. For organs at risk (both lungs, heart, coronary arteries and healthy breast) during preparation of 3D-CRT and IMRT plans dose volume constraints were established.

Results. In the group of patients with left breast cancer only, without involved lymph nodes, lower SD values (mean 0.8%) and higher values of $CovI$ (mean 0.03) were obtained for IMRT technique. In the group of patients requiring supraclavicular and axillary lymph nodes irradiation, a lower value of SD 1.3% vs 4.4% for left side and 1.4% vs 5.0% for right side were obtained for IMRT. In the IMRT technique a higher value of $CovI$ 0.99, independent of the irradiated side, were obtained as compared to 0.55 for left side and 0.39 for right side in the 3D-CRT. The 3D-CRT technique offers more sparing to organs at risk in comparison with coplanar fields in IMRT. In the group of patients without irradiated lymph nodes, the mean heart volume receiving 20 Gy or more was lower in 3D-CRT — 0.2% compared to 2.6% in IMRT. For coronary arteries D_{max} — was 33.7 Gy in IMRT vs 37.5 Gy in 3D-CRT, D_{mean} in IMRT — was 9.1 Gy vs 3.2 Gy in 3D-CRT. Mean volume of lung on irradiated side receiving dose of 20 Gy was 20% in IMRT and 7.4% in 3D-CRT. Mean value of D_{mean} in right lung was 14.7 Gy in IMRT vs 4.8 Gy in 3D-CRT. In the group of patients with irradiated breast and lymph nodes on the left side the mean D_{max} in coronary arteries is 7 Gy lower and the D_{mean} is 5 Gy higher in the IMRT technique. The volumes of lung on the irradiated side receiving a dose of 20 Gy were similar in both techniques — 27.3% in IMRT vs 26.3% in 3D-CRT. D_{mean} for lung on irradiated side was 5 Gy higher in the IMRT. The D_{mean} doses for right lung and right breast were 5.9 Gy and 4.6 Gy in the IMRT compared to 0.8 Gy and 0.7 Gy in the 3D-CRT.

Conclusions. Dose distributions in both techniques for patients with left side breast only were similar. The differences were observed for patients with involved lymph nodes, regardless of the side of involved breast. Conventional breast irradiation 3D-CRT was better for sparing of normal tissue. However, the constraints for the organs at risk for the IMRT were also fulfilled.

NOWOTWORY Journal of Oncology 2012; 62, 6: 423–430

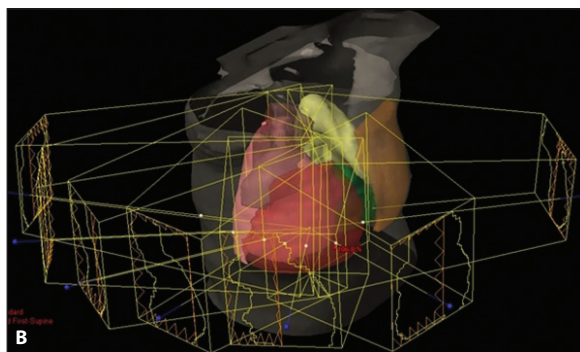
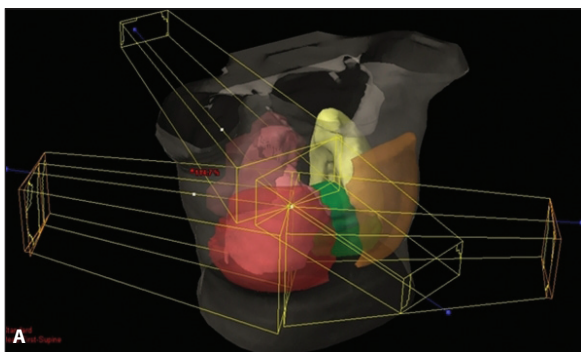
Słowa kluczowe: IMRT, 3D-CRT, rak piersi

Key words: IMRT, 3D-CRT, breast cancer

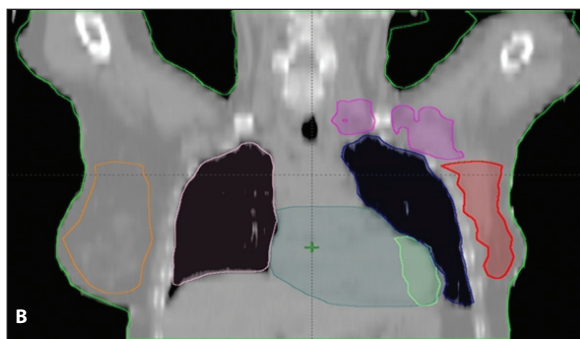
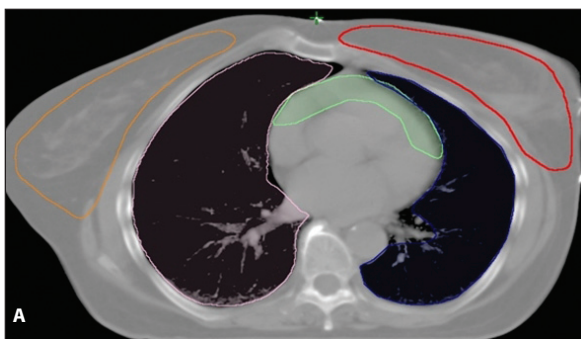
Wstęp

Coraz lepsze wyniki leczenia chorych na raka piersi i długoletnie przeżycia nakazują ograniczenie do minimum ryzyka późnych powikłań po radioterapii pooperacyjnej. Operacja oszczędzająca (*Breast Conservation Therapy* — BCT) w połączeniu z napromienianiem całej piersi (*Whole Breast Radiotherapy* — WBRT) jest integralną częścią leczenia wczesnego raka piersi, pozwalającą na znaczącą poprawę wyleczenia miejscowego i wydłużenia przeżycia w zakresie około 10–15% w porównaniu do wyników uzyskanych dla chorych bez radioterapii [1–3].

Nowe techniki radioterapii, w tym radioterapia z modulowaną intensywnością dawki (*Intensity Modulated Radiation Therapy* — IMRT), stosowane z dobrym efektem np. u chorych z nowotworami głowy i szyi czy gruczołu krokowego [4–8] zostały zaadaptowane dla chorych z rakiem piersi [9–11]. Oprócz techniki IMRT w WBRT zastosowanie znajdują także terapia protonowa (*Proton Beam Therapy* — BPT) i tomoterapia (*Tomotherapy* — TOMO) jako alternatywa dla trójwymiarowej konformalnej radioterapii (*3 Dimensional Conformal Radiation Therapy* — 3D-CRT) ze względu na ograniczenie dawek otrzymanych przez płuca i serce [12].



Rycina 1. Układ wiązek: (a) technika 3D-CRT, dwa pola tangencjalne na obszar piersi oraz pola na węzły nadobojczykowe z kąta 15° lub 345° (w zależności od napromienianej strony) oraz pole z kąta 180° dopromieniające węzły pachowe, (b) technika IMRT układ 7 koplarnych wiązek



Rycina 2. Przekrój poprzeczny (a), czołowy (b). Oznaczenie kolorów: czerwony — PTV_{piers}, fioletowy — PTV_{węzły}, zielony — serce, jasnozielony — naczynia wieńcowe, niebieski i różowy — płuca, pomarańczowy — pierś po stronie nienapromienianej

Odrębnym zagadnieniem, poruszonym przez niewielu autorów, jest zastosowanie nowych technik w radioterapii gruczołu piersiowego i regionalnych węzłów chłonnych [13, 14].

Celem opracowania było porównanie rozkładu dawki w obszarze tarczowym (*Planning Target Volume* — PTV) i w narządach krytycznych w dwóch technikach leczenia: 3D-CRT oraz IMRT u chorych na wczesnego raka piersi po operacji oszczędzającej, bez przerzutów i z przerzutami do węzłów chłonnych nadobojczykowo-pachowych.

Materiał i metody

W pracy przeanalizowano 15 planów radioterapeutycznych przygotowanych dla chorych na wczesnego raka piersi poddanych leczeniu oszczędzającemu BCT. W przypadku pięciu pacjentek napromieniano tylko gruczoł piersiowy po stronie lewej. W tej grupie terapię realizowano techniką dwóch pól tangencjalnych. U pozostałych dziesięciu pacjentek napromieniano pierś z węzłami chłonnymi nadobojczykowo-pachowymi po stronie lewej i prawej. Stosowano technikę jednego izocentrum (por. ryc. 1a) [15]. Kształty pól terapeutycznych, zapewniające osłonę rdzenia kręgowego, główkę kości ramiennej, przełyk oraz krtań, uzyskiwano za pomocą kolimatora wielolistkowego (*Multileaf Collimator* — MLC). Wiązki od przodu, napromieniające węzły nadobojczykowe, kierowano pod kątem 15° w przypadku strony prawej i 345° w przypadku strony lewej, co zapewniało

umieszczenie rdzenia kręgowego poza wiązką pierwotną. Dawkę na węzły pachowe podawano z ramieniem ustawionym pod kątem 180°. Dawka terapeutyczna na gruczoł piersiowy była podawana z pól tangencjalnych, skierowanych w taki sposób, aby minimalizować dawkę podawaną na płuco po stronie napromienianej oraz na zdrową pierś.

Dla każdego z piętnastu planów 3D-CRT, którymi chore były leczone, wykonano w systemie Eclipse dodatkowo porównawcze plany IMRT realizowane w technice dynamicznej (*sliding window*) w układzie wiązek koplarnych.

Do obliczeń rozkładu dawki użyto algorytmu PBC (*Pencil Beam Convolution*) z korekcją na niejednorodność. W planach leczenia 3D-CRT użyto od 2 do 4 wiązek fotonowych, w planach IMRT użyto 7 wiązek. Potencjał nominalny wiązek wynosił 6MV (por. ryc. 1).

Na przekrojach poprzecznych z tomografii komputerowej wykonanej w ułożeniu pacjenta na plecach z użyciem podkładki stabilizującej firmy CIVCO, BBW (*Breast Board Wedge*) wyznaczono obszar tarczowy PTV oraz narządy krytyczne (płuca, serce, naczynia wieńcowe oraz pierś po stronie nienapromienianej). Wrysowywano dwa obszary tarczowe PTV_{piers} oraz PTV_{węzły} dla pacjentek, u których napromieniano również węzły chłonne. Obszar PTV_{piers} obejmował gruczoł sutkowy po stronie chorej. Obszar PTV_{węzły} obejmował węzły chłonne nadobojczykowo-pachowe (por. ryc. 2). Plany leczenia wykonywano, kierując się zaleceniami

raportów ICRU 50 i 62 [16]. Podawano dawkę całkowitą 50 Gy w dawkach frakcyjnych wynoszących 2 Gy. Rozkłady dawki normalizowano do dawki średniej w obszarach PTV. Dążono do uzyskania takich rozkładów dawki, aby dawka minimalna była większa od 95%, dawka maksymalna mniejsza od 107%, a dawki powyżej 110% nie były zlokalizowane poza którymkolwiek PTV. Rozkład dawki dla węzłów chłonnych nadobojczykowo-pachowych analizowano bez podziału na poszczególne grupy węzłowe.

W przypadku narządów krytycznych przyjęto ograniczenia zgodne z protokołem używanym w Centrum Onkologii Warszawa Ursynów [17]. Dla każdego płuca dopuszczano, aby maksymalnie 50% objętości otrzymało dawkę powyżej 18 Gy ($V_{18,50}$), maksymalnie 35% objętości dawkę powyżej 20 Gy ($V_{20,35}$) oraz aby dawka średnia dla każdego płuca nie przekraczała 20 Gy. Dla serca dopuszczano, aby maksymalnie 5% objętości otrzymało dawkę powyżej 40 Gy ($V_{40,5}$) oraz maksymalnie 10% objętości dawkę powyżej 20 Gy ($V_{20,10}$). W przypadku naczyń wieńcowych dopuszczano, aby maksymalnie 5% objętości otrzymało dawkę powyżej 20 Gy ($V_{20,5}$). W piersi po stronie nienapromienianej starano się minimalizować dawkę, aczkolwiek wymagania nie były formułowane w kategoriach ilościowych.

Do porównania planów leczenia w obszarze PTV wykorzystano parametry odczytane ze skumulowanych histogramów objętościowych dawki, (*Dose Volume Histogram* — DVH): dawkę minimalną (D_{min}), dawkę maksymalną (D_{max}), odchylenie standardowe dawki (SD) oraz indeks pokrycia (*Coverage Index* — Covi). Indeks pokrycia obliczono, stosując następujący wzór:

$$CovI = V_{D_{ind}}(PTV)/V(PTV)$$

gdzie: D_{ind} — 95% dawki przepisanej, $V(PTV)$ — objętość PTV, $V_{D_{ind}}(PTV)$ — objętość PTV otrzymująca 95% dawki przepisanej [18].

Wyniki

W dalszej części tekstu, ilekroć mówi się o wartości średniej jakiejś miary liczbowej, np. dawki średniej w PTV, należy rozumieć średnią arytmetyczną obliczoną po wartościach uzyskanych dla pojedynczych pacjentek. Syntetyczne porównanie obydwu technik przedstawiono na rycinie 3, na której pokazano uśrednione skumulowane objętościowe histogramy dawki.

Analiza wyników dla chorych napromienianych na gruczoł piersiowy po stronie lewej bez zajęcia okolic węzłowych

Do porównania technik leczenia posłużono się wartościami średnimi analizowanych parametrów określonych niezależnie w grupie 5 pacjentek, u których napromieniana była tylko piersć, i w grupie 10 pacjentek, w której poza

piersią napromieniane były węzły chłonne. Szczegółowe wyniki analizy porównawczej dla 5 pacjentek zamieszczono w tabeli I.

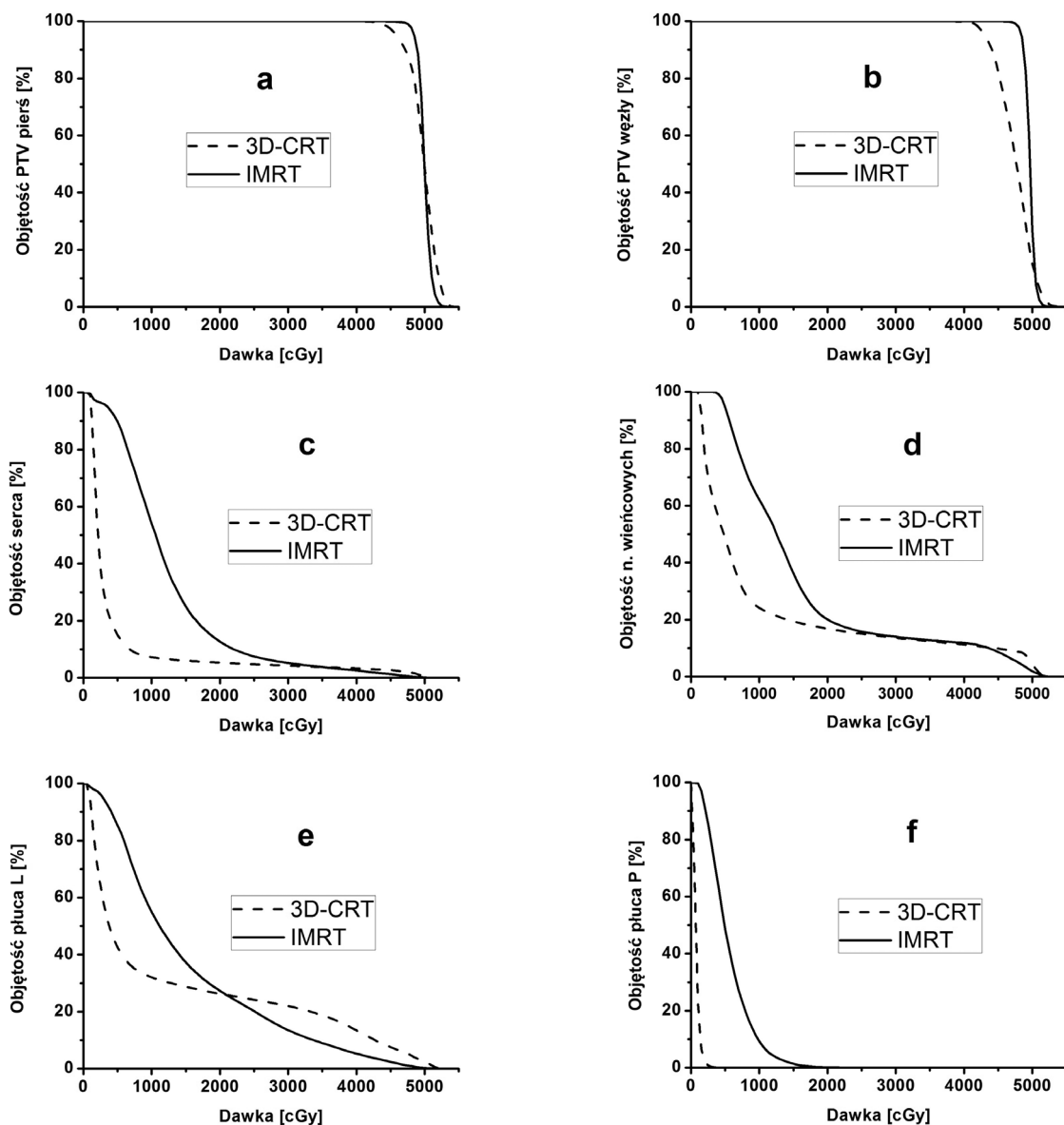
Porównanie objętości PTV_{piersć} zawartej w izodozie 95% przemawia na korzyść techniki IMRT. Liczbowo tę wartość wyraża indeks pokrycia. W technice IMRT wartość Covi wynosiła 0,99, w technice 3D-CRT wynosiła 0,96. Wartość średnia dawek maksymalnych w PTV_{piersć} wynosiła 106,9% w technice IMRT i 106,5% w technice 3D-CRT. W metodzie IMRT uzyskano bardziej jednorodny rozkład dawki w obszarze PTV_{piersć}. Wartość średnia odchyłeń standardowych w PTV_{piersć} wynosiła 1,7% i 2,5% odpowiednio w technikach IMRT i 3D-CRT.

Technika 3D-CRT gwarantuje lepszą ochronę narządów krytycznych w porównaniu do techniki IMRT (por. tab. II). Średnia objętość serca otrzymująca dawkę 20 Gy lub większą jest mniejsza w technice 3D-CRT 0,2% w stosunku do 2,6% w IMRT. W obydwu technikach te objętości są niewielkie. Pomimo mniejszej D_{max} 33,7 Gy w IMRT vs 37,5 Gy w 3D-CRT dla naczyń wieńcowych, D_{mean} była większa w technice IMRT — 9,1 Gy w porównaniu z 3,2 Gy w 3D-CRT. Średnia objętość płuca po stronie napromienianej otrzymująca dawkę 20 Gy wyniosła 20% w technice IMRT i 7,4% w technice 3D-CRT. Średnia wartość dawek średnich w płucu po stronie napromienianej była większa w IMRT (14,7 Gy vs 4,8 Gy w 3D-CRT). Otrzymano znacząco wyższe dawki w płucu po stronie zdrowej w technice IMRT. W technice 3D-CRT dawka w płucu po stronie zdrowej pochodzi niemal wyłącznie od promieniowania rozproszonego, podczas gdy w technice IMRT do płuca dociera również promieniowanie pierwotne (por. ryc. 4).

Analiza wyników dla chorych napromienianych na gruczoł piersiowy po stronie lewej lub prawej z zajęciem okolic węzłowych

U chorych ze wskazaniem do napromieniania węzłów chłonnych nadobojczykowych osobno omówiono wyniki dla obszaru PTV_{piersć} i PTV_{węzły} oraz dla narządów krytycznych po stronie lewej i prawej.

Objęcie obszaru tarczowego PTV_{piersć} izodozą 95% było zbliżone dla obu technik. Średnia wartość współczynnika Covi wyniosła 0,99 dla IMRT niezależnie od napromienianej strony. W technice 3D-CRT dla strony lewej wartość średnia Covi wyniosła 0,94, a dla strony prawej 0,95. Dla techniki IMRT lepsze pokrycie uzyskano dzięki uzyskaniu lepszego rozkładu w obszarze węzłów chłonnych. Technika IMRT umożliwiła osiągnięcie bardziej jednorodnego i lepiej dostosowanego rozkładu dawki do obszaru guza (niższe wartości SD). Średnia wartość dawek maksymalnych była wyższa w technice 3D-CRT i wynosiła 110,2% dla strony lewej oraz 107,1% dla strony prawej. W technice IMRT wartości te wynosiły odpowiednio 107,5% dla strony lewej i 106,8% dla strony prawej.

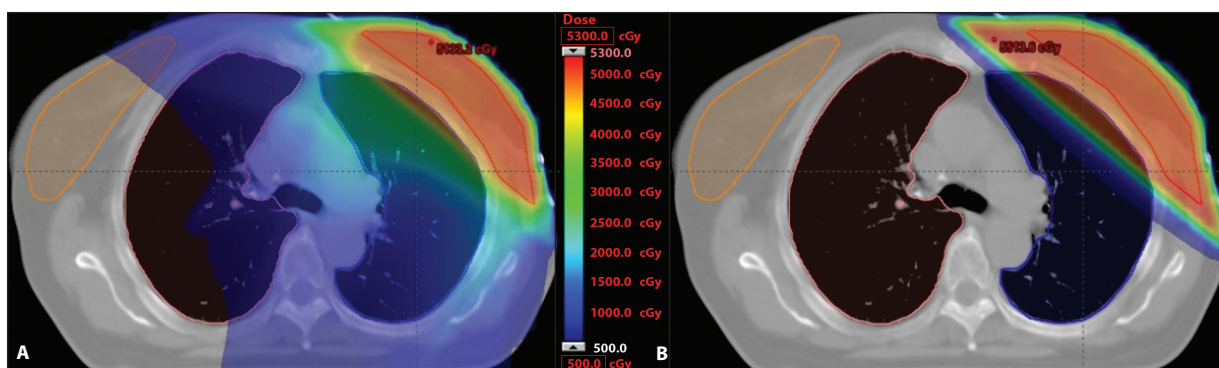


Rycina 3. Uśrednione DVH dla pacjentek z napromienianą piersią i węzłami chłonnyymi po stronie lewej: (a) PTV_{piersz} (b) PTV_{węzły} (c) serce, (d) naczynia wieńcowe, (e) płuco po stronie napromienianej (lewej), (f) płuco po stronie nienapromienianej (prawe)

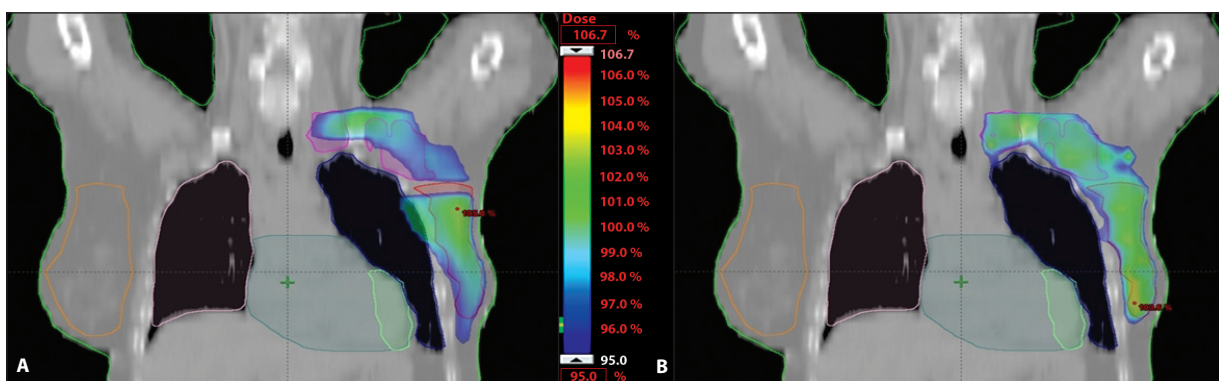
Tabela I. Średnia wartość oraz zakres współczynników i indeksów użytych do oceny planów leczenia

Technika	Piersz str. L		Piersz i węzły str. L				Piersz i węzły str. P			
	IMRT	3D-CRT	IMRT	3D-CRT	IMRT	3D-CRT	IMRT	3D-CRT	IMRT	3D-CRT
D_{min} [%]	73,4	73,8	76,2	86,9	63,1	73,9	84,7	79,7	76,4	64,0
zakres	59,5–81,0	59,0–85,5	54,4–85,8	84,5–77,9	36,1–83,8	71,2–77,9	79,1–88,2	59,9–94,1	67,8–87,8	48,5–76,5
D_{max} [%]	106,9	106,5	107,5	104,7	110,2	106,9	106,8	104,2	107,1	104,9
zakres	105,4– –108,6	104,7– –108,9	106,1– –108,8	102,7– –106,0	106,8– –114,5	105,4– –110,3	106,5– –107,3	102,2– –106,9	105,2– –108,9	98,7–111,6
SD [%]	1,7	2,5	1,8	1,3	3,5	4,4	1,7	1,4	2,8	5,0
zakres	1,3–2,3	2,0–2,8	1,4–2,1	1,1–1,6	2,6–4,5	3,8–4,1	1,4–2,0	1,1–1,8	2,0–3,2	3,9–6,1
CovI	0,99	0,96	0,99	0,99	0,94	0,55	0,99	0,99	0,95	0,39
zakres	0,99–0,99	0,94–0,98	0,99–0,99	0,99–0,99	0,86–0,97	0,38–0,73	0,99–0,99	0,99–1,00	0,93–0,98	0,07–0,65

Objaśnienia skrótów: dawka minimalna (D_{min}), dawka maksymalna (D_{max}), odchylenie standardowe dawki (SD), indeks pokrycia (CovI)



Rycina 4. Rozkład dawki na przekrojach poprzecznych: (a) IMRT, (b) 3D-CRT. Zakres dawek 5–53 Gy



Rycina 5. Rozkład dawki dla PTV_{węzły} i PTV_{piersi}: (a) 3D-CRT, (b) IMRT. Zakres 95–105% dawki przepisanej

W przypadku napromieniania okolic węzłowych za pomocą techniki IMRT można uzyskać zdecydowaną poprawę planów leczenia poprzez objęcie niemal w 100% obszaru węzłów chłonnych dawką 95%. Średnia wartość CovI dla obszaru PTV_{węzły} w IMRT, niezależnie od strony, wyniosła 0,99 vs 0,55 dla strony lewej i 0,39 dla strony prawej w 3D-CRT. Technika IMRT zwiększa jednorodność rozkładu dawki dla obszaru węzłów chłonnych. Średnie SD 1,3% w IMRT vs 4,4% w 3D-CRT dla strony lewej i 1,4% w IMRT vs 5,0% w 3D-CRT dla strony prawej.

Na rycinie 5 przedstawiono przekrój czołowy z rozkładem dawki dla piersi i obszaru węzłów chłonnych. W technice 3D-CRT 95% dawki przepisanej nie obejmuje obszaru tarczowego, w przeciwieństwie do techniki IMRT.

W technice 3D-CRT narządy krytyczne, podobnie jak u chorych bez napromienianych okolic węzłowych, są lepiej chronione (por. tab. II). W przypadku napromieniania strony lewej średnia D_{max} w naczyniach wieńcowych jest o około 7 Gy mniejsza w technice IMRT. Dawka średnia natomiast jest większa o 5 Gy. Bardzo podobne w obu technikach były objętości płuca po stronie napromienianej (lewej), otrzymujące dawki większe od 20 Gy (27,3% vs 26,3% w 3D-CRT), przy D_{mean} większej o 5 Gy w technice IMRT. Średnia D_{mean} dla płuca i piersi po stronie nienapromienianej (prawej) wynosiła odpowiednio 5,9 Gy i 4,6 Gy w IMRT w stosunku do 0,8 Gy i 0,7 Gy w 3D-CRT.

Przy napromienianiu strony prawej średnia D_{mean} dla naczyń wieńcowych (10,3 Gy w IMRT vs 2,3 Gy w 3D-CRT) była mniejsza w porównaniu do strony lewej (por. tab. II). Średnia D_{max} dla naczyń wieńcowych była pięciokrotnie mniejsza w metodzie 3D-CRT i wyniosła 4,8 Gy. W IMRT serce otrzymało dawkę 20 Gy w 0,7% objętość w porównaniu z 0% objętości w technice 3D-CRT. Średnia D_{mean} dla płuca prawego była o 6,8 Gy wyższa w IMRT w porównaniu z techniką 3D-CRT (16,1 Gy i 9,3 Gy). Płuco i pierś po stronie nienapromienianej (lewej) otrzymały wyższe dawki średnie w technice IMRT niż w 3D-CRT, odpowiednio: 5,4 Gy vs 0,6 Gy oraz 5,1 Gy vs 0,9 Gy.

Omówienie

Prace porównujące zastosowanie techniki IMRT u pacjentek chorych na wczesnego raka piersi w większości dotyczą chorych bez zajętych węzłów chłonnych nadobojczykowo-pachowych [19–22]. W tej pracy porównano technikę IMRT i 3D-CRT również dla pacjentek napromienianych na rejon węzłów chłonnych. Jak pokazali Ho Moon i Sas-Korczyńska [12, 19], na obniżenie dawki, jaką otrzymują narządy krytyczne w technice IMRT, zasadnicze znaczenie ma geometria wiązek terapeutycznych. W pracach omawianych w tej publikacji przy zastosowaniu koplanarnego układu wiązek, niezależnie od autora, otrzymywane są zbliżone wyniki dla płuca po stronie napromienianej oraz serca, płuca i piersi po

Tabela II. Średnia wartość dawek i objętości dla narządów krytycznych

Technika	Pierś str. L				Pierś i węzły str. L				Pierś i węzły str. P			
	IMRT		3D-CRT		IMRT		3D-CRT		IMRT		3D-CRT	
	śred. [%]	śred. [Gy]	śred. [%]	śred. [Gy]	śred. [%]	śred. [Gy]	śred. [%]	śred. [Gy]	śred. [%]	śred. [Gy]	śred. [%]	śred. [Gy]
Serce												
D _{max}	58,8	29,4	60,6	30,3	78,7	39,4	89,9	45,0	47,7	23,8	9,1	4,6
D _{mean}	18,4	9,2	34,7	17,3	25,1	12,5	9,6	4,8	18,4	9,2	2,7	1,4
V ₄₀ 5	0,0	–	0,0	–	2,6	–	3,3	–	0,0	–	0,0	–
V ₂₀ 10	2,6	–	0,2	–	12,7	–	5,3	–	0,7	–	0,0	–
Naczynia wieńcowe												
D _{max}	67,5	33,7	75,1	37,5	73,3	36,6	87,3	43,7	41,7	20,8	9,6	4,8
D _{mean}	18,3	9,1	6,4	3,2	32,7	16,3	22,2	11,1	20,6	10,3	4,6	2,3
V ₂₀ 5	3,1	–	2,1	–	19,9	–	16,8	–	0,4	–	0,0	–
Płuco po str. naprom.												
D _{mean}	29,4	14,7	9,6	4,8	36,5	18,3	26,3	13,1	32,2	16,1	18,7	9,3
V ₁₈ 50	25,7	–	7,7	–	30,7	–	27,2	–	33,3	–	17,1	–
V ₂₀ 35	20,0	–	7,4	–	27,3	–	26,3	–	27,5	–	16,3	–
Płuco po str. nienaprom.												
D _{mean}	6,7	3,4	0,7	0,4	11,8	5,9	1,5	0,8	10,8	5,4	1,3	0,6
Pierś po str. nienaprom.												
D _{mean}	5,8	2,9	0,7	0,3	9,1	4,6	1,4	0,7	10,1	5,1	1,8	0,9

Objaśnienia skrótów: dawka maksymalna (D_{max}), dawka średnia (D_{mean}), objętość narządu krytycznego (X) otrzymująca dawkę xxGy — V_{xxGy}X

stronie nienapromienianej. W pracy Fogaliata [20] otrzymano następujące wartości dawek dla narządów krytycznych: D_{mean} dla płuca po stronie napromienianej 12,8 Gy, V₂₀ — 20%, dla serca D_{mean} 9,3 Gy, V₂₀ — 2,6%, płuco i pierś po stronie nienapromienianej D_{mean} 3,4 Gy i 2,9 Gy. Nesrin i współpracownicy [21], analizując sekwencyjną technikę IMRT (*step and shot*) w wariacie sześciopolumowym u pacjentek z zajętejmi regionalnymi węzłami chłonnymi, otrzymali około 1% objętości serca otrzymującą dawkę powyżej 40 Gy i około 4% dawkę 20 Gy. Około 25% objętości płuca po stronie napromienianej otrzymało dawkę 18 Gy, zaś 20 Gy — 23%.

Objętość płuca otrzymująca dawkę powyżej 20 Gy jest istotnym czynnikiem zwiększającym ryzyko powikłań popromiennych. W tym opracowaniu dla płuca po stronie lewej w IMRT obniżono objętość płuca otrzymującą dawki powyżej 20 Gy.

Oszacowano także dawki dla schematycznie wyznaczonego obszaru naczyń wieńcowych obejmujących prawą i lewą tętnicę wieńcową. Popromienne uszkodzenie śródbłonna naczyniowego może inicjować zmiany zapalne i zatorowo-zakrzepowe, powodować zaburzenia w mikrokrążeniu prowadzące do zaburzeń w ukrwieniu mięśnia sercowego. W IMRT ograniczono wysokie dawki z zakresu 35–50 Gy — zysk szczególnie widoczny dla pacjentek z lewostronnym rakiem piersi i zajętejmi węzłami chłonnymi.

Wyższe dawki średnie dla płuca i piersi po stronie nienapromienianej w IMRT wynikają z geometrii i liczby wiązek

terapeutycznych. Obszary niskich dawek w płucach, sercu, naczyniach wieńcowych i nienapromienianej piersi są wyższe w IMRT w porównaniu z 3D-CRT (por. ryc. 3).

Układ wiązek z rotacją stołu terapeutycznego zastosowany w pracach Ho Monn [12] oraz Sas-Korczyńskiej [21] pozwala na znaczne obniżenie dawek w sercu i płucach w porównaniu z techniką IMRT z polami koplanarnymi. W przypadku pracy Sas-Korczyńskiej [19] 50% objętości płuca po stronie napromienianej otrzymało dawkę z przedziału 0,9–2 Gy.

Rozpatrując jednorodność dawki w obszarze tarczowym, we wszystkich opracowaniach uzyskano przewagę techniki IMRT nad techniką 3D-CRT. IMRT umożliwia ograniczenie dawek powyżej 110%, co może wpłynąć na zmniejszenie wczesnych odczynów popromiennych ze strony skóry [16] i pozwala na poprawę efektu kosmetycznego.

Wnioski

W planach wykonanych techniką IMRT z polami koplanarnymi otrzymuje się porównywalną (napromienianie piersi bez węzłów) lub znacząco lepszą (dla obszarów węzłowych) w stosunku do techniki 3D-CRT jednorodność w obszarze tarczowym. W IMRT wyższe dawki otrzymują narządy krytyczne, aczkolwiek nadal nie przekraczane są wartości dawek tolerancji. Z tego też powodu dla chorych z rakiem piersi sugerujemy stosowanie techniki IMRT w przypadku nieakceptowanej jednorodności w obszarze tarczowym

uzyskiwanej w technice 3D-CRT. Przy podjęciu decyzji o zastosowaniu techniki IMRT wskazane jest wykonanie planu 3D-CRT, a następnie ich analiza i wybór uwzględniający dane kliniczne.

Mgr Piotr Mężeński

Zakład Fizyki Medycznej
Centrum Onkologii — Instytut
im. Marii Skłodowskiej-Curie
ul. Roentgena 5, 02-781 Warszawa
e-mail: grandys@gmail.com

Otrzymano: 5 kwietnia 2012 r.

Przyjęto do druku: 21 czerwca 2012 r.

Piśmiennictwo

1. Early Breast Cancer Trialists' Collaborative Group. Favourable and unfavourable effects on long-term survival of radiotherapy for early breast cancer: an overview of the randomised trials. *Lancet* 2000; 355: 1757–1770.
2. Veronesi U, Cascinelli N, Mariani L i wsp. Twenty-year follow-up of a randomized study comparing breast-conserving surgery with radical mastectomy for early breast cancer. *N Engl J Med* 2002; 347: 1227–1232.
3. Nattinger AB, Hoffmann RG, Kneusel RT i wsp. Relation between appropriateness of primary therapy for early stage breast carcinoma and increased use of breast-conserving surgery. *Lancet* 2000; 356: 1148–1153.
4. Fenoglio P, Laliberteb B, Allawa A i wsp. Persistently better treatment planning results of intensity-modulated (IMRT) over conformal radiotherapy (3D-CRT) in prostate cancer patients with significant variation of clinical target volume and/or organs-at-risk. *Radiother Oncol* 2008; 88: 77–87.
5. Ziolkowska E, Morgaś T, Reszke J i wsp. Rola IMRT w redukcji dawki promieniowania w odbytnicy w trakcie radykalnej radioterapii raka prostaty. *Reports of Practical Oncology and Radiotherapy* 2004; 9: 262–262.
6. Wolff D, Stieler F, Welzel G i wsp. Volumetric modulated arc therapy (VMAT) vs. serial tomotherapy, step-and-shoot IMRT and 3D-conformal RT for treatment of prostate cancer. *Radiother Oncol* 2009; 93: 226–233.
7. Longobardia B, De Martina E, Fiorino C i wsp. Comparing 3DCRT and inversely optimized IMRT planning for head and neck cancer: Equivalence between step-and-shoot and sliding window techniques. *Radiother Oncol* 2005; 77: 148–156.
8. Gabryś D, Wesolowska I, Suwiński R i wsp. The evaluation of 3DRT and IMRT techniques in postoperative radiotherapy for thyroid medullary carcinoma thyroid medullary carcinoma. *Reports of Practical Oncology and Radiotherapy* 2008; 13: 126–129.
9. Pignol J, Olivetto I, Rakovitch E i wsp. Phase III randomized study of intensity modulated radiation therapy versus standard wedging technique for adjuvant breast radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2006; 66: S1.
10. Freedman GM, Anderson PR, Hanlon AL i wsp. Intensity modulated radiation therapy (IMRT) decreases the acute skin toxicity for large-breasted women receiving radiation therapy for breast cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2004; 60: 401–402.
11. Ahmed RS, De Los Santos JF, Fiveash JB i wsp. An IMRT technique to increase therapeutic ratio of breast irradiation in patients with early-stage left breast cancer: limiting second malignancies. *Med Dosim* 2008; 33: 71–77.
12. Ho Moon S, Hwan Shin Ki i wsp. Dosimetric comparison of four different external beam partial breast irradiation techniques: Three-dimensional conformal radiotherapy, intensity-modulated radiotherapy, helical tomotherapy, and proton beam therapy. *Radiother Oncology* 2009; 90: 66–73.
13. Hurkmans CW, Saarnak AE, Pieters BR i wsp. An improved technique for breast cancer irradiation including the locoregional lymph nodes. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2000; 47: 1421–1429.
14. Antony J, Lomax Laura, Cella Damien i wsp. Potential role of intensity-modulated photons and protons in the treatment of the breast and regional nodes. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2003; 55: 3785–3792.
15. Galecki J, Grudzień-Kowalska M, Kawczyńska M i wsp. Experiences with the mono isocentric irradiation technique in breast cancer patients after conservative surgery. *Nowotwory Journal of Oncology* 2004; 54: 474–480.
16. International Commission on Radiation United and Measurements. Prescribing, recording and reporting photon beam therapy. *ICRU Report* 1999; 50: 62.
17. Estro www.dbcg.dk 2007; Goeteborg.
18. Grzadziel A, Grosu A-L, Kneschaurek P i wsp. Three-dimensional conformal versus intensity-modulated radiotherapy dose planning in Stereotactic Radiotherapy: application of standard quality parameters for plan evaluation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2006; 66: 87–94.
19. Sas-Korczyńska B, Śladowska A, Rozwadowska-Bogusz B i wsp. Comparison between intensity modulated radiotherapy (IMRT) and 3D tangential beams technique used in patients with early-stage breast cancer who received breast-conserving therapy. *Reports of Practical Oncology and Radiotherapy* 2010; 15: 79–86.
20. Fogliata A, Nicolini G, Alber M i wsp. IMRT for breast. A planning study Original Research Article. *Radiother Oncol* 2005; 76: 300–310.
21. Dogan N, Cuttino L, Lloyd R i wsp. Optimized dose coverage of regional lymph nodes in breast cancer: the role of intensity-modulated radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2007; 68: 1238–1250.
22. Rusthoven KE, Carter DL, Howell K i wsp. Accelerated partial-breast intensity-modulated radiotherapy results in improved dose distribution when compared with three-dimensional treatment-planning techniques. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2008; 70: 296–302.