

PODSUMOWANIE ROCZNYCH WYNIKÓW KONTROLI ODTWARZALNOŚCI NAPROMIENIANIA W ŚWIĘTOKRZYSKIM CENTRUM ONKOLOGII

THE EVALUATION OF RESULTS ONE-YEAR STUDY OF ACCURACY OF IRRADIATION IN THE HOLLYCROSS CANCER CENTRE

Andrzej Dąbrowski¹, Paweł Kukołowicz¹, Piotr Kędzierawski²,
Andrzej Wiczorek², Piotr Gut³, Leszek Chmielewski³

¹Zakład Fizyki Medycznej, Świętokrzyskie Centrum Onkologii, Kielce, ²Zakład Radioterapii, Świętokrzyskie Centrum Onkologii, Kielce, ³Instytut Podstawowych Problemów Techniki, Warszawa

Received April 12th, 2002; received in a revised form October 6th, 2003; accepted November 24th, 2003

STRESZCZENIE

Cel: Prezentacja wyników odtwarzalności napromieniania pacjentów leczonych radykalnie, przy pomocy napromieniania wiązkami zewnętrznymi w Świętokrzyskim Centrum Onkologii w okresie jednego roku.

Materiał i metody: Zastosowano technikę oceny przesunięcia pomiędzy cyfrowo przetworzonym zdjęciem z symulatora (zdjęcie odniesienia) a cyfrowo przetworzonymi zdjęciami sprawdzającymi, z wykorzystaniem programu PIPspro oraz własnego programu AutoPort. Na podstawie wstępnej analizy i w oparciu o dane literaturowe wybrano poziomy reagowania dla poszczególnych lokalizacji: dla pacjentów napromienianych w rejonie miednicy mniejszej 5 mm, dla pacjentów z nowotworem płuc – 5 mm, dla pacjentów z nowotworem piersi 4 mm i nowotworem mózgu 4 mm. W przypadkach przekroczenia poziomu reagowania podejmowano działania wyjaśniające i powtarzano procedurę sprawdzenia. Wyniki uzyskane opisaną techniką prezentowano radioterapeutom w ramach cotygodniowych przeglądów zdjęć odniesienia i sprawdzających. W przeciągu jednego roku przebadano 524 pary filmów dla 307 pacjentów.

Wyniki: Dla 42 pacjentów został przekroczony poziom reagowania. W tym dla 24 pacjentów napromienianych w rejonie miednicy, 11 napromienianych z powodu nowotworu piersi, 3 z powodu nowotworu mózgu i dla 4 z nowotworem płuca. W 10 przypadkach ponownie stwierdzono przekroczenie poziomu reagowania. Dla 5 pacjentów napromienianych w rejonie miednicy wykryto błąd systematyczny.

Wnioski: Procedura przygotowania i realizacji teleradioterapii w Świętokrzyskim Centrum Onkologii jest realizowana prawidłowo. Otrzymane wyniki wskazują na ogromną wagę realizowania kontroli powtarzalności napromieniania dla każdego pacjenta, jak również gromadzenia danych i analizowania ich w dłuższym okresie czasu. Podjęto decyzję o opracowaniu odrębnego protokołu jej przeprowadzenia dla pacjentek napromienianych z powodu nowotworu piersi.

Słowa kluczowe: kontrola jakości, technika zdjęć sprawdzających, teleradioterapia.

SUMMARY

Purpose: To study the accuracy of patients positioning treated with external beams in the Holycross Cancer Centre in Kielce.

Material and methods: Displacements between digitised reference-simulator film and portal film were measured with the Port-Pro and home made programme AutoPort. Based on the data obtained for patients treated in the Holycross Cancer Centre and those published reaction levels for every localisation were defined: 5 mm for patients treated in the pelvic region – and also 5 mm for lung, breast and brain cancer patients. If the reaction level was exceeded the analysis of the set-up procedure was performed and the portal control was repeated. All the results were presented to the radiotherapists during the check meeting once a week. Over one year 524 pairs of film were compared for in 307 patients.

Results: In 42 patients the action levels were exceeded during the last year. Twenty-four of them were irradiated in the pelvic region, 11 were irradiated for the breast, 3 were treated for brain tumours and the remaining 4 for lung cancer. In all cases portal verification was repeated. In 10 cases the difference larger than the action level was also observed so the simulation was performed once again.

Conclusions: The results showed that of patient preparation and implementation of radiotherapy provides a clinically acceptable reproducibility of patient set-up. The results stress the continuous need for paying attention to every patient's positioning and to the need of for the analysis of portal verification data collected over a long period of time. The data of the analysis showed the need for the implementation of specific control procedures for breast irradiation in our hospital.

Key words: quality control, portal verification, teleradiotherapy.

WSTĘP

Kontrola odtwarzalności napromieniania należy obecnie do standardowych procedur stosowanych w teleradioterapii [1]. Jest ona najczęściej realizowana metodą zdjęć sprawdzających. Dla każdego pacjenta przed rozpoczęciem leczenia wykonywana jest symulacja leczenia z wykorzystaniem symulatora terapeutycznego lub z wykorzystaniem tomografu komputerowego wyposażonego w specjalne oprogramowanie do wirtualnej symulacji. Położenie każdego pola terapeutycznego dokumentowane jest za pomocą zdjęcia rentgenowskiego lub rekonstrukcji radiograficznej. Tak otrzymany obraz, przedstawiający obszar tkanek objętych polem promieniowania, traktowany jest w procedurze kontroli sprawdzającej jako zdjęcie odniesienia. Poprzez porównanie zdjęcia sprawdzającego, wykonanego w trakcie napromieniania na aparacie terapeutycznym, ze zdjęciem odniesienia określana jest odtwarzalność napromieniania.

Zdjęcia sprawdzające mogą być rejestrowane na filmach lub cyfrowo za pomocą urządzeń elektronicznych [2,3]. W metodzie filmowej informacja o jakości napromieniania uzyskiwana jest po zakończeniu seansu terapeutycznego. Ten rodzaj kontroli nie daje zatem możliwości przerwania napromieniania w przypadku stwierdzenia dużej niezgodności pomiędzy planem leczenia i jego realizacją. Możliwość taką zapewnia tzw. portal elektroniczny (EPID – Electronic Portal Imaging Device) [4]. W praktyce jednak, ze względu na niską jakość zdjęć sprawdzających, porównanie zdjęcia sprawdzającego i referencyjnego w czasie seansu terapeutycznego realizowane jest niezmiernie

rzadko [5,6]. Ważne jest, aby przed podaniem kolejnej frakcji napromieniania uzyskać informację o zgodności pomiędzy geometrią zaplanowaną i realizowaną. W oparciu o wynik takiego porównania podejmowana jest decyzja o kontynuowaniu leczenia lub o dokonaniu stosownych zmian w geometrii napromieniania [1, 7].

Dotychczas w piśmiennictwie opublikowano wiele prac dotyczących kontroli odtwarzalności geometrii napromieniania [8,9,10,11,12]. Prezentowane w nich są wyniki kontroli metodą zdjęć sprawdzających oraz prace teoretyczne dotyczące kontroli odtwarzalności napromieniania [1,13,14]. Poza pracą przeglądową, w której cytowane są wyniki kontroli odtwarzalności napromieniania otrzymane w różnych ośrodkach radioterapeutycznych autorom niniejszego doniesienia nie jest znane opracowanie prezentujące podsumowanie odtwarzalności napromieniania w jednym ośrodku terapeutycznym [15]. Taka analiza pozwala ogólnie ocenić jakość pracy w ośrodku radioterapeutycznym oraz porównać jakość napromieniania realizowanego za pomocą poszczególnych aparatów terapeutycznych oraz określić poziomy reagowania właściwe dla poszczególnych lokalizacji. Dlatego autorzy podjęli próbę całościowej oceny odtwarzalności geometrii napromieniania realizowanego w Świętokrzyskim Centrum Onkologii, w okresie jednego roku. W niniejszej pracy prezentowane są wyniki kontroli odtwarzalności napromieniania pacjentów leczonych radykalnie.

MATERIAŁ I METODY

W pracy prezentowane są wyniki kontroli metodą zdjęć sprawdzających dokonanej

u 307 pacjentów leczonych radykalnie napromienianiem w Świętokrzyskim Centrum Onkologii w okresie od 1 kwietnia 2000 r. do 30 marca 2001 r. Przed rozpoczęciem leczenia dla każdego pacjenta wykonano symulację leczenia z wykorzystaniem symulatora terapeutycznego. W trakcie symulacji zaznaczano na skórze pacjenta lub masce termoplastycznej granice pól promieniowania i punkty wejścia wiązek. Dla każdego pola terapeutycznego wykonywano zdjęcie sprawdzające, które dalej było traktowane jako obraz referencyjny. Dla pacjentów napromienianych w rejonie głowy i szyi wykonywano unieruchomienie z materiału termoplastycznego. Przygotowywano indywidualne osłony dla każdego napromienianego pola wykorzystując wydruki z systemu planowania leczenia lub zdjęcia rtg wykonane na symulatorze. Zdjęcia sprawdzające wykonywano na początku leczenia, podczas pierwszej lub wyjątkowo w czasie drugiej sesji leczenia. Czas przeznaczony na realizację seansu terapeutycznego dla jednego pacjenta wynosił średnio 15 minut. Po wykonaniu zdjęcia sprawdzającego, porównywano je z odpowiednim zdjęciem z symulatora celem ilościowej oceny geometrii napromieniania.

Procedura określenia różnicy pomiędzy geometrią zaplanowaną i zrealizowaną przebiegała w trzech etapach. W pierwszym etapie zaznaczano granice pola promieniowania na zdjęciu odniesienia i sprawdzającym – ręcznie przy użyciu edytora graficznego na zdjęciu z symulatora i automatycznie na zdjęciu portallowym. Na zdjęciu odniesienia zaznaczano struktury kostne przy wykorzystaniu odpowiedniego edytora. Następnie poprawiano jakość zdjęcia sprawdzającego używając dostępnych filtrów cyfrowych, aby uzyskać jak najlepszą wizualizację struktur anatomicznych. W ostatnim etapie zdjęcie sprawdzające nakładano na zdjęcie odniesienia tak, aby zaznaczone wcześniej struktury anatomiczne na zdjęciu z symulatora pokryły się ze strukturami anatomicznymi widocznymi na zdjęciu sprawdzającym. Końcowy wynik uzyskiwano w postaci raportu, na którym prezentowane jest zdjęcie z symulatora z widocznym na nim nałożonym zdjęciem por-

talowym. Przykładowy raport przedstawiono na rysunku 1. Obok nałożonych zdjęć umieszczona była informacja o wartościach przesunięcia środków geometrycznych pól referencyjnego względem odniesienia (w milimetrach) oraz rotacja (w stopniach) pól względem siebie. Przesunięcie wyznaczono niezależnie wzdłuż każdego z dwóch prostopadłych kierunków reprezentowanych na zdjęciu. Uzyskane wyniki przesunięcia transponowano następnie z układu współrzędnych związanego ze zdjęciem do 3-wymiarowego stałego układu współrzędnych. W tym układzie współrzędnych oś X odpowiada kierunkowi lewa-prawa, oś Y góra-dół a oś Z kierunkowi przód-tył. Ten układ współrzędnych jest zgodny z konwencją zaproponowaną w 42 Raporcie ICRU [19].

Do określenia odtwarzalności i powtarzalności napromieniania badano różnice pomiędzy położeniem środków geometrycznych pól na zdjęciu referencyjnym i sprawdzającym względem widocznych struktur anatomicznych (zwykle struktury kostne). Dla poszczególnych lokalizacji przyjęto indywidualne poziomy reagowania. Jeśli różnica położenia środków pól sprawdzającego i referencyjnego przekraczała poziom reagowania, w trakcie następnej sesji wykonywano kolejne zdjęcie sprawdzające i powtarzano procedurę porównania. Jeśli różnica wciąż przekraczała poziom reagowania, pacjenta kierowano na powtórny symulację w celu wyjaśnienia i usunięcia przyczyn niezgodności. Po wykonaniu symulacji całą procedurę porównania rozpoczynano od początku. Poziomy reagowania dla poszczególnych lokalizacji przedstawiały się następująco: dla pacjentów napromienianych w rejonie miednicy mniejszej – 6 mm, dla pacjentów napromienianych z powodu nowotworów płuc - 5 mm, dla pacjentów napromienianych z powodu nowotworu piersi - 5 mm i nowotworu mózgu - 4 mm. Wartości poziomów reagowania zostały określone na podstawie publikowanych wartości odtwarzalności napromieniania [9,10,11,12]. Zgodnie z propozycjami Bela i współpracowników [1] przyjęto za poziom reagowania podwojoną wartość odchylenia standardowego wyznaczonego na podstawie kontroli odtwarzalności pre-

prowadzonej dla wielu pacjentów napromienianych w jednej lokalizacji.

Wszyscy chorzy, których wyniki są omawiane w tej pracy byli leczeni za pomocą jednego z dwóch przyspieszaczy liniowych Mevatron KD2 firmy Siemens zainstalowanych w Świętokrzyskim Centrum Onkologii. Akceleratory te generują promieniowanie X o energiach 6 MV i 15 MV.

Analizę wyników przeprowadzono dla czterech grup pacjentów. Najliczniejsza była grupa chorych napromienianych w rejonie miednicy (109) – pacjenci z nowotworem prostaty (23) i z nowotworami ginekologicznymi (86). Trzy pozostałe grupy to pacjenci leczeni z powodu nowotworu mózgu (19), nowotworu płuca (37) i nowotworu piersi (42). W obszarze miednicy pacjentów napromieniano technikami: izocentryczną trójpolową - dwa pola boczne oraz jedno pole przednie (prostate); izocentryczną czteropolową - dwa pola boczne i dwa pola przednio-tylne (nowotwory ginekologiczne). Do napromieniania płuc stosowano technikę izocentryczną składającą się z dwóch pól przeciwległych w pierwszym etapie leczenia oraz w drugim z dwóch pól przeciwległych, skośnych. Obszar mózgu napromieniano techniką izocentryczną dwoma polami bocznymi lub jednym polem bocznym i polem przednim. Pacjentki leczone z powodu nowotworu piersi po mastektomii napromieniane były stacjonarnie polem fotonowym i polem elektronowym na wprost. Pacjentki po operacji oszczędzającej piersi napromieniano izocentrycznie dwoma polami stycznymi (technika pól tangencjalnych).

W sumie wykonano i przebadano 524 pary filmów: odniesienia i sprawdzających dla 307 pacjentów, co stanowiło ponad 90% pacjentów leczonych radykalnie z wykorzystaniem przyspieszaczy liniowych. Użyto filmów Kodak X-Omatic V film pelicula for Therapy Verification umieszczonych w kasetach Kodak X-Omatic Cassette V Radiation Therapy for Portal Verification [<http://www.kodak.com>]. W celu określenia różnicy położenia wczytano zdjęcie referencyjne i sprawdzające skanerem VXR-12 Film Digitizer firmy Vidar i zapisano w oddzielnych plikach. Do porównania zdjęć użyto programu PIPSprow firmy Masthead Imaging [<http://go-pips.com>] i programu Autoport napisanego przez autorów pracy [16,17,18].

Raport sporządzano dla każdego pacjenta rozpoczynającego leczenie. Zgodnie z procedurą obowiązującą w Świętokrzyskim Centrum Onkologii wyniki porównania prezentowano w każdą środę na spotkaniu z lekarzami radioterapeutami.

Zebrane wyniki różnic pomiędzy zdjęciem referencyjnym i sprawdzającym z okresu rocznej pracy przeanalizowano pod względem statystycznym, w kategoriach błędu systematycznego i przypadkowego. Dla danej lokalizacji nowotworu błąd systematyczny jest obliczany jako wartość średnia przesunięć pola terapeutycznego względem pola symulowanego dla poszczególnych pacjentów z danej grupy, a błąd przypadkowy jako średnia wartość odchyłań standardowych u poszczególnych pacjentów [15]. Postać matematyczna statystyk opisana jest w artykule Dąbrowskiego i współpracowników [20].

WYNIKI

Na *rysunku 2* przedstawiono wyniki porównania zdjęć sprawdzającego i referencyjnego dla różnych lokalizacji terapeutycznych.

Tabela 1 przedstawia średnie wartości przesunięcia i odchylenia standardowe z podziałem na lokalizacje i aparat terapeutyczny, na którym napromieniano pacjentów. Ze względu na małą liczebność grupy pacjentów z nowotworem mózgu nie przedstawiono wyników z podziałem na miejsce terapii.

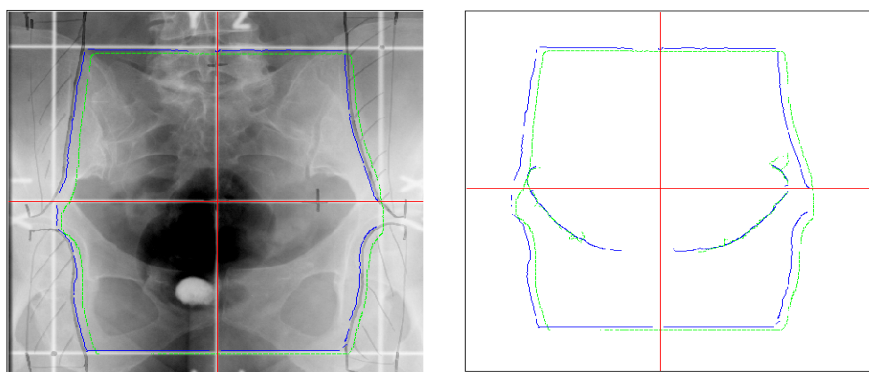
Nazwisko PA

Nakładany przesunięty względem odniesienia:

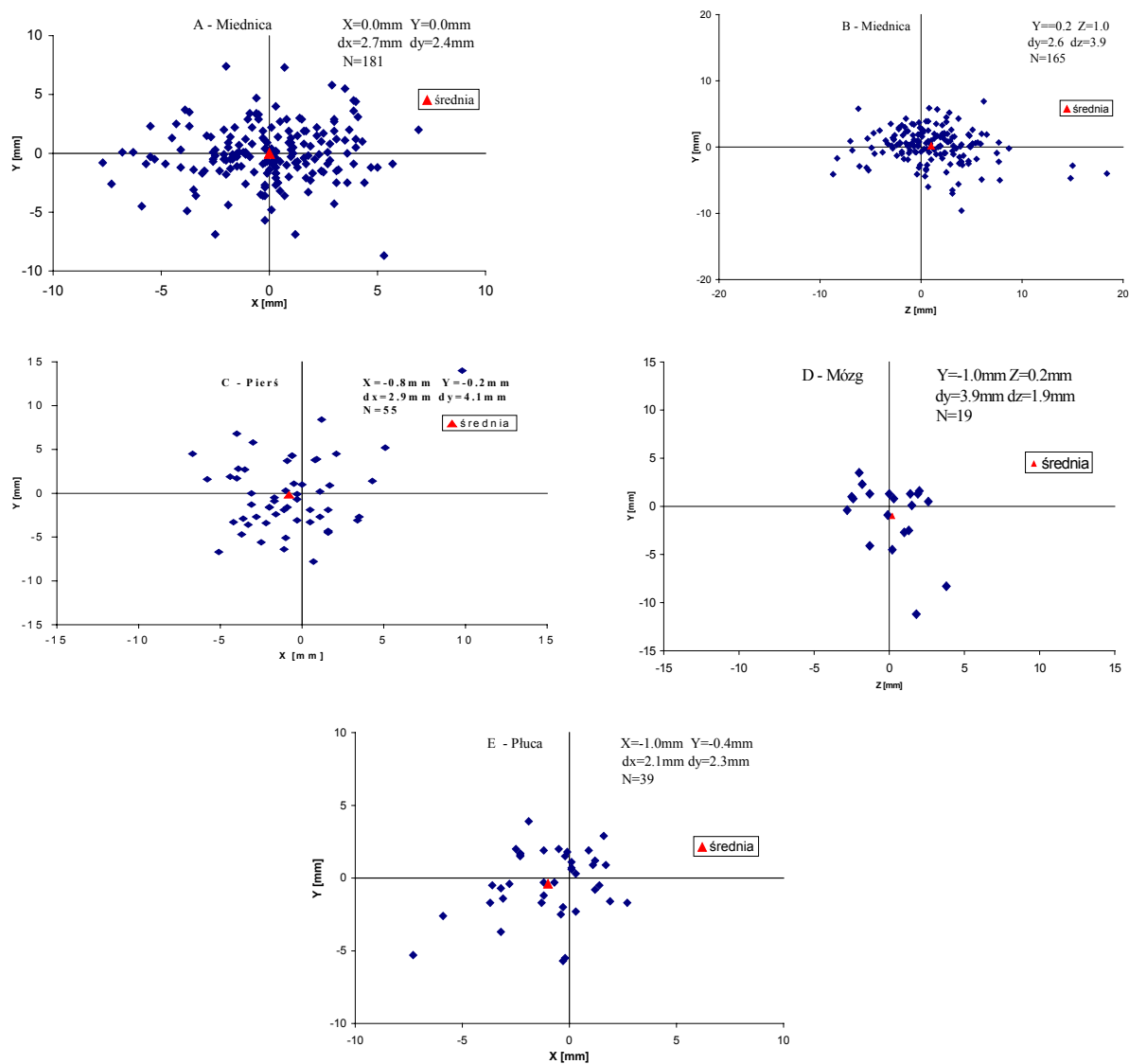
$\Delta x = 3,3$ mm (w prawo)
 $\Delta y = 1,9$ mm (w dół)
 $\varphi = 0,0^\circ$ (zgodnie)

/ KD2-2 / PA

SZYJKA MACICY



Ryc. 1 Przykładowy raport. Po lewej stronie u góry zamieszczono wyniki porównania zdjęcia sprawdzającego i odniesienia. Po lewej stronie na zeskanowanym zdjęciu z symulatora nałożono kontury ze zdjęcia sprawdzającego (kolor zielony). Po prawej stronie kontury brzegów pól i struktur anatomicznych uzyskanych ze zdjęcia odniesienia (kolor niebieski) i sprawdzającego (kolor zielony) po dopasowaniu konturów struktur anatomicznych.



Rys. 2 Różnice położenia pomiędzy zdjęciem referencyjnym a sprawdzającym dla lokalizacji: ginekologia AP-PA (A) i P-L (B), piers (C), mózg (D) i płuca (E). Wielkości X, Y, Z to wartości średnie przesunięcia, wielkości dx, dy i dz – odpowiadające im odchylenia standardowe.

Tab. 1 Wartości błędu systematycznego i przypadkowego wyznaczone dla wszystkich pacjentów oraz w trzech badanych grupach pacjentów z podziałem na aparat terapeutyczny, na którym pacjenci byli napromieniani. Aparaty terapeutyczne oznaczono symbolami I i II.

Lokalizacje	Liczba par zdjęć		Wartość błędu systematycznego						Wartość błędu przypadkowego					
			X [mm]		Y [mm]		Z [mm]		σ_x (mm)		σ_y (mm)		σ_z (mm)	
	N_I	N_{II}	I	II	I	II	I	II	I	II	I	II	I	II
Wszystkie	280	244	-0.5	-0.3	0.1 -0.1	-0.1 -0.3	0.6	0.8	2.7	2.6	3.0 2.6	2.5 2.3	3.6	3.4
Miednica	183	167	0.0	0.0	0.3 0.0	-0.3 -0.5	0.8	1.3	2.7	2.7	2.6 2.9	2.2 2.2	3.9	3.8
Pierś	34	21	-1.0	-0.3	0.3	0.4			3.2	2.5	4.4	3.7		
Płuca	24	12	-1.2	-0.4	0.3	0.6			2.1	2.2	2.4	2.1		

U 42 pacjentów stwierdzono przekroczenie poziomów reagowania. W grupie tej było: 24 chorych leczonych w rejonie miednicy, 11 pacjentek z nowotworem piersi, 4 pacjentów z nowotworem płuc i 3 z nowotworem mózgu. Po powtórzeniu zdjęć portalowych u 5 pacjentów nadal stwierdzano przekroczenie poziomu reagowania. Błąd ten wystąpił tylko dla pacjentów napromienianych w obszarze miednicy.

DYSKUSJA

Na podstawie rocznego podsumowania wyników kontroli metodą zdjęć sprawdzających stwierdzono w każdej z czterech badanych lokalizacji przekroczenie poziomu reagowania. A analizując 524 pary filmów, przekroczenie poziomu reagowania zaobserwowano w 42 przypadkach, co stanowi 8,0% wszystkich przypadków. Poziom reagowania przekroczone odpowiednio: w grupie pacjentów napromienianych w rejonie miednicy u 24 leczonych osób, co stanowi 6,9% wszystkich pacjentów napromienianych w tym rejonie, w grupie pacjentek napromienianych z powodu nowotworu piersi u 11 osób, co stanowi 20,0% tej grupy, w grupie pacjentów napromienianych z powodu nowotworu płuca u 4 osób, co stanowi 10,0% pacjentów tej grupy, w grupie pacjentów napromie-

nianych w rejonie mózgu u 3 osób, co stanowi w 15,0% wszystkich pacjentów napromienianych z powodu tego nowotworu. Po powtórzeniu zdjęć sprawdzających poziom reagowania został przekroczony jedynie w 10 przypadkach, co stanowi 1,9% wszystkich analizowanych par pól. Wszystkie te przypadki dotyczyły pacjentów napromienianych w rejonie miednicy. U tych pacjentów, celem wykrycia ewentualnych błędów systematycznych, przeanalizowano możliwe powody występowania różnic i wykonano powtórzną symulację. W 5 przypadkach ustalono źródło błędu. Powodem stwierdzonych różnic były niewłaściwie wykonane tatuaże. Błędy w tatuowaniu pacjentek mogły powstać, albo z powodu ruchu pacjentki pomiędzy momentem symulacji i samego tatuowania, albo wskutek przemieszczenia skóry pacjenta w czasie wykonywania tatuażu. Po powtórzeniu symulacji i ponownym wykonaniu zdjęć sprawdzających u żadnego z pacjentów nie wykazano przekroczenia poziomu reagowania.

Stosunkowo dużo przekroczeń poziomu reagowania (u 11 pacjentów z 55 – 20,0%) zaobserwowano w grupie pacjentek z nowotworem piersi. W tej lokalizacji anatomicznej zasadniczym problemem w uzyskaniu dobrej odtwarzalności jest prawidłowe ułożenie pacjentek na stole terapeutycznym. Warto zauważyć, że poziom reagowania nigdy nie został przekroczony

ponownie w czasie drugiego seansu terapeutycznego. Być może pierwszy seans terapeutyczny wytwarza szczególny stres u pacjentek, co utrudnia uzyskanie właściwego ułożenia. Autorzy stwierdzili również, że w omawianej lokalizacji dużą trudność sprawia wybór wiarygodnych struktur anatomicznych do porównania zdjęcia lokalizacyjnego i sprawdzającego. Najlepiej widoczna na zdjęciu sprawdzającym jest kość obojczyka. Niestety nie jest to struktura nadająca się jako punkt odniesienia, gdyż nawet niewielkie ruchy barku powodują znaczne przemieszczenie kości obojczyka. Zjawisko to jest dobrze znane wszystkim, którzy zajmują się radioterapią pacjentek z nowotworem piersi. Powszechnie wiadomo, jak wiele trudności nastręcza prawidłowe ułożenie osłony na główkę kości ramiennej. W tej lokalizacji do porównania zdjęć lokalizacyjnego i sprawdzającego wykorzystywana jest granica pomiędzy ścianą klatki piersiowej i płucem.

Zwraca uwagę uzyskanie dość dużego odsetka przekroczeń poziomu reagowania u pacjentów napromienianych w rejonie mózgu. Dobre unieruchomienie, jakie zapewnia maska termoplastyczna oraz bardzo stabilna pozycja pacjenta powinny zapewnić bardzo dobrą odtwarzalność ułożenia pacjenta. Ponieważ w żadnym z przypadków nie otrzymano powtórnego przekroczenia progu reagowania nie przeprowadzono niestety szczegółowej analizy obserwowanych różnic. Zdaniem autorów otrzymane wyniki obligują w przyszłości do bardziej uważnej analizy uzyskiwanych wyników dla pacjentów napromienianych w rejonie mózgu. Taka analiza, wykonana po okresie, dla którego prezentowane są wyniki w tej pracy, wykazała między innymi, że nieprawidłowe odtworzenie ułożenia pacjenta, może polegać na opuszczeniu przez pacjenta jego brody ku dołowi. W zależności od sposobu wykonania maski i budowy anatomicznej pacjenta, maska nie zawsze wystarczająco przeciwdziała takiemu obniżeniu brody. Wykonując maski należy, jeżeli jest to możliwe, szczególnie uważnie dopasować maskę do ciała pacjenta w rejonie podbródka.

Wszyscy badani pacjenci napromieniani byli za pomocą dwóch bliźniaczych apa-

ratów terapeutycznych. W tabeli 1 przedstawiono wyniki kontroli podzielone ze względu na aparat, na którym odbywało się leczenie. Wyniki te wskazują, że nie ma istotnej różnicy pomiędzy odtwarzalnością napromieniania realizowanego na poszczególnych aparatach. Wartości błędu systematycznego oraz błędu przypadkowego różnią się o nie więcej niż 1 mm. Gdyby zaobserwowano istotne różnice pomiędzy wartościami średnimi oznaczałoby to, że istnieje różnica w przygotowaniu technicznym aparatów do pracy. Najczęstszym źródłem błędów systematycznych jest niewłaściwie ustawiony układ centratorów laserowych, które wyznaczają położenie pacjenta w przestrzeni. Regularna kontrola centratorów laserowych, realizowana zgodnie z krajowymi zaleceniami kontroli akceleratorów, pozwala uniknąć błędów wynikających z nieprawidłowego ustawienia tych centratorów [21].

Największe wartości odchyleń standardowych uzyskano w grupie pacjentek napromienianych z powodu nowotworów piersi i nowotworów umiejscowionych w miednicy. Wyniki uzyskane dla rejonu miednicy nie powinny budzić niepokoju, gdyż przyjmując założenie o normalności rozkładu różnic można stwierdzić, że dla 95% przypadków różnica położenia osi centralnych pola odniesienia i pola terapeutycznego nie przekracza 8 mm. Dla dużych pól, jakie są stosowane w tym rejonie przesunięcie o 8 mm nie stwarza, zdaniem autorów, niebezpieczeństwa podania zbyt niskiej dawki w obszarze tarczowym. Wyniki uzyskane dla pacjentek napromienianych z powodu nowotworu piersi wskazują na konieczność przeprowadzania w przyszłości bardziej wnikliwej analizy odtwarzalności ułożenia tej grupy pacjentów. Podwojona wartość odchylenia standardowego wynosi około 8 mm. Zmiana położenia osi centralnej o 8 mm może znacząco a) zwiększyć objętość napromienionych płuc, b) spowodować podanie niższej lub wyższej dawki niż dawka terapeutyczna w miejscu styku pól [22]. Pacjentki te zostaną objęte bardziej szczegółową kontrolą techniką zdjęć sprawdzających, polegającą na wykonywaniu raz w tygodniu zdjęć sprawdzających w ciągu całego czasu leczenia.

Wartości odchyłeń standardowych w poszczególnych grupach analizowanych w tej pracy nie odbiegają od wartości publikowanych w literaturze. Hurkmans i wsp. w przeglądowej pracy dotyczącej odtwarzalności napromieniania podają wartości odchyłeń standardowych w kierunkach X, Y, Z dla obszaru miednicy: 2,8 mm, 2,6 mm, 3,0 mm, dla nowotworu piersi: 2,0 mm, 3,7 mm [23]. Huizenga i wsp. podają średnie odchylenie standardowe dla obszaru głowy i szyi o wartości 5,0 mm, a H. J. C. de Boer i wsp. podają wartości odchyłeń standardowych w kierunkach Y, Z odpowiednio 1,6 mm i 1,4 mm [24,25]. Dla obszaru płuc J. Van de Steene i wsp. podają wartości odchyłeń standardowych w kierunkach Y, Z odpowiednio 4,5 mm i 5,7 mm [26].

Retrospektywna analiza prezentowanego materiału zwróciła uwagę autorów na pewne trudności związane z realizacją kontroli techniką zdjęć sprawdzających. Po pierwsze zauważono, że nie wszystkie struktury anatomiczne w sposób jednako wiarygodny mogą być wykorzystane do nałożenia zdjęcia portalowego i zdjęcia lokalizacyjnego z symulatora. Omówiono to zagadnienie powyżej w odniesieniu do nowotworu piersi. Zebrane doświadczenia wykazały, że również w rejonie miednicy, gdzie struktury kostne są stosunkowo dobrze widoczne na zdjęciach sprawdzających nie jest obojętne, które z nich zostaną użyte do porównania. Początkowo na zdjęciach AP i PA zaznaczano wchód miednicy, otwory zastonowe oraz spojenie łonowe. Zauważono, że najbardziej wiarygodną strukturą jest wchód miednicy, gdyż nie podlega on wewnętrznym ruchom lub ruchy te są niewielkie. Doświadczenie autorów jest zgodne ze spostrzeżeniami prezentowanymi przez Strooma i in w pracy [5,15]. Dla pacjentów napromienianych z powodu nowotworu płuca wielokrotnie napotymano na znaczne trudności z przeprowadzeniem procesu nakładania struktur anatomicznych widocznych na zdjęciu sprawdzającym i odniesienia. Szczególnie trudne było określenie brzegów struktur na zdjęciach dla pól skośnych. W tej lokalizacji, przy nakładaniu obrazów kierowano się położeniem kręgow kręgosłupa. U części pacjentów, ze względu na bardzo słabą

widoczność kręgow kręgosłupa, kontrola odtwarzalności dla pól skośnych nie mogła być wykonana.

Zebrane doświadczenia przekonały autorów, że bardzo istotnym elementem kontroli portalowej jest wnikliwa analiza otrzymywanych wyników, szczególnie wtedy, gdy stwierdzone zostały przekroczenia progów reagowania. Nawet wtedy, gdy w drugim seansie terapeutycznym wynik jest zadowalający należy bardzo uważnie przeanalizować otrzymany rezultat. W wirze codziennej pracy bardzo łatwo zagubić płynące sygnały o nieprawidłowościach występujących w jakimś ogniwie procesu terapeutycznego. Nie sposób uporać się z takim zadaniem bez stworzenia oddzielnej grupy zaangażowanej w analizę wszystkich zdjęć sprawdzających. W przeciwnym przypadku pojedyncze sygnały wskazujące na błędy popełnione przy układaniu pacjentów umykają uwadze, gdyż pojawiają się stosunkowo rzadko i nie są związane ze sobą. Autorzy widzą celowość podsumowywania wyników kontroli odtwarzalności napromieniania po z góry określonym okresie czasu. Codzienna kontrola jest ważna z punktu widzenia poszczególnego pacjenta. Spojrzenie wstecz umożliwia całościową ocenę działania zakładu radioterapii i fizyki medycznej w odniesieniu do geometrycznych aspektów przygotowania i realizacji napromieniania. Ilościowe dane na temat liczby przekroczeń progów reagowania oraz wartości odchyłeń standardowych uzyskiwanych w poszczególnych grupach pacjentów informują nas o jakości pracy zespołów techników.

Wyniki kontroli metodą zdjęć sprawdzających powinny zostać wykorzystane do określenia poziomów reagowania. W bardzo ciekawej pracy Bel i współpracownicy wykazali brak jednoznacznego sposobu określania poziomów reagowania [1]. Zawsze jednak wartości poziomów reagowania powinny być powiązane z wartością błędu przypadkowego ustalonego na podstawie kontroli przeprowadzonej dla dużej grupy pacjentów. Jeżeli wartość poziomu reagowania zostanie ustalona na stosunkowo niewielkim poziomie, niezbędne jest częste powtarzanie zdjęć sprawdzających. W konse-

kwencji dużo czasu należy poświęcić na analizowanie możliwych przyczyn występujących różnic. Takie postępowanie nie zawsze jest możliwe w bardzo obciążonych codzienną pracą ośrodkach radioterapii. Poszukując kompromisu pomiędzy dążeniem do osiągnięcia wysokiej precyzji w realizacji leczenia i ograniczeniem liczby powtórzeń zdjęć sprawdzających Bel proponuje, aby jako wartość poziomu reagowania przyjąć podwojoną wartość błędu przypadkowego. Ze względu na to, że podwojone wartości błędu przypadkowego, jakie otrzymaliśmy w naszym badaniu, niewiele odbiegają od wartości, które zostały przyjęte przed rozpoczęciem badania, postanowiono nie zmieniać ustalonych poziomów reagowania.

WNIOSKI

1. Otrzymane wyniki odtwarzalności napromieniania wskazują na wysoką jakość realizacji procedur w Świętokrzyskim Centrum Onkologii.
2. Przeprowadzanie regularnej retrospektywnej analizy kontroli metodą zdjęć sprawdzających jest bardzo wygodnym narzędziem do całościowej oceny działań zakładu radioterapii i fizyki medycznej, w odniesieniu do geometrycznych aspektów przygotowania i realizacji teleradioterapii.
3. W wyniku przeprowadzonej analizy wyników kontroli metodą zdjęć podjęto decyzję o opracowaniu odrębnego protokołu przeprowadzenia kontroli dla pacjentek napromienianych z powodu nowotworu piersi.

LITERATURA

1. Bel A, van Herk M, Bartelink H, Lebesque JV. A verification procedure to improve patient setup accuracy using portal images. *Radiother Oncol* 1993;29:253-60.
2. Kruse JJ, Herman MG, Hagness CR, Doris BJ, Garces YI, Haddock MG, et al. Electronic and film portal images: A comparison of landmark visibility and review accuracy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2002;54:584-91.

3. Yin FF, Rubin P, Schell MC, Wynn R, Raubertas RF, Uschold G, et al. An observer study for direct comparison of clinical efficacy of electronic to film portal images, *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1996; 5:985-91.
4. Herman MG, Balter JM, McGee KP, Jaffray DA, Munro P, Shalev S, et al. Clinical use of electronic portal imaging: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 58. *Med Phys* 2001;28:712-37.
5. Gilhuijs KGA, Van Herk M. Automatic on-line inspection of patient setup in radiation therapy using digital portal images. *Med Phys* 1993;20:667-77.
6. Stroom JC, Olofsen-van Acht MJJ, Quint S, Seven M, de Hoog M, Creutzberg CL. On-line set-up corrections during radiotherapy of patients with gynecological tumors. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2000;46:499-506.
7. Van den Heuvel F, De Neve W, Verellen D, Coghe M, Coen V, Storme G. Clinical implementation of an objective computer-aided protocol for intervention in intra-treatment correction using electronic portal imaging. *Radiother Oncol* 1995;35:232-9.
8. Griffiths SE, Khoury GG, Eddy A. Quality control of radiotherapy during pelvic irradiation. *Radiother Oncol* 1991;20:203-9.
9. Huizenga JL, Levendag C, De Porre MZR, Visser AG. Accuracy in radiation field alignment in head and neck cancer: a prospective study. *Radiother Oncol* 1988;11: 181-8.
10. Creutzberg CL, Althof VGM, Huizenga H, Visser AG, Levendag PC. Quality assurance using portal imaging: The accuracy of patient positioning in irradiation of breast cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1993;25:529-39.
11. Van de Steene J, Van den Heuvel F, Bel A, Verellen D, De Mey J, Noppen M, et al. Electronic portal imaging on-line correction of setup error in thoracic irradiation: clinical evaluation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1998;40:967-76.
12. Hlupka E. J, Humm JL, Tarbell NJ, Svensson GK. Effect of set-up error on the dose across the junction of matching cranial-spinal fields in the treatment of medulloblastoma. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1993;27:345-52.

13. Di Y, Wong J, Gustafson G, Martinez A. A new model for 'accept or reject' strategies in off-line and on-line megavoltage treatment evaluation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1995;31:943-52.
14. Glutchev G. The magnitude of treatment field set-up parameter correction in radiation therapy. *Radiother Oncol* 1998;48:79-82.
15. Stroom JC, Heijmen BJM. Geometrical uncertainties, radiotherapy planning margins, and ICRU-62 report. *Radiother Oncol* 2002;64:75-83.
16. Gut P, Chmielewski L, Kukołowicz PF, Dąbrowski A. Edge-based robust image registration for incomplete and partly erroneous data. In Proc. 9th Int. Conf. Computer Analysis of Images and Patterns CAIP 2001, pages 309-316, Warsaw, Poland, Sept 5-8, 2001. LNCS series Vol. 2124, Springer Verlag.
17. Chmielewski L, Gut P, Kukołowicz PF, Dąbrowski A. Robust matching of images by an algorithm based on voting for treatment accuracy assesment in radiotherapy. In Proc. 2nd Polish Conference on Computer Pattern Recognition Systems KOSYR 2001, pages 211-216, Miłków, Poland, May 28-31, 2001.
18. Chmielewski L, Kukołowicz PF, Gut P, Dąbrowski A. Assessment of the quality of radiotherapy with the use of portal and simulation images – the method and the software, *Journal of Medical Informatics & Technologies*, 3:MI-171—MI-179, November 2002.
19. International Commision on Radiation Units and Measurements. Use of Computers in External Radiotherapy Procedures with High Energy Photons and Electrons, ICRU Report 42, ICRU, Bethesda, 1993.
20. Dąbrowski A, Kukołowicz PF, Sadowska E. Quantitative evaluation of setup deviations during the course of pelvic irradiation with 4 fields box technique. *Nowotwory* 2000; 123-127.
21. Kania M, Rostkowska J. Krajowe zalecenia dotyczące kontroli aparatów stosowanych w teleradioterapii – Medyczny akcelerator liniowy. *Polish J Med Phys & Eng* 2001; 7:199-278.
22. Idzes MH, Holmberg O, Mijnheer BJ, Huizenga H. Effect of set-up uncertainties on the dose distribution in the match region of supraclavicular and tangential breast fields. *Radiother Oncol* 1998;46:91-8.
23. Hurkmans CW, Remeijer P, Lebesque JV, Mijnheer BJ. Set-up verification using portal imaging; review of current clinical practice. *Radiother Oncol* 2001;58:105-20.
24. Huizenga H, Levendag PC, De Porre PM, Visser AG. Accuracy in radiation field alignment in head and neck cancer: a prospective study. *Radiother Oncol* 1988;11: 181-7.
25. De Boer HCJ, Van Sörnsen JR, de Koste, Creutzberg CL, Visser AG, Levendag PC, Heijmen BJM. Electronic portal image assisted reduction of systematic set-up errors in head and neck irradiation. *Radiother Oncol* 2001;61:299-308.
26. Van de Steene J, Van de Heuvel F, Bel A, Verellen D, De Mey J, Noppen M, et al. Electronic portal imaging with on-line correction of setup error in thoracic irradiation: clinical evaluation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1998;40:967-76.