

Ocena jakości radioterapii w oparciu o analizę obrazów portalowych

Grzegorz Woźniak¹, Leszek Miszczyk¹, Leszek Hawrylewicz²

Założenia teoretyczne. Głównym celem radioterapii jest podanie zaplanowanej dawki w sprecyzowany obszar. Współczesne techniki napromieniania wymagają wysokiej dokładności oraz odtwarzalności ułożenia. Znaczenie precyzji leczenia promieniami spowodowało rozwój metod weryfikacji ułożenia, czyli obrazów portalowych. Elektroniczne urządzenia portalowe pozwalają na automatyczne otrzymanie obrazów weryfikacyjnych, ich archiwizację oraz ocenę. Rutynowa ocena geometrii napromieniania w oparciu o obrazy portalowe z następową korekcją błędów ułożenia może zmniejszyć liczbę tych błędów oraz polepszyć precyzję radioterapii.

Cel pracy. Celem pracy była ocena znaczenia umiejscowienia nowotworu i sposobu unieruchomienia chorego oraz wpływu parametrów technicznych i fizycznych na wielkość błędów geometrycznych, ocenionych w obu osiach: podłużnej i poprzecznej.

Materiał i metoda. Dokonano pomiarów błędów geometrycznych 2703 pól napromieniania u 1062 chorych leczonych w Zakładzie Radioterapii Centrum Onkologii im. Marii Skłodowskiej-Curie w Gliwicach. Oceniano przesunięcie obrazów weryfikacyjnych w osi poprzecznej (X) oraz podłużnej (Y) względem obrazów symulacyjnych sprzed leczenia. Wszystkie przypadki zostały podzielone na 8 grup, w zależności od umiejscowienia pól napromieniania oraz na 6 grup, w zależności od okolicy unieruchamianej maską. Dla potrzeb analizy statystycznej wszystkie pomiary podzielono na trzy grupy, w zależności od wielkości przesunięcia (prawidłowe, wątpliwe i nieakceptowalne). Wydzielono również grupę z przesunięciami dużymi (tzn. powyżej 10 mm). Dodatkowo chorych na nowotwory głowy i szyi podzielono na dwie podgrupy: w jednej punkt centrowania znajdował się powyżej kąta żuchwy, zaś w drugiej poniżej. Chorych napromienianych na obszar miednicy również podzielono na dwie podgrupy, w zależności od pozycji ułożenia w trakcie leczenia (na plecach lub brzuchu). Z grupy chorych leczonych w obszarze klatki piersiowej wydzielono podgrupę chorych napromienianych polami tangencjalnymi z powodu raka piersi (u których nie stosowano unieruchomienia maską termoplastyczną). Wykonano 2133 przyżyciowe pomiary dawki wejściowej przy użyciu diod półprzewodnikowych oraz obliczono błędy jej podania.

Wyniki. Średnie przesunięcie w osi X dla wszystkich lokalizacji wyniosło 1,66 mm ($SD \pm 2,73$), natomiast w osi Y wyniosło 3,17 mm ($SD \pm 4,78$). Najmniejsze przesunięcia w osiach X i Y zaobserwowano w obszarze mózgowia oraz głowy i szyi (0,86, 1,28 mm w osi X oraz 0,99 i 1,61 mm w Y). Największe przesunięcia odnotowano w obrębie jamy brzusznej i miednicy (2,07, 2,08 mm w osi X oraz 4,09 i 5,85 mm w osi Y). Także odsetek nieakceptowalnych oraz dużych błędów był większy w obszarze jamy brzusznej i miednicy aniżeli w obszarze mózgowia oraz głowy i szyi. Analiza testem Kruskala Wallisa wykazała znamienne statystycznie różnice między średnimi przesunięciami w osi X oraz w osi Y, w zależności od umiejscowienia nowotworu oraz okolicy unieruchamianej maską. Dla pól stosowanych w napromienianiu nowotworów zlokalizowanych w obrębie jamy brzusznej i miednicy przesunięcia w osi X i Y są statystycznie istotnie większe niż dla pól obejmujących głowę lub szyję ($p=0,00$, $p=0,00$). Nie wykazano różnic w przesunięciach w obu osiach między podgrupami chorych na nowotwory głowy i szyi oraz klatki piersiowej i piersi. Test Manna Withney'a wykazał, że przesunięcia w osiach X i Y u chorych leczonych na obszar miednicy są większe w przypadku ułożenia na brzuchu niż na plecach ($p=0,008$ i $p=0,01$). Analiza korelacji Spearmana oraz regresji wykazała znamienne statystycznie zależność ($p=0,00$, $R=0,39$; $\beta=0,26$, $p=0,00$) między przesunięciem w osi X, a przesunięciem w osi Y. Także parametry pola (wielkość boku X i Y oraz powierzchnia) pozytywnie korelują z przesunięciami w osi X i Y. Nie wykazano korelacji oraz wpływu przesunięcia w osi X lub Y na wyniki pomiarów DIV.

Wnioski. W oparciu o otrzymane wyniki można sformułować następujące wnioski: 1. Błędy geometryczne są częstymi błędami w trakcie leczenia promieniami, co powoduje konieczność rutynowego wykonywania obrazów weryfikacyjnych. 2. Stosowany system unieruchomienia maską termoplastyczną nie zapewnia zadowalającej precyzji i odtwarzalności ułożenia w obrębie klatki piersiowej, brzucha i miednicy, co sugeruje konieczność zwiększonej częstości oceny błędów ułożenia w tych obszarach oraz skłania do rozważenia zmiany systemu unieruchomienia dla tych umiejscowień. 3. Brak zależności między

¹ Zakład Radioterapii

² Zakład Planowania Radioterapii i Brachyterapii
Centrum Onkologii – Instytut im. Marii Skłodowskiej-Curie
Oddział Gliwice

błędami geometrycznymi, a dozymetrycznymi wskazuje na niemożność prognozowania jednych w oparciu o wartości tych drugich oraz konieczność stosowania niezależnych pomiarów obu parametrów.

Evaluation of radiotherapy quality – analysis of portal images

Background. The fundamental aim of radiotherapy is planned dose delivery to the previously determined target volume. Contemporary irradiation techniques require a high accuracy and reproducibility of patient set-up. Mis-positioning of the patient can lead to geographical error with local failure or higher morbidity as a consequence. The importance of geometric accuracy was the reason for the development of new setup verification methods – portal images. Electronic Portal Image Devices (EPIDs) can acquire images automatically, store them, and provide analysis tools. Routine positioning monitoring using Portal Images followed by set-up error correction can reduce the number of geometric uncertainties and increase the quality of radiotherapy.

Study aim. The main purpose of the study was to estimate the importance of a tumor location and immobilization method on the value of geometric errors evaluated in both: transverse and longitudinal axes.

A particular purpose of the study was to evaluate the influence of technical parameters on the magnitude of geometric errors in patients with different tumour location.

Material and method. We analyzed the geometric set up errors for 2703 fields of 1062 patients irradiated at the Department of Radiotherapy of the M. Skłodowska-Curie Memorial Cancer Center and Institute of in Gliwice. We performed the measurements of transversal (X) and longitudinal (Y) axis shifts on portal verification images in relation to simulation images. All cases were divided into 8 groups according to the location of the CTV and into 6 groups according to the type of thermoplastic cast immobilization. For the sake of statistical analysis all measurements were divided into three classes according to the values of the shift (acceptable, requiring observation and unacceptable). A subgroup of large errors (over 10 mm) was also set as a separate group. Additionally, the head and neck cancer patients were divided into two subgroups: one group with the isocentric point above the angle of the mandible and the other - below it. Pelvic cancer patients were also divided into two subgroups: in one group patients were treated in the supine position and in the other - in the prone position. From all thoracic cases the tangential fields used for breast cancer treatment (without thermoplastic mask immobilization) were separated. We performed 2133 in vivo measurements of entrance doses using semiconductor detectors. The comparisons were performed using non-parametric tests. Correlation between the parameters was assessed using Spearman analysis and linear or logistic regression.

Results. The mean X shift for all locations was 1.66 mm (SD \pm 2.73), the mean Y shift was 3.17 mm (SD \pm 4.78). The smallest X and Y shifts were observed in the brain and in the head and neck regions (0.86, 1.28 mm in X and 0.99 and 1.61 mm in Y axis respectively). The largest shifts were observed in the abdomen and in the pelvic regions (2.07, 2.08 mm in X and 4.09 and 5.85 mm in Y axis respectively). Also the percentage of unacceptable and large errors was higher for in the abdominal and pelvic regions, as compared to the brain and head and neck irradiation regions. Kruskal-Wallis tests revealed significant differences between the mean X and Y shift according to CTV location and the immobilization area. For the abdominal, pelvic and prostate fields, the shifts on X and Y axis were significantly larger than for the head and neck fields ($p=0.00$, $p=0.00$). There were no differences between the two subgroups of head and neck cancer patients and the thoracic cases. The Mann-Whitney test showed that the X and Y shifts of pelvic cancer patients treated in the prone position were larger than in the supine position ($p=0.008$ i $p=0.01$). The Spearman test and regression analysis showed a statistically significant correlation ($p=0.00$, $R=0.39$; $\beta=0.26$, $p=0.00$), between the X and Y shift. The field size also correlated positively with the X and Y shifts. There were no correlations between the X and Y shifts and the DIV results.

Conclusions. 1. Geometric errors are frequent during radiotherapy and appear with a different frequency depending on the location of the irradiation field and therefore the routine performance of portal images appears to be an absolute necessity. 2. The presently used thermoplastic cast immobilization does not provide satisfactory accuracy and reproducibility of thoracic, abdominal and pelvic irradiation, thus calling for frequent set-up errors checks and their evaluation during treatment and stresses the importance of keeping in mind the possible changes of the set up system for these locations. 3. The lack of correlations between the geometric and dosimetric uncertainties indicates that it is impossible to predict the values of the former basing on the latter and necessitates systematic and independent measurements of both these parameters to provide adequately high quality radiotherapy.

Słowa kluczowe: błędy geometryczne, radioterapia, obrazy portalowe

Key words: setup error, radiotherapy, portal image

Wstęp

Podstawową zasadą współczesnej radioterapii opartej na technice izocentrycznej jest precyzyjne określenie położenia izocentrum oraz jego odtwarzalność w trakcie całego leczenia. Coraz szersza dostępność i stosowanie nowoczesnych technologii (IGRT), pozwalających na kontrolę oraz korektę ułożenia chorego w trakcie seansu terapeutycznego, w znacznym stopniu zwiększają precyzję napromieniania, jednak nadal standardową metodą oceny błędów ułożenia jest rutynowe wykonywanie obrazów portalowych i ocena błędów geometrycznych. Błędy geometryczne wraz z dozymetrycznymi są najczęstszymi błędami powstającymi podczas frakcjonowanej radioterapii. Mogą być one dwóch rodzajów [1-4].

1. Błędy systematyczne, które wynikają z niedokładności pojawiających się w procesie przygotowania, planowania i prowadzenia leczenia, najczęściej na etapie przejścia pomiędzy resymulacją, a seansem na aparacie terapeutycznym (tzw. *transfer errors*). Zależą one od dokładności wykonywania procedur planowania.
2. Błędy randomowe czyli przypadkowe, związane są z błędami człowieka lub sprzętu w trakcie seansu terapeutycznego, a także z brakiem odtwarzalności ułożenia chorego i błędami układania chorego na aparacie, wynikającymi głównie z niedostatecznie skutecznego systemu unieruchamiania.

Napromienienie chorego w innej niż zaplanowana pozycji skutkuje napromienieniem innej objętości tkankowej. Powoduje to otrzymanie zupełnie innego niż zamierzony rozkładu dawek pochłoniętych na głębokości w obszarze zainteresowania (PTV). Z drugiej strony przesunięcia te powodują, że tkanki zdrowe wokół otrzymują inną niż zaakceptowana (często większą niż krytyczna) dawkę frakcyjną, a w konsekwencji także i całkowitą [5]. Błąd randomowy powoduje spadek dawki na krawędziach pola (tzw. zjawisko „rozmycia”) przez co gradient dawki na granicy pola staje się nieostry. W takiej sytuacji wielkość tego błędu należy uwzględnić przy planowaniu leczenia, nadając odpowiednie marginesy do PTV. Błąd systemowy powoduje przesunięcie izocentrum pola w określonym kierunku, konsekwencją tego jest zmiana rozkładu izodozowego i przesunięcie go w całości w odpowiednim kierunku, co może spowodować spadek dawki PTV i jej wzrost w obszarze narządu krytycznego. Błąd ten można wyeliminować poprzez większą precyzję w trakcie przygotowań i napromieniania.

Elektroniczne systemy portalowe (Electronic Portal Image Devices – EPID) pozwalają na otrzymanie obrazu w trakcie trwania seansu terapeutycznego, a co się z tym wiąże, dają możliwość szybkiej korekcji ułożenia pacjenta [6]. Obrazy uzyskane elektronicznie można poddać cyfrowej obróbce (modyfikacja jasności, kontrastu, możliwość wprowadzenia własnych konturów oraz fuzje obrazów) oraz je archiwizować, co stanowi o ich przewadze nad klasycznymi portalami, uzyskiwanymi na błonach promienioczułych.

Zasady otrzymywania obrazu w elektronicznych systemach są różne i zależą głównie od producenta urządzenia [6-8]. Najprostszym sposobem jest użycie konwertera promieniowania X w fotony świetlne i poprzez lustra oraz układy optyczne skierowanie ich do kamery rejestrującej. Część producentów wykorzystwała do uzyskania elektronicznych zdjęć portalowych technologię komór jonizacyjnych wypełnionych płynem. System ten składa się z dwóch równoległych płyt z prostopadłe do siebie rozmieszczonymi 256 rzędami elektrod, tworzącymi matrycową komorę jonizacyjną. Promieniowanie, padając na płytę, wywołuje w komorze jonizacyjnej prąd, który zostaje przetworzony na obraz w skali szarości [9]. Technologicznie najnowszym rozwiązaniem w generowaniu obrazów portalowych jest zastosowanie fotodiod z niekryształicznego uwodorowanego krzemu oraz cienkiej warstwy tranzystorów.

Niezależnie od technologii otrzymywania obrazów portalowych końcowym efektem tego procesu jest zawsze cyfrowy obraz weryfikacyjny napromienianego pola. W oparciu o nie dokonuje się oceny błędów geograficznych. Rutynowe i systematyczne wykonywanie obrazów weryfikacyjnych stanowi część procedur zapewnienia odpowiednio wysokiej precyzji i jakości radioterapii – *quality assurance*. Procedury te obejmują szereg skoordynowanych działań mających na celu utrzymanie i poprawę bezpieczeństwa chorego w trakcie radioterapii [10]. Rzetelna ocena obrazów portalowych wraz z następową korektą ułożenia może w istotny sposób wpływać na zmniejszenie prawdopodobieństwa wystąpienia błędów geometrycznych i zwiększa precyzję napromieniania.

Cel pracy

Celem pracy była ocena precyzji napromieniania na podstawie wielkości błędów geometrycznych oraz ocena znaczenia umiejscowienia nowotworu i rodzaju unieruchomienia na wielkości błędów geometrycznych, ocenionych w osiach podłużnej i poprzecznej. Dodatkowym celem była ocena wpływu parametrów technicznych i fizycznych na wielkość błędów geometrycznych.

Materiał i metody

Pomiaru błędów dokonano na podstawie 2703 obrazów weryfikacyjnych, wykonanych u 1062 chorych leczonych promieniami z powodu nowotworów złośliwych w Zakładzie Radioterapii Centrum Onkologii – Instytutu, Oddział w Gliwicach w latach 1999-2004. Grupa obejmowała 310 (29%) kobiet i 752 (71%) mężczyzn.

Przed rozpoczęciem radioterapii wszyscy chorzy mieli wykonywane unieruchomienie. U większości z nich wykonano stabilizację przy użyciu maski termoplastycznej firmy Orfit, której kształt i rodzaj zależały od unieruchamianej okolicy anatomicznej.

Chore napromieniane z powodu raka piersi miały wykonywane stabilizacje przy użyciu specjalnej podpórki wraz z układem drążków i uchwyty do stabilizacji kończyn górnych ponad głowę. Chore te nie miały wykonywanej maski termoplastycznej.

Stosowane maski i sposoby unieruchomienia oparte były na standardowych rozwiązaniach dla poszczególnych okolic ana-

tomicznych. W przypadku stabilizacji kończyn, zarówno specyfika leczenia nowotworów tam zlokalizowanych (napromienianie całych grup mięśniowych techniką zmniejszanych pól), różne umiejscowienie guza, jak i brak standardowych sposobów unieruchomienia sprawiły, że u każdego chorego stosowano indywidualne unieruchomienia maską, na różnych tacach i przy optymalnie dobranym ułożeniu kończyn.

Po wykonaniu planu w oparciu o tomografię komputerową, wykonywano resymulację, w czasie której weryfikowano granice pól napromieniania i pozostałe parametry techniczne oraz zapamiętywano w systemie obrazy symulacyjne, które stanowiły obrazy referencyjne dla późniejszych porównań i oceny przesunięć.

Wszyscy chorzy byli leczeni przy użyciu promieniowania fotonowego, wytwarzanego w przyspieszaczach liniowych. Technika i układ wiązek terapeutycznych były uzależnione od obszaru napromieniania i decyzji lekarza. Większość chorych była leczona techniką izocentryczną. Chore na raka piersi napromieniane były techniką SSD. Najczęściej stosowano standardowe i konformalne techniki leczenia o określonych granicach anatomicznych pól. Rzadziej używano innych technik (IMRT).

Przy pierwszych frakcjach leczenia wykonywano obrazy portalowe i pomiary dozymetrii przyżyciowej. Obrazy weryfikacyjne wykonywano przy pomocy urządzeń portalowych, stanowiących integralną część przyspieszacza liniowego. Wszystkie wykonane obrazy portalowe archiwizowano w formie elektronicznej w bazie danych systemu Soma Vision.

Do oceny błędów geometrycznych użyto programu Soma Vision. Przy użyciu odpowiednich narzędzi programowych dokonywano obróbek obrazów portalowych i referencyjnych, modyfikując kontrast i jasność w skali szarości oraz wprowadzono obrisy listków kolimatora wielolistkowego (MLC) i anatomicznych struktur widocznych na tych obrazach. Następnie nakładano na siebie dwa obrazy oraz przy użyciu odpowiednich narzędzi pomiarowych określano przesunięcie w osi poprzecznej – X oraz podłużnej – Y obrazów: weryfikacyjnego względem symulacyjnego.

Oceny błędów geometrycznych dokonano w oparciu o struktury anatomiczne, które mają najmniejszą ruchomość i są widoczne w obrazach megawoltowych: stąd też w większości przypadków były to struktury kostne i przestrzenie powietrzne.

Dla celów analizy statystycznej wszystkie wyniki pomiarów podzielono na 8 grup według umiejscowienia pól napromieniania, które odpowiadały okolicom anatomicznym (Tab. I). Ze względu na rodzaje unieruchomienia maską dokonano podziału na kolejnych 5 grup (Tab. II).

Dodatkowo w przypadku pól zlokalizowanych w obrębie głowy i szyi podzielono je na dwie podgrupy, w zależności od położenia punktu centrowania pola względem dolnej krawędzi trzonu zuchwy (powyżej lub poniżej niego). Ponieważ chorych leczonych na obszar miednicy napromieniano w pozycji leżącej na brzuchu bądź na plecach (w zależności od umiejscowienia nowotworu), grupę tych chorych również podzielono dodatkowo na dwie podgrupy, w zależności od pozycji ułożenia. Jak wyżej wspomniano, chorzy leczeni z powodu nowotworów umiejscowionych w obrębie klatki piersiowej mieli stosowane dwa rodzaje unieruchomienia: maską termoplastyczną lub podpórka, stąd też tę grupę pomiarów podzielono pod tym względem na dwie podgrupy.

Wszystkie pomiary podzielono dodatkowo na trzy kategorie pod względem wielkości błędu ułożenia (biorąc pod uwagę błąd metody, umiejscowienie nowotworu oraz przytaczane przez innych autorów wartości przesunięć w poszczególnych lokalizacjach) [11-15]. W pierwszej, błąd był akceptowany (głowa szyja do 2 mm, pozostałe lokalizacje do 3 mm), druga, gdy przesunięcie mieściło się w granicach błędu metody, ale wymagało powtórnego pomiaru (w głowie i szyi od 2 do 4 mm, w pozostałych lokalizacjach od 3 do 5 mm) oraz trzecia, gdy przekraczała akceptowalną granicę (głowa i szyja powyżej 4 mm, pozostałe

Tab. I. Liczba pomiarów przesunięć pola napromieniania w poszczególnych umiejscowieniach anatomicznych

Umiejscowienie pola napromieniania	Liczba pomiarów
OUN, oczodoły	203
nosogardło, gardło środkowe, jama ustna, zatoki, ślinianki	568
krtań, gardło dolne, tarczyca, węzły chłonne szyjne	587
klatka piersiowa, pierś	350
jama brzuszna	85
miednica	721
stercz (pola konformalne)	176
kończyny	13

Tab. II. Liczba pomiarów w zależności od unieruchamianej okolicy

Okolica unieruchamiana maską	Liczba pomiarów
mózgoczaszka	203
twarzoczaszka i szyja	1155
klatka piersiowa	263
brzuch	85
miednica	897
pozostałe (kończyny)	13

umiejscowienia >5 mm). Wartości graniczne dla poszczególnych kategorii zostały ustalone umownie dla celów analizy statystycznej.

Wyodrębniono również grupę z przesunięciami dużymi, przekraczającymi 10 mm.

Dla celów porównawczych oraz w analizach statystycznych w 2133 przypadkach wykorzystano przyżyciowe pomiary dawki wejściowej. Następnie obliczano różnicę między dawką zmierzoną, a zaplanowaną w systemie planowania i wyrażono ją jako odsetek dawki planowanej. Do analiz statystycznych wprowadzono sztucznie parametr wartości bezwzględnej błędu dozymetrycznego (bDIV), którego w codziennej praktyce z oczywistych względów nie używa się.

Do oceny charakteru rozkładu analizowanych parametrów użyto testów Kołomogorowa i Smirnowa oraz Shapiro-Wilka. Ponieważ żadna z analizowanych zmiennych nie miała rozkładu normalnego, w dalszym etapie analizy statystycznej dokonano porównań parametrów i rozkładów zmiennych przy pomocy testów nieparametrycznych. Do porównań przesunięć w osi X z przesunięciami w osi Y wykorzystano test par Wilcozona. Dla porównań średnich wartości przesunięć w osi X, Y oraz średnich wartości DIV i bDIV między poszczególnymi grupami pod względem umiejscowienia nowotworu oraz rodzaju unieruchomienia użyto nieparametrycznych testów Kruskala-Wallisa. Przy porównaniu wartości średnich przesunięć w osi X i Y między dwiema podgrupami użyto testu U Manna-Whitney'a. Zależności między błędami geometrycznymi i dozymetrycznymi, a parametrami fizycznymi (wymiarom w osi X i Y oraz powierzchnią pola napromieniania) oceniano testem Spearmana. W badaniu wpływu wielkości pola oraz błędów

Tab. III. Wartości największych i najmniejszych przesunięć oraz wartości średnie i odchylenia standardowe w osiach X i Y dla poszczególnych umiejscowień

Umiejscowienie nowotworu	Najmniejsze przesunięcie (mm)	Największe przesunięcie (mm)	Średnia (mm)	Odchylenie standardowe przesunięcia	Najmniejsze przesunięcie (mm)	Największe przesunięcie (mm)	Średnia (mm)	Odchylenie standardowe przesunięcia
OUN, oczodoły	0	12,1	0,86	1,97	0	13,0	0,99	1,90
nosogardło, gardło środkowe, jama ustna, zatoki, ślinianki	0	18,0	1,16	2,27	0	14,0	1,57	2,29
krtań, gardło dolne, tarczyca, węzły chłonne szyjne	0	10,0	1,37	2,19	0	18,1	1,65	2,61
klatka piersiowa, gruczoł piersiowy	0	16,5	2,25	3,41	0	30,0	2,44	3,84
jama brzuszna	0	9,0	2,07	2,77	0	30,3	4,09	5,26
miednica	0	18,9	2,07	3,07	0	36,1	6,20	6,60
gruczoł krokowy (pola konformalne)	0	14,1	1,87	2,85	0	24,2	4,41	4,72
kończyny	0	12,5	3,34	3,57	0	14,6	4,24	4,92

Tab. IV. Wartości największych i najmniejszych przesunięć oraz wartości średnie i odchylenia standardowe w osiach X i Y dla poszczególnych okolic unieruchamianych maską

Okolica unieruchamiana maską	Najmniejsze przesunięcie (mm)	Największe przesunięcie (mm)	Średnia (mm)	Odchylenie standardowe przesunięcia	Najmniejsze przesunięcie (mm)	Największe przesunięcie (mm)	Średnia (mm)	Odchylenie standardowe przesunięcia
mózgoczaszka	0	12,1	0,86	1,97	0	13,0	0,99	1,90
twarzoczaszka i szyja	0	18,0	1,28	2,23	0	14,0	1,61	2,45
klatka piersiowa	0	16,5	2,01	3,01	0	18,5	2,45	3,53
jama brzuszna	0	9,0	2,07	2,77	0	30,0	4,09	5,26
miednica	0	18,9	2,08	3,02	0	30,3	5,85	6,31
inne (kończyny)	0	12,5	3,34	3,57	0	14,6	4,25	4,93

dozymetrycznych na przesunięcia w osiach X i Y wykorzystano test regresji logistycznej. Modelu regresji liniowej użyto do oceny wpływu wielkości przesunięcia w osi X na przesunięcie w osi Y. Za poziom znamienności statystycznej wyników przyjęto wartość $p < 0,05$.

Wyniki

Średnie wartości przesunięć w całej grupie wynosiły: dla osi X – 1,66 mm (SD \pm 2,73 mm), dla osi Y – 3,17 mm (SD \pm 4,78 mm). Wartości średnich przesunięć w obu osiach dla poszczególnych umiejscowień nowotworów i okolic unieruchamianych maską termoplastyczną przedstawiają Tabele III i IV.

Biorąc pod uwagę podział wyników pomiarów na trzy kategorie błędów pod kątem wielkości przesunięcia (akceptowalne, graniczne i nieprawidłowe) odsetek poszczególnych pomiarów w osi X i Y w zależności od umiejscowienia nowotworu oraz okolicy unieruchamianej maską termoplastyczną przedstawiają Tabele V i VI.

W całej grupie zaobserwowano 54 duże (tzn. przekraczające 10 mm) przesunięcia w osi X, które stanowiły 2% wszystkich pomiarów, 232 (8,6%) w osi Y oraz 10 (0,34%) w obu osiach jednocześnie.

Analiza testem kolejności par Wilcozona potwierdziła istotną statystycznie ($p < 0,001$) różnicę między przesunięciami w osi X, a przesunięciami w osi Y dla całej badanej grupy.

Tab. V. Odsetek prawidłowych, granicznych i nieprawidłowych pomiarów w osi X i Y w zależności od umiejscowienia nowotworu

Umiejscowienie nowotworu	Kategorie pomiarów	% akceptowalnych przesunięć w osi Y	% akceptowalnych przesunięć w osi X	% granicznych przesunięć w osi Y	% granicznych przesunięć w osi X	% nieprawidłowych przesunięć w osi Y	% nieprawidłowych przesunięć w osi X
OUN, oczodoły		80,8	86,2	9,8	6,4	9,4	7,4
nosogardło, gardło środkowe, jama ustna, zatoki, ślinianki		70,1	78,7	14,8	11,6	15,1	9,7
krtkań, gardło dolne, tarczycy, węzły chłonne szyjne		72,2	74,6	14,9	13,5	12,9	11,9
klatka piersiowa, gruczoł piersiowy		72,0	71,7	9,1	12,3	18,9	16,0
jama brzuszna		57,6	71,8	9,4	11,8	32,9	16,4
miednica		41,5	72,8	10,8	11,4	47,7	15,8
gruczoł krokowy (pola konformalne)		47,7	75,5	14,2	12,5	32,4	12,0
kończyny		53,7	76,9	0,8	7,7	38,5	15,4

Tab. VI. Odsetek prawidłowych, granicznych i nieprawidłowych pomiarów w osi X i Y w zależności od okolicy unieruchamianej maską

Okolica unieruchamiana	Kategorie pomiarów	% akceptowalnych przesunięć w osi X	% akceptowalnych przesunięć w osi Y	% granicznych przesunięć w osi X	% granicznych przesunięć w osi Y	% nieprawidłowych przesunięć w osi X	% nieprawidłowych przesunięć w osi Y
mózgoczaszka		86,2	80,8	6,4	9,8	7,4	9,4
twarzoczaszka i szyja		76,6	71,2	12,6	14,8	10,8	14,0
klatka piersiowa		73,0	70,0	12,6	10,3	14,4	19,8
brzuch		71,7	57,6	11,8	9,4	16,5	32,9
miednica		73,4	42,7	11,6	12,6	15,0	44,7
kończyny		76,9	53,8	7,7	7,7	15,4	38,5

Test Kruskala-Wallisa potwierdził znamienne statystycznie różnice w całej grupie między średnimi przesunięciami w osiach X ($p=0,000$) i Y ($p=0,000$) w zależności od umiejscowienia nowotworu oraz od okolicy unieruchamianej maską.

Kolejnym krokiem analizy było porównanie parametrów (przesunięcie w osi X i Y) między dwiema podgrupami. Dokonano ich testem U Manna-Whitneya. Wykazano, że w grupie pomiarów wykonanych w obrębie głowy i szyi (umiejscowienie 2 i 3 wg Tabeli I lub okolica 2 wg Tabeli II) nie ma istotnych różnic między przesunięciami w osiach X i Y. W obrębie grupy chorych napromieniowanych w obszarze klatki piersiowej również nie wykazano statystycznej różnicy w średnich przesunięciach w osiach X i Y pomiędzy podgrupami.

W grupie pomiarów dokonanych w obszarze miednicy wykazano istotne statystycznie różnice w przesunięciach w osiach X i Y ($p=0,008$ i $p=0,01$) oraz w wartościach rzeczywistych i bezwzględnych błędów dozymetrycznych ($p=0,005$ i $p=0,0008$) pomiędzy pod-

grupami chorych układanych w trakcie leczenia na plecach (nowotwory pęcherza, gruczołu krokowego i ginekologiczne) lub na brzuchu (nowotwory esicy i odczynicy). Średnie przesunięcia w osi X w grupie unieruchamianej na plecach (1) wyniosły 1,75 mm ($SD \pm 2,69$ mm), a w grupie unieruchamianej na brzuchu (2): 2,37 mm ($SD \pm 3,33$ mm), natomiast w osi Y odpowiednio: 5,36 mm ($SD \pm 6,03$ mm) i 6,51 mm ($SD \pm 6,58$ mm). Średni błąd dozymetryczny wyniósł: 1,59% ($SD = \pm 2,59\%$) w grupie 1 vs 1,15% ($SD \pm 2,34\%$) w grupie 2.

Analiza korelacji Spearmana wykazała pozytywną zależność dla całej grupy między przesunięciem w osi X, a przesunięciem w osi Y ($R=0,39$, $p=0,00$). Wykazano, że przesunięcie w osi X koreluje dodatnio w całej grupie z wymiarem boku pola w osi X ($R=0,11$; $p=0,000$), Y ($R=0,15$; $p=0,000$) i powierzchnią pola napromienia ($R=0,14$; $p=0,000$). Przesunięcie w osi Y również koreluje dodatnio z wymiarem boku pola w osi Y ($R=0,23$; $p=0,000$), X ($R=0,24$; $p=0,000$), i powierzchnią pola napromienia ($R=0,25$; $p=0,000$).

Kolejne testy zależności w obrębie poszczególnych umiejscowień i unieruchamianych okolic wykazały szereg korelacji, które jednak w większości można pominąć w dalszych rozważaniach ze względu na niewielkie znaczenie statystyczne (niskie wartości współczynnika korelacji R lub współczynnika znamienności statystycznej p).

Analiza regresji liniowej wykazała wpływ przesunięcia w osi X na przesunięcie w osi Y ($\beta=0,26$, $p=0,000$). Wpływ ten był obserwowany we wszystkich podgrupach bez względu na wielkość błędu przesunięcia.

Nie wykazano wpływu przesunięcia w osi X lub Y na wielkość rzeczywistego i bezwzględnego błędu dozymetrycznego ani w całej analizowanej grupie, ani w podgrupach.

Regresja logistyczna wykazała, że przesunięcia w osiach X i Y nie mają wpływu na wystąpienie istotnego ($> \pm 5\%$) błędu dozymetrycznego w całej grupie ($p=0,3$; $p=0,07$).

Omówienie wyników

Jak wspomniano wyżej błędy geometryczne mogą być dwóch rodzajów: systematyczne i randomowe [1-4]. Z uwagi na retrospektywny charakter obecnej pracy nie było możliwości oceny obydwu kategorii błędów. Ocenione przesunięcia miały raczej charakter błędów systematycznych, a tylko w rzadkich przypadkach błędów randomowych.

Błędy oceniano w osi poprzecznej i podłużnej. Wprawdzie w rzeczywistości objętość napromieniana jest przestrzenną bryłą i przesunięcia dokonują się w trzech prostopadłych do siebie osiach, jednak ocena przesunięć przestrzennych dostarcza trudności w ich interpretacji w technikach innych niż technika pól naprzeciwległych i pól prostopadłych.

Wielkość błędu geometrycznego zależy głównie od skutecznego unieruchomienia. Zasadą skutecznego unieruchomienia maską jest wytworzenie możliwie jak największej liczby miejsc umocowań między anatomiczną okolicą unieruchamianą, a materiałem unieruchamiającym (maską). Liczba miejsc uchwytu zależy od budowy anatomicznej unieruchamianej okolicy oraz od precyzji, z jaką wykonuje się unieruchomienie. Im więcej krzywizn anatomicznych i im dokładniejsze odtworzenie tych krzywizn w materiale, tym skuteczniejsze unieruchomienie maską.

Drugim istotnym elementem warunkującym precyzję napromieniania jest dokładność ułożenia chorego na aparacie terapeutycznym. Przy prawidłowym oznaczeniu punktów lokalizacyjnych precyzyjne ułożenie chorego zależy od umiejętności i rzetelności techników oraz właściwego systemu centrowania.

Analiza przesunięć w obrębie mózgowia

Liczne krzywizny anatomiczne (nos, uszy, oczodoły, łuki jarzmowe oraz żuchwa) i elementy kostne w obrębie głowy powodują, że dobrze wymodelowana maska ma wiele punktów oparcia, które zabezpieczają przed

niekontrolowanymi ruchami we wszystkich kierunkach. Z tego powodu obserwowane przesunięcia w osiach X i Y są w tej okolicy najmniejsze spośród wszystkich analizowanych podgrup i nie przekraczają 1 mm w żadnej z osi, co w większości sytuacji klinicznych jest błędem akceptowalnym. Wprawdzie średnie wartości błędów są nieco większe niż uzyskane przez Gildesleve i wsp. [16] (0,86 mm vs 0,67 mm w osi X oraz 0,99 mm vs 0,66 mm w osi Y), jednak odchylenie standardowe w obu osiach nie przekracza 2 mm, podczas gdy Gildesleve podaje 2,58 mm w osi Y i 2,24 mm w osi X. Również odsetek nieprawidłowych pomiarów jest w cytowanym badaniu większy i wynosi 14% w osi Y i 11% w osi X vs 7,4% i 9,4% w analizowanym materiale, przy czym próg akceptacji był tam większy i wynosił 5 mm (w analizowanym badaniu 4 mm).

Analiza przesunięć w obrębie twarzoczaszki i szyi

Wprawdzie do unieruchamiania okolicy twarzoczaszki i szyi używa się nieco zmodyfikowanych masek z dodatkowym pasem materiału termoplastycznego na ramiona i okolice nadobojczykowe, jednak zasada unieruchomienia jest podobna, jak w przypadku mózgowia. Unieruchomienie ramion powoduje ograniczenie ich ruchomości w stronę głowy i do przodu pacjenta, jednak nie znosi ruchów w stronę nóg i stołu. Dodatkowym czynnikiem wpływającym na gorsze warunki stabilizacji jest większa ruchomość szyi i podatność na zmiany warunków anatomicznych w trakcie trwania leczenia, związana bądź z przebytych leczeniem (cofanie się zmian pooperacyjnych – obrzęki, krwiaki itp.), bądź z prowadzoną radioterapią (regresja albo progresja guza lub odczyn popromienny). Wyniki pomiarów uzyskane w tej okolicy nie odbiegają istotnie od podawanych przez innych autorów [4, 13, 14, 17-19]. Bel i wsp. podają nieco mniejsze średnie przesunięcia w obu osiach oraz mniejsze SD u chorych napromienianych z powodu nowotworów ślinianek, mimo zastosowania tego samego unieruchomienia [17]. Najlepsze wyniki uzyskał van Asselen w radioterapii konformalnej raków głowy i szyi, jednak oznaczał on przesunięcia tylko u 10 pacjentów, dodatkowo posługując się implantami ze złota [19]. Przesunięcia w osi X były istotnie statystycznie mniejsze niż w osi Y, podobną różnicę zaobserwował Bel, jednak inni autorzy nie potwierdzają takiego spostrzeżenia [13, 17].

Analiza przesunięć w obrębie klatki piersiowej

Kształty anatomiczne klatki piersiowej sprawiają, że unieruchomienie maską jest bardziej utrudnione niż w przypadku głowy i szyi. Wprawdzie łuki żebrowe, okolice nadobojczykowe oraz pachy i łopatki są naturalnymi krzywiznami, na których można modelować maskę, jednak dotyczy to chorych szczupłych. W przypadku chorych otyłych tkanka tłuszczowa wygładza krzywizny, utrudniając precyzyjne unieruchomienie.

Otrzymane wyniki przesunięć w poszczególnych osiach są zbliżone do podawanych przez innych autorów. Eckberg i wsp. podają średnie przesunięcia u chorych z indywidualnym unieruchomieniem na 2,9 mm w osi X i 3,6 mm w osi Y [20]. Autor stosował odlewy z pianki poliuretanowej u 20 chorych, jednak liczba portali była prawie dwukrotnie większa niż w naszym badaniu. Biorąc pod uwagę uzyskane wartości badanych parametrów oraz dane podawane przez innych autorów, uzyskane bez unieruchomienia [21-23] lub z unieruchomieniem pianką [12, 20] oraz obserwowaną znaczną ruchomość struktur anatomicznych klatki piersiowej, w tym także guza nowotworowego [19, 24], wydaje się, że stosowane unieruchomienie maską termoplastyczną nie przynosi tak dużych korzyści, jak w przypadku nowotworów umiejscowionych w regionie mózgowia, twarzoczaszki i szyi.

Analiza przesunięć u chorych na raka piersi

U chorych napromienianych na okolicę ściany klatki piersiowej nie stosowano unieruchomienia maską. Nie jest to odstępstwo od przyjętych standardów, gdyż nie ma jednego uznanego sposobu unieruchomienia tego obszaru [25]. Przesunięcia w osi X w analizowanej grupie wyrażone SD są wyraźnie większe od podawanych w literaturze przez Mitine, jak i van Tienhoven, wynoszących 2-3 mm i 2,7 mm. Natomiast przesunięcia w osi Y są porównywalne (3,7-5,8 mm i 4,7 mm) [26, 27]. Wpływ unieruchomienia na poprawę odtwarzalności pól tangencjalnych potwierdzają Nalden i wsp., którzy stosowali u chorych najpierw rutynowe unieruchomienie podpórką, a następnie materac próżniowy [28]. Biorąc pod uwagę spostrzeżenia wszystkich wspomnianych autorów można sformułować wniosek, że precyzja napromieniania w osi Y jest najgorsza przy swobodnym odwiedzeniu kończyny, lepsza przy ustabilizowaniu jej podpórką i najlepsza przy zastosowaniu materaca próżniowego.

Analiza przesunięć w obrębie miednicy i jamy brzusznej

Unieruchomienia maską brzucha i miednicy należą do najtrudniejszych z uwagi na kształty tych okolic, powodujące zwiększoną podatność na przesuwanie się w osi długiej oraz na rotacje. Sprzyja temu duża ruchomość tkanki podskórnej. Szczególnie wyraźne jest to u chorych otyłych. Dodatkowym czynnikiem utrudniającym unieruchomienie maską jest utrata masy ciała i zmiany objętości brzucha, spowodowane odczynem popromiennym (biegunki, wymioty oraz brak apetytu).

Uzyskane wyniki przesunięć w osi X w obrębie brzucha oraz miednicy nie odbiegają istotnie od podawanych przez innych autorów, jednak w osi Y są drastycznie większe. Najbardziej zbliżone warunki unieruchomienia i pomiarów podają Mitine i wsp., którzy porównali precyzję napromieniania chorych na nowotwory miednicy, unieruchamianych przy użyciu odlewu z pianki (Alpha Cradle) lub maski termoplastycznej (Orfit) oraz bez unie-

ruchomienia. Chorzy byli układani na plecach. W grupie unieruchamianych maską przesunięcie w osi X wyniosło około 3,2 mm (SD obliczone z pomiarów ból AP i bocznych), a w osi Y 3,5 mm [29]. Odsetek nieprawidłowych pomiarów (>5 mm) jest w analizowanej grupie również większy od podawanych przez Mitine i wynosi w osi X 15% i 16,5% (odpowiednio dla miednicy i brzucha) vs 8% oraz w osi Y 44,7% i 32,9% vs 16%. Również odsetek przesunięć dużych (>10 mm) jest w omawianym badaniu większy od uzyskanego przez Mitine [29]. Inni autorzy także podają lepsze wyniki wyrażone SD, w porównaniu do uzyskanych w omawianym badaniu, pomimo braku unieruchomienia [2, 16, 30]. Najbardziej zbliżone wyniki uzyskali Hunt i wsp., którzy odnotowali SD przesunięcia w osi X równe 5,4 mm, a w osi Y 5,3 mm [31]. Chorzy byli napromieniani na plecach w unieruchomieniu piankowym.

Błędy geometryczne w przypadku konformalnej radioterapii raka gruczołu krokowego są nieznacznie mniejsze niż w przypadku rutynowej radioterapii w obszarze miednicy. Stryker podaje średnie przesunięcia w osi X 1,57 mm (SD $\pm 1,75$ mm), a w osi Y 1 mm (SD $\pm 1,25$ mm), uzyskane na podstawie pomiarów wykonanych w grupie 25 chorych [32], natomiast Hanley uzyskał przesunięcie (SD) w osi Y 2,8 mm, a w osi X 4,6 mm (średnia z pomiarów AP i ML) [33]. W badaniu Bel i wsp., mimo braku unieruchomienia, wyniki przesunięć w osi X są porównywalne, a w osi Y nieco lepsze od uzyskanych w badanej grupie [34].

Biorąc pod uwagę uzyskane wyniki oraz obserwacje innych autorów uzasadnione wydają się, trwające od wielu lat, dyskusje na temat celowości unieruchomienia w obrębie brzucha i miednicy. Mimo różnych metod stabilizacji, część autorów nie potwierdza istotnych różnic [35-37]. Inni podkreślają zysk ze stosowania unieruchomienia [29, 38-40]. Stosowane w tym obszarze unieruchomienie jest ciągle kwestią otwartą i trudno sformułować jednoznaczną odpowiedź.

Analiza przesunięć w obrębie kończyn

Średnia wartość przesunięcia w osi X była największa wśród wszystkich lokalizacji, a w osi Y druga co do wielkości, co może świadczyć o niezadowalającej skuteczności unieruchomienia. Z uwagi na niewielką liczbę pomiarów trudno jednak potwierdzić to jednoznacznie, a z powodu braku danych literaturowych nie można porównać uzyskanych wyników do wyników innych autorów.

Analiza porównań między poszczególnymi grupami testów statystycznych

Cytowane uprzednio średnie wartości przesunięć w poszczególnych umiejscowieniach zmniejszają się wraz ze zwiększaniem się odległości danej lokalizacji od mózgowia (gdzie przesunięcia są najmniejsze). Analiza testem Kruskala Wallisa potwierdza znamienność statystyczną tych różnic.

Teoretyczną przesłanką do podziału wszystkich pomiarów w obrębie głowy i szyi na dwie podgrupy w zależności od umiejscowienia punktu centrowania była opisana przez Miszczyka zmiana warunków anatomicznych w tej okolicy, mogąca wpływać na precyzję leczenia [41]. Mimo niewielkich różnic w unieruchomieniu (dodatkowa stabilizacja ramion) ich skuteczność jest porównywalna, co sprawia, że brak jest istotnych różnic w przesunięciach w osi X i Y.

Nie wykazano różnic w przesunięciach między podgrupami unieruchamianymi maską lub podpórką w przypadku radioterapii w obszarze klatki piersiowej. Może to wynikać z dużej dysproporcji pomiędzy liczbami pomiarów (ponad czterokrotnie liczniejsza grupa chorych unieruchamianych maską), innej techniki leczenia oraz, co się z tym wiąże, innymi punktami pomiarowymi.

Interesująco wygląda zestawienie skuteczności unieruchomienia w obrębie miednicy. Wyniki analizy wykazują, że odtwarzalność jest lepsza w pozycji na plecach niż na brzuchu. Ma to oczywiście uzasadnienie w technice unieruchomienia. W przypadku ułożenia na brzuchu obrysy ciała są bardziej obłe i trudniejsze do stabilizacji. Innym czynnikiem wpływającym na większe przesunięcia przy układaniu na brzuchu, jest technika leczenia. W takiej pozycji napromieniani są chorzy na nowotwory końcowego odcinka przewodu pokarmowego, u których stosuje się napromienianie elektywne dużych obszarów (miednica), w przeciwieństwie do konformalnej radioterapii raka stercza małymi polami. Stąd też tolerancja leczenia chorych na raka odbytnicy i esicy jest gorsza – znacznie częściej występują biegunki, utrata apetytu, odwodnienie, co skutkuje spadkiem masy ciała i związanymi z tym gorszymi warunkami unieruchomienia. Dane w piśmiennictwie są sprzeczne. Greer i wsp. oraz El-Gayed odnotowali lepsze warunki odtwarzalności w pozycji na plecach, natomiast Stroom i wsp. oraz Hanley i wsp nie odnotowali istotnych różnic [2, 33, 42, 43]. W jedynym prospektywnym badaniu, Bayley i wsp. nie wykazali istotnych statystycznie różnic w błędach przesunięcia między dwoma ułożeniami w trakcie radioterapii konformalnej raka stercza [44].

Dodatnia korelacja przesunięć w osi X z przesunięciami w osi Y, występująca we wszystkich podgrupach, sugeruje, że jeśli wykonane unieruchomienie nie zapewnia wystarczającej precyzji w jednej osi, to również istnieje możliwość wystąpienia takiego błędu w osi drugiej. Fakt ten potwierdzają również wyniki analizy regresji liniowej.

Zależności między przesunięciami w osi X i Y, a wymiarami poprzecznym i podłużnym oraz powierzchnią pola napromieniania są trochę mylące. Może to sugerować, że przy małych polach, np. przy radioterapii konformalnej raka stercza, przesunięcia są mniejsze niż przy dużych polach w regionie głowy i szyi (w rzeczywistości są większe) lub brzucha i klatki piersiowej (są porównywalne). Wynika to raczej z wartości średnich przesunięć w poszczególnych umiejscowieniach i okolicach unieruchamianych.

Interesująca jest odwrotna zależność między błędem dozymetrycznym, a powierzchnią pola napromieniania, potwierdzona również w analizie regresji logistycznej. Źródłem tej zależności jest fakt, iż większe pola są najczęściej polami prostymi, symetrycznymi, o nieskomplikowanych kształtach MLC, bez klinów, w związku z tym pomiary DIV są obciążone mniejszym błędem metody. Pola małe to pola konformalne lub pola boostowe, gdzie często stosuje się ostre kąty wejścia wiązek, filtry klinowe o dużych wartościach, półwiązki i różne kształty MLC. Przez to pomiar przyżyciowej dozymetrii jest obciążony większym błędem pomiarowym, a jego interpretacja utrudniona.

Najistotniejsza korelacja wyników pomiarów błędów dozymetrycznych dotyczy jego związku z błędami geometrycznymi. Zarówno analiza zależności, jak i regresji logistycznej, nie wykazały związku i wpływu jednego błędu na drugi, co nie powinno dziwić, mając na uwadze stosowaną metodę pomiarów. Pomiaru dozymetrycznego dokonuje się najczęściej w osi wiązki, umieszczając detektor na masce, a zaobserwowane przesunięcia w większości przypadków wynikają z ruchomości pacjenta względem maski.

Wnioski

Uzyskane wyniki i analizy upoważniają do sformułowania następujących wniosków:

1. Błędy geometryczne są częstymi błędami w trakcie leczenia promieniami i występują z różną częstotliwością, zależną od napromienianego obszaru, co powoduje, że rutynowo wykonywane obrazy weryfikacyjne podczas radioterapii wydają się być bezwzględnie koniecznością.
2. Stosowany system unieruchomienia przy użyciu masek termoplastycznych nie zapewnia zadowalającej precyzji i odtwarzalności ułożenia w obrębie klatki piersiowej, brzucha i miednicy, co sugeruje konieczność zwiększonej częstości wykonywania zdjęć weryfikacyjnych i pomiarów błędów ułożenia w trakcie napromieniania tych obszarów oraz skłania do rozważenia zmiany systemu unieruchomienia dla tych umiejscowień.
3. Brak zależności między błędami geometrycznymi, a dozymetrycznymi wskazuje na niemożność prognozowania jednych w oparciu o wartości tych drugich oraz konieczność stosowania niezależnych systemowych pomiarów obu parametrów celem zapewnienia odpowiednio wysokiej jakości radioterapii.

Dr med. Grzegorz Woźniak

Zakład Radioterapii

Centrum Onkologii – Instytut im. Marii Skłodowskiej-Curie

Oddział Gliwice

ul. Wybrzeże Armii Krajowej 15

44-100 Gliwice

Piśmiennictwo

1. Dutreix A. When and how can we improve precision in radiotherapy? *Radiother Oncol* 1984 2: 275-92.
2. el-Gayed AA, Bel A, Vijlbrief R i wsp. Time trend of patient setup deviations during pelvic irradiation using electronic portal imaging. *Radiother Oncol* 1993; 26: 162-71.
3. McKenzie A, van Herk M, Mijnheer B. Margins for geometric uncertainty around organs at risk in radiotherapy. *Radiother Oncol* 2002; 62: 299-307.
4. Hurkmans CW, Remeijer P, Lebesque JV i wsp. Set-up verification using portal imaging; review of current clinical practice. *Radiother Oncol* 2001; 58: 105-20.
5. Bortfeld T, Jiang SB, Rietzel E. Effects of motion on the total dose distribution. *Semin Radiat Oncol* 2004; 14: 41-51.
6. Langmack KA. Review article Portal imaging. *Br J Radiology* 2001; 74: 789-804.
7. Boyer AL, Antonuk L, Fenster A i wsp. A review of electronic portal imaging devices (EPIDs). *Med Phys* 1992; 19: 1-16.
8. Munro P. Portal imaging technology: past, present, and future. *Semin Radiat Oncol* 1995; 5: 115-33.
9. van Herk M, Meertens H. A matrix ionisation chamber imaging device for on-line patient setup verification during radiotherapy. *Radiother Oncol* 1988; 11: 369-78.
10. WHO. Quality assurance in radiotherapy. World Health Organization. 1988, Geneva.
11. Rabinowitz I, Broomberg J, Goitein M i wsp. Accuracy of radiation field alignment in clinical practice. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 19850t; 11: 1857-67.
12. Halperin R, Roa W, Field M i wsp. Setup reproducibility in radiation therapy for lung cancer: a comparison between T-bar and expanded foam immobilization devices. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1999; 43: 211-6.
13. Hess CF, Kortmann RD, Jany R i wsp. Accuracy of field alignment in radiotherapy of head and neck cancer utilizing individualized face mask immobilization: a retrospective analysis of clinical practice. *Radiother Oncol* 1995; 34: 69-72.
14. Weltens C, Kesteloot K, Vandeveld G i wsp. Comparison of plastic and Orfit masks for patient head fixation during radiotherapy: precision and costs *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1995; 33: 499-507.
15. Valicenti RK, Michalski JM, Bosch WR i wsp. Is weekly port filming adequate for verifying patient position in modern radiation therapy? *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1994; 30: 431-8.
16. Gildersleve J, Dearnaley DP, Evans PM i wsp. Reproducibility of patient positioning during routine radiotherapy, as assessed by an integrated megavoltage imaging system. *Radiother Oncol* 1995; 35: 151-60.
17. Bel A, Keus R, Vijlbrief RE i wsp. Setup deviations in wedged pair irradiation of parotid gland and tonsillar tumors, measured with an electronic portal imaging device *Radiother Oncol* 1995; 37: 153-9.
18. Samuelsson A, Merck C, Johansson KA. Systematic set-up errors for IMRT in the head and neck region: effect on dose distribution *Radiother Oncol* 2003; 66: 303-11.
19. van Asselen B, Dehnad H, Raaijmakers CP i wsp. Implanted gold markers for position verification during irradiation of head-and-neck cancers: a feasibility study. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2004; 59: 1011-7.
20. Ekberg L, Holmberg O, Wittgren L i wsp. What margins should be added to the clinical target volume in radiotherapy treatment planning for lung cancer? *Radiother Oncol* 1998; 48: 71-7.
21. Michalski JM, Graham MV, Bosch WR i wsp. Prospective clinical evaluation of an electronic portal imaging device. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1996; 34: 943-51.
22. de Boer HC, van Sornsens de Koste JR i wsp. Analysis and reduction of 3D systematic and random setup errors during the simulation and treatment of lung cancer patients with CT-based external beam radiotherapy dose planning. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2001; 49: 857-68.
23. Shirato H, Shimizu S, Kunieda T i wsp. Physical aspects of a real-time tumor-tracking system for gated radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2000; 48: 1187-95.
24. Giraud P, De Rycke Y, Dubray B i wsp. Conformal radiotherapy (CRT) planning for lung cancer: analysis of intrathoracic organ motion during extreme phases of breathing. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2001; 51: 1081-92.
25. Verhey LJ. Immobilizing and Positioning Patients for Radiotherapy. *Semin Radiat Oncol* 1995; 5: 100-14.
26. van Tienhoven G, Lanson JH, Crabeels D i wsp. Accuracy in tangential breast treatment set-up: a portal imaging study. *Radiother Oncol* 1991; 22: 317-22.
27. Mitine C, Dutreix A, van der Schueren E. Tangential breast irradiation: influence of technique of set-up on transfer errors and reproducibility. *Radiother Oncol* 1991; 22: 308-10.
28. Nalder CA, Bidmead AM, Mubata CD i wsp. Influence of a vac-fix immobilization device on the accuracy of patient positioning during routine breast radiotherapy. *Br J Radiol* 2001; 74: 249-54.
29. Mitine C, Hoornaert MT, Dutreix A i wsp. Radiotherapy of pelvic malignancies: impact of two types of rigid immobilisation devices on localisation errors. *Radiother Oncol* 1999; 52: 19-27.
30. Remeijer P, Geerlof E, Ploeger L i wsp. 3-D portal image analysis in clinical practice: an evaluation of 2-D and 3-D analysis techniques as applied to 30 prostate cancer patients. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2000; 46: 1281-90.
31. Hunt MA, Schultheiss TE, Desobry GE i wsp. An evaluation of setup uncertainties for patients treated to pelvic sites. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1995; 32: 227-33.
32. Stryker JA, Shafer J, Beatty RE. Assessment of accuracy of daily set-ups in prostate radiotherapy using electronic imaging. *Br J Radiol* 1999; 72: 579-83.
33. Hanley J, Lumley MA, Mageras GS i wsp. Measurement of patient positioning errors in three-dimensional conformal radiotherapy of the prostate. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1997; 37: 435-44.
34. Bel A, Vos PH, Rodrigus PT i wsp. High-precision prostate cancer irradiation by clinical application of an offline patient setup verification procedure, using portal imaging. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1996; 35: 321-32.
35. Bentel GC, Marks LB, Sherouse GW i wsp. The effectiveness of immobilization during prostate irradiation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1995; 31: 143-8.
36. Song PY, Washington M, Vaida F i wsp. A comparison of four patient immobilization devices in the treatment of prostate cancer patients with three dimensional conformal radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1996; 34: 213-9.
37. Bieri S, Miralbell R, Nouet P i wsp. Reproducibility of conformal radiation therapy in localized carcinoma of the prostate without rigid immobilization. *Radiother Oncol* 1996; 38: 223-30.
38. Rosenthal SA, Roach M 3rd, Goldsmith BJ, i wsp. Immobilization improves the reproducibility of patient positioning during six-field conformal radiation therapy for prostate carcinoma. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1993; 27: 921-6.
39. Soffen EM, Hanks GE, Hwang CC, i wsp. Conformal static field therapy for low volume low grade prostate cancer with rigid immobilization. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1991; 20: 141-6.
40. Kneebone A, GebSKI V, Hogendoorn N i wsp. A randomized trial evaluating rigid immobilization for pelvic irradiation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2003; 56: 1105-11.
41. Miszczyk L. Ocena błędów dawki w radioterapii chorych na raka regionu głowy i szyi przy użyciu dozymetrii *in vitro*. *Nowotwory* 1998; 48: 1063-75.
42. Greer PB, Mortensen TM, Jose CC. Comparison of two methods for anterior-posterior isocenter localization in pelvic radiotherapy using electronic portal imaging. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1998; 41: 1193-9.
43. Stroom JC, Koper PC, Korevaar GA i wsp. Internal organ motion in prostate cancer patients treated in prone and supine treatment position. *Radiother Oncol* 1999; 51: 237-48.
44. Bayley AJ, Catton CN, Haycocks T i wsp. A randomized trial of supine vs. prone positioning in patients undergoing escalated dose conformal radiotherapy for prostate cancer. *Radiother Oncol* 2004; 70: 37-44.

Otrzymano i przyjęto do druku: 6 lutego 2008 r.