

## Weryfikacja XVI (*X-ray volume imaging*) ułożenia chorych w trakcie radioterapii radykalnej na okolicę miednicy

Monika Konopka-Filippow<sup>1,2</sup>, Dominika Hempel<sup>1,2</sup>, Natalia Samolyk-Kogaczewska<sup>1</sup>, Anna Muško<sup>3</sup>, Tomasz Filipowski<sup>1</sup>, Marek Z. Wojtukiewicz<sup>2</sup>, Ewa Sierko<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup> Zakład Radioterapii, Białostockie Centrum Onkologii – kierownik: dr Tomasz Filipowski

<sup>2</sup> Klinika Onkologii, Białostockie Centrum Onkologii, Uniwersytet Medyczny w Białymstoku – kierownik: prof. dr hab. Marek Wojtukiewicz

<sup>3</sup> Zakład Radiologii, Białostockie Centrum Onkologii – kierownik: lek. Arkadiusz Targoński

**WKŁAD AUTORÓW:** (A) Projekt badania · (B) Zbieranie Danych · (C) Analiza Statystyczna · (D) Interpretacja Danych · (E) Przygotowanie Rękopisu · (F) Gromadzenie Piśmiennictwa · (G) Gromadzenie Funduszy

**Adres do korespondencji:** Ewa Sierko  
Klinika Onkologii UMB, Białostockie Centrum Onkologii  
ul. Ogrodowa 12, 15-025 Białystok  
Tel. 48 85 6646734, Fax 48 85 6646783  
e-mail ewa.sierko@iq.pl

STRESZCZENIE

**Wstęp.** Precyzyjna odtwarzalność pozycji terapeutycznej pacjenta jest stałym priorytetem w radioterapii. Zmiany określonej pozycji terapeutycznej przekładają się na efektywność leczenia pogarszając jakość radioterapii, stąd istnieje potrzeba udoskonalania metod pozycjonowania pacjenta oraz technik weryfikujących i korygujących pozycję terapeutyczną chorego przed lub w czasie seansu napromieniania. Tomografia komputerowa wiązki kilowoltowej CBCT – jako system XVI jest jednym ze sposobów weryfikacji ułożenia pacjenta.

**Cel pracy.** Analizy odtwarzalności ułożenia pacjentów chorych na nowotwory okolicy miednicy na podstawie oznaczonych przesunięć przy wykorzystaniu systemu XVI zintegrowanego z aparatem terapeutycznym przyspieszacza liniowego firmy Elekta.

**Materiały i metody.** Zweryfikowano ułożenie 37 pacjentów poddanych radioterapii radykalnej na okolicę miednicy techniką 3D IMRT (*Intensity Modulated Radiation Therapy*, radioterapia modulacją intensywności wiązki), w Zakładzie Radioterapii Białostockiego Centrum Onkologii za pomocą XVI. Do stabilizacji pozycji terapeutycznej wykorzystaniem system AIO lub klocek pod kolana. Leczenie chorych realizowano na aparatach terapeutycznych firmy Elekta z zintegrowanym systemem weryfikacji ułożenia pacjenta – XVI.

**Wyniki.** Największe średnie wartości przesunięć ułożenia w całej grupie badanej odnotowano w osi Y (0,76 cm), najmniejsze w osi Z (0,05 cm.). Największe średnie wartości błędów w pozycjonowaniu chorych odnotowano przed 14., 23., oraz 24. frakcją radioterapii (RT) odpowiednio dla osi Z, X i Y. Przesunięcia u mężczyzn względem wszystkich osi X, Y, Z wynosiły średnio 0,22cm (SD=0,28), a największe odchylenie w ułożeniu odnotowano przed 20 frakcją RT (0,32cm). Pod względem kierunku przesunięcia średnie wartości w odniesieniu do osi X i Y są niewielkie, wynoszą odpowiednio 0,01cm i 0,07cm. U pacjentów stabilizowanych systemem AIO średnia przesunięć względem wszystkich osi X, Y, Z wynosiła 0,22cm (SD=0,15), natomiast z użyciem klocka pod kolanami średnio 0,27cm (SD=0,23).

**Wnioski.** Weryfikacja pozycjonowania pacjenta z wykorzystaniem CBCT jest wygodnym sposobem kontroli ułożenia w każdym momencie radioterapii umożliwiając automatyczną korektę błędów.

Wydaje się, iż system stabilizacji AIO wykazuje większą precyzję w unieruchomieniu chorego w porównaniu do zastosowania wyłącznie klocka pod kolanami. Automatyczna korekta przesunięć w ułożeniu pacjentów podnosi precyzyjność radioterapii, co przekłada się na większe szanse skutecznego leczenia.

**Słowa kluczowe:** błąd geograficzny, pozycjonowanie, radioterapia, IMRT, XVI

**Liczba słów:** 2401 **Tabele:** 2 **Ryciny:** 6 **Piśmiennictwo:** 41

**Received:** 16.10.2017

**Accepted:** 09.11.2017

**Published:** 31.03.2018

### WSTĘP

Ważnym elementem wysokospecjalistycznej radioterapii jest precyzyjna odtwarzalność pozycji terapeutycznej pacjenta oraz odpowiednia kontrola obszaru zaplanowanego do napromieniania. Podstawowym założeniem planowania radioterapii jest odtwarzalność pozycji terapeutycznej pacjenta. W praktyce klinicznej realizacja tego założenia nie jest prosta. Liczne publikacje donoszą, iż zmiany ściśle ustalonej pozycji terapeutycznej czy to podczas aplikacji danej frakcji RT, czy też przesunięcia między frakcjami zmniejszają skuteczność leczenia [1,2]. Dlatego też rozwojowi nowoczesnej radioterapii towarzyszy równoczesne udoskonalanie metod pozycjonowania pacjenta oraz technik pozwalających na zweryfikowanie i ewentualną korektę pozycji terapeutycznej chorego przed seansem napromieniania lub w czasie jego trwania.

Podanie odpowiednio wysokiej dawki w okolicę targetu z jednoczesną gwałtowną redukcją dawki w obszarze otaczających tkanek zdrowych, a szczególnie narządów krytycznych (OAR – *organ at risk*), wymaga dokładnej weryfikacji ułożenia pacjenta. Obecny standard jest radioterapia sterowana obrazem, (*image-guided radiotherapy*, IGRT) [3,4]. Podstawowym sposobem weryfikacji ułożenia z wykorzystaniem tomografii komputerowej jednej stożkowej wiązki kilowoltowej – *cone beam com-*

*puted tomography* CBCT – jest system XVI (*X-ray volume imaging*) [5,6,7,8,]. Jakość obrazu otrzymanego z CBCT – w porównaniu z obrazem z klasycznej tomografii komputerowej – jest gorsza (słabszy kontrast, więcej artefaktów) [14, 30], ale wystarczająca dla uwidocznienia struktur kostnych czy kontrastowych (np. tkanka płucna) oraz do diagnostyki weryfikacyjnej w radioterapii. CBCT poprzez elektroniczny system portalowy (*Electronic Portal Image Device*, EPID) umożliwia obrazowanie w trakcie aplikacji promieniowania kilowoltowego, pozwalając tym samym na dokładną korektę ułożenia pacjenta [9,31].

Poprzez cyfrową obróbkę i fuzję obrazów EPID uzyskuje się lepszą jakość wizualizacji w porównaniu do klasycznych zdjęć portalowych (*Portal Vision*, PV). Dawka promieniowania pochłaniana podczas kv-CBCT jest porównywalna do obrazowania portalowego 2D-MV i w obrębie miednicy wynosi ok. 20 mGy[14].

## CEL BADANIA

Celem badania była analiza odtwarzalności ułożenia pacjentów chorych na nowotwory okolicy miednicy w trakcie radioterapii IMRT przy wykorzystaniu metody obrazowania opartej na systemie XVI zintegrowanego z aparatem terapeutycznym przyspieszacza liniowego firmy Elekta w Białostockim Centrum Onkologii.

## MATERIAŁ I METODY

### Grupa badana

Weryfikacji ułożenia pacjentów dokonano w grupie 37 chorych napromienianych radykalnie na okolicę miednicy techniką konformalną 3D lub IMRT w Zakładzie Radioterapii Białostockiego Centrum Onkologii (BCO). Pierwszą grupę stanowiło 15 kobiet z rozpoznaniem raka szyj-

ki bądź trzonu macicy, leczone radioterapią 3D lub IMRT. Drugą grupę stanowiło 22 chorych na nowotwór gruczołu krokowego, poddanych radioterapii IMRT. Charakterystykę grupy badanej prezentuje tabela nr 1.

### Planowanie radioterapii

Chorych unieruchamiano w pozycji na plecach z wykorzystaniem zagłówka, podkolannika oraz systemu stabilizującego AIO zgodnie z obowiązującymi standardami (Tabela 1.) [9].

Po wykonanej tomografii lokalizacyjnej miednicy, zatatuowano punkty pozycjonowania na skórze pacjenta, a następnie określono obszary terapeutyczne oraz organy ryzyka. Plany leczenia opracowano w systemie *Oncentra MasterPlan*, Radioterapię realizowano zgodnie z zasadą optymalizacji planu leczenia oraz po jego weryfikacji.

### Realizacja radioterapii – weryfikacja ułożenia

Radioterapię przeprowadzano w warunkach promieniowania fotonowego X6 MV lub X15 MV na przyspieszaczach liniowych firmy Elekta, posiadających zintegrowany z głowicą aparatu terapeutycznego system CBCT, służący weryfikacji ułożenia pacjenta z użyciem promieniowania kilowoltowego – XVI. Przed rozpoczęciem radioterapii oraz każdą zmianą warunków napromieniania (kolejny etap leczenia) lekarz wyznaczał okno *clipboxu w osiach X, Y, Z*. Przed 1., 2., 3. a następnie przed 11., 21., 29. frakcją RT – według standardów przyjętych w Zakładzie Radioterapii BCO – wykonywano tomografię sprawdzającą pozycję terapeutyczną pacjenta. W przypadku przekroczenia wstępnie ustalonego przez BCO błędu w ułożeniu w którejkolwiek osi X, Y, Z dla okolicy miednicy – 0,5 cm – dostosowywano pozycję chorego do

Tab. 1. Charakterystyka grupy badanej

	Kobiety		Mężczyźni	
	n	%	n	%
<b>Cecha</b> n=37	15	40	22	60
<b>Przedział wiekowy</b>				
<50 lat	3	20	0	0
51-60 lat	4	27	4	18
61-70 lat	5	33	11	50
>70 lat	3	20	7	32
<b>Unieruchomienie</b>				
system AIO	6	40	12	55
podkolannik	9	60	10	45
zagłówek	15	100	22	100

przesunięć, a tomografię sprawdzającą CBCT wykonywano przed kolejnymi seansami RT aż do uzyskania stabilizacji pozycjonowania chorego na stole terapeutycznym.

Wieloetapowy proces kontroli ułożenia pacjentów obejmował wykonanie XVI napromienianej okolicy, a następnie analizę porównawczą okolicy planowanej do RT w odniesieniu do struktur kostnych, z obrazem tzw. *clipboxu* z tomografii lokalizacyjnej w projekcji czołowej, strzałkowej i poprzecznej. Liczbową wartość przesunięcia określano względem osi X (kierunek lewo – prawo), Y (kierunek głowa – nogi) i Z (kierunek przód – tył) (Ryc. 1). Otrzymane pomiary przeanalizowano pod względem średniej wartości przesunięć względem osi X, Y, Z przed poszczególnymi frakcjami RT, w zależności od płci chorych i grupy wiekowej oraz w zależności od zastosowanego systemu stabilizacji ciała.

Chorzy wyrazili świadomą, pisemną zgodę na udział w badaniu. Badanie uzyskało zgodę Komisji Bioetycznej Uniwersytetu Medycznego w Białymstoku.

## Analiza statystyczna

Dla wszystkich wykonanych pomiarów u badanej grupy pacjentów oznaczono wartość liczbową przesunięcia, obliczono średnią wartość przesunięcia, największe średnie odchylenie oraz odchylenie standardowe dla każdej z osi: X, Y, Z. Porównano rzeczywiste wartości przesunięć dla każdej z osi we wszystkich kierunkach w obu badanych podgrupach: kobiet i mężczyzn.

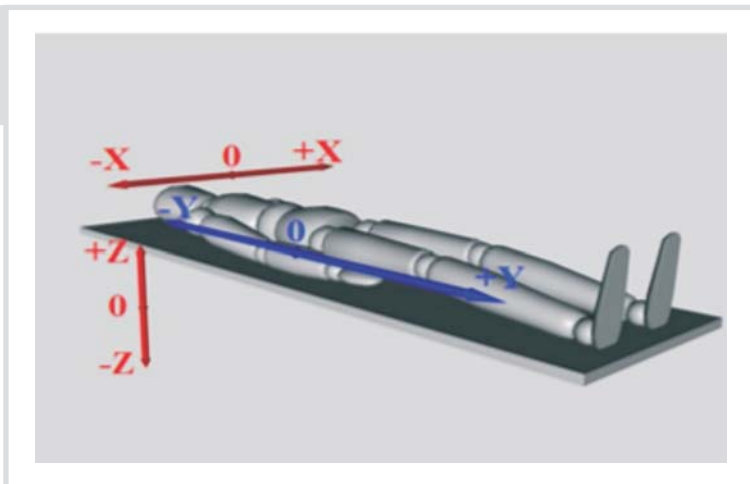
## WYNIKI

Dokonano 257 weryfikacji XVI ułożenia pacjentów na stole terapeutycznym względem osi X, Y, Z, z czego 70 % pomiarów wykonano w pierwszej połowie cyklu radioterapii.

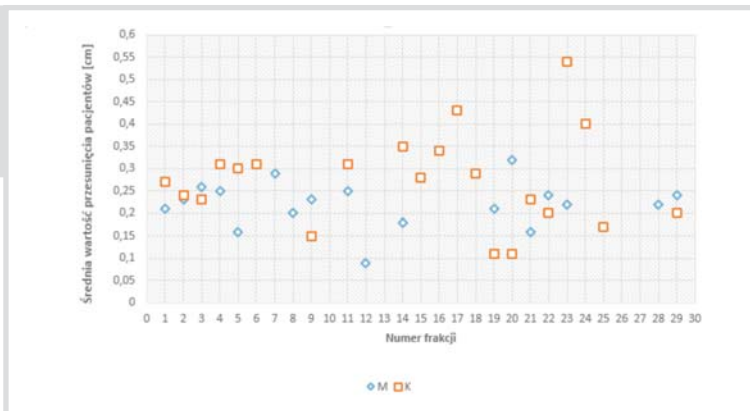
### Analiza przesunięć w zależności od osi w całej grupie badanej

W całej grupie chorych napromienianych na okolicę miednicy największe średnie przesunięcia względem osi X odnotowano przed 23 frakcją napromieniania – 0,75cm, najmniejsze

Ryc. 1. Obrazowe przedstawienie osi przesunięć pacjenta na stole aparatu terapeutycznego oznaczane przed daną frakcją napromieniania



Ryc. 2. Średnie wartości przesunięć względem wszystkich osi X, Y, Z w poszczególnych frakcjach radioterapii u pacjentów napromienianych na okolicę miednicy małej (K-kobiety, M-mężczyźni)



zaś przed 11 frakcją RT – 0,11cm, względem osi Y największe średnie przesunięcia wystąpiły przed 24 frakcją – 0,76cm, najmniejsze przed 19 frakcją – 0,05cm. W przypadku osi Z największe średnie przesunięcia wynosiły średnio 0,3cm przed 14 frakcją a najmniejsze 0,03cm przed 24 frakcją RT.

### Analiza przesunięć w zależności od płci z uwzględnieniem kierunku

Przesunięcia u kobiet napromienianych na okolicę miednicy względem wszystkich osi X, Y, Z wynosiły średnio 0,27cm (SD=0,33). Największe przesunięcia pacjentek odnotowano przed 23 frakcją RT (0,55cm). Uwzględniając kierunek przesunięcia największe średnie przesunięcia w badanej grupie kobiet stwierdzono w osi Y – 0,28cm, najmniejsze zaś w osi Z – 0,04cm. W osi X przesunięcie wyniosło 0,23cm (Ryc. 3). Porównanie wyników prezentuje tabela 2. Pod względem rzeczywistych przesunięć pacjentek w odniesieniu do każdej z osi zaobserwowano, że najwyższa wartość przesunięcia ciała wystąpiła w osi X przed 23 frakcją RT (1,36 cm, SD=0,93), najmniejszą wartość zmiany ułożenia chorych odnotowano przed 29 frakcją RT w osi Y (-0,02cm, SD=0,36) (Ryc. 4). U 80 % pacjentek co najmniej raz przesunięcia względem osi X, Y, Z wykroczyły poza granice tolerancji przyjęte przez BCO.

Przesunięcia u mężczyzn względem wszystkich osi X, Y, Z wynosiły średnio 0,22cm

(SD=0,28), a największe odchylenie w ułożeniu odnotowano przed 20 frakcją RT (0,32cm). Pod względem kierunku przesunięcia średnie wartości w odniesieniu do osi X i Y były niewielkie, wynosiły odpowiednio 0,01cm i 0,07cm (Ryc. 3). Średnia wartość przesunięć w osi Z pod względem kierunku wyniosła -0,21cm. Największe rzeczywiste przesunięcie -0,6cm zarejestrowano w kierunku przód-tył (oś Z) przed 19 frakcją RT (Ryc. 5c).

Średnie wartości przesunięć w grupie badanej względem osi X, Y, Z z uwzględnieniem kierunku przesunięcia w ułożeniu chorych przedstawia ryc. 3.

### Analiza przesunięć w zależności od wieku chorych

W całej grupie badanej względem wszystkich osi X, Y, Z najmniejsze uśrednione wartości przesunięć odnotowano w najmłodszej grupie pacjentów (<50 lat) (0,15cm), natomiast największe uśrednione wartości przesunięć (0,24cm) zaobserwowano w przedziale wiekowym 51-60 lat i powyżej 70r.ż.

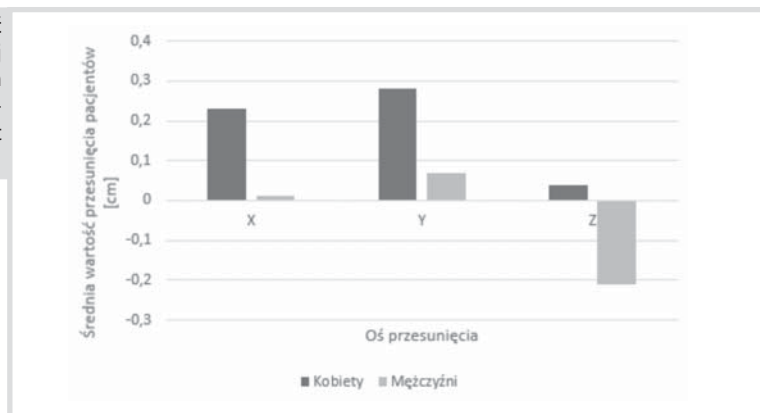
### Analiza przesunięć w zależności od systemu stabilizacji

U pacjentów, u których zastosowano system stabilizacji AIO średnia przesunięć względem wszystkich osi X, Y, Z wynosiła 0,22cm (SD=0,15) we wszystkich dokonanych pomia-

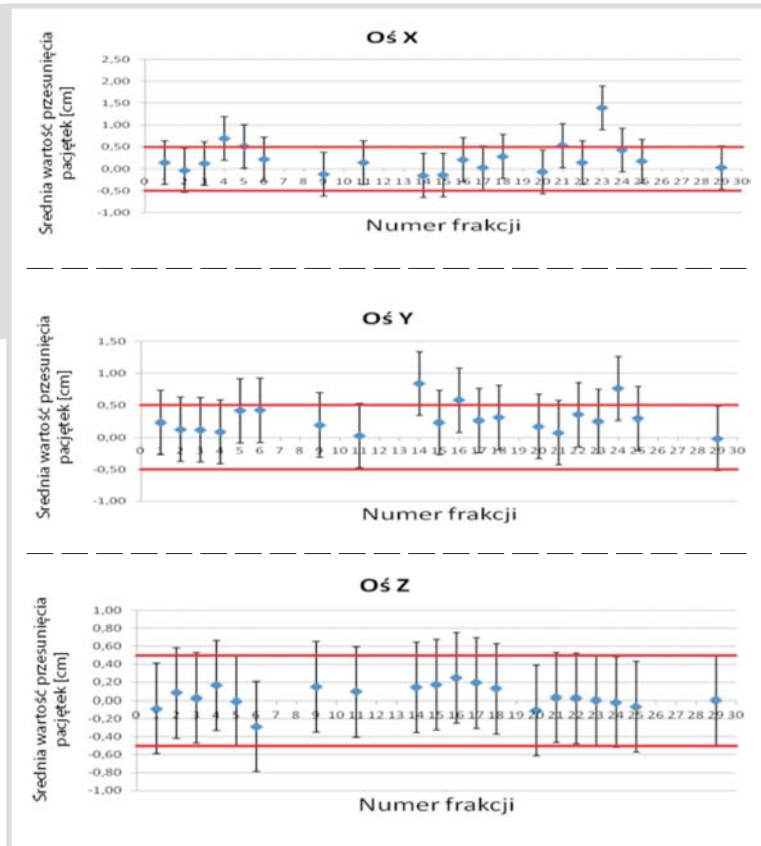
**Tab. 2.** Porównanie największych średnich wartości przesunięć (SW) pacjentów i odchylenia standardowego (SD) w osiach X, Y, Z we wszystkich dokonanych pomiarach z uwzględnieniem kierunku przesunięcia. (X – oś lewo-prawo, Y – oś głowa-nogi, Z – oś przód-tył)

Oś	Kobiety		Mężczyźni	
	SW	SD	SW	SD
X	0,23	0,45	0,01	0,26
Y	0,28	0,29	0,08	0,32
Z	0,04	0,22	-0,21	0,22

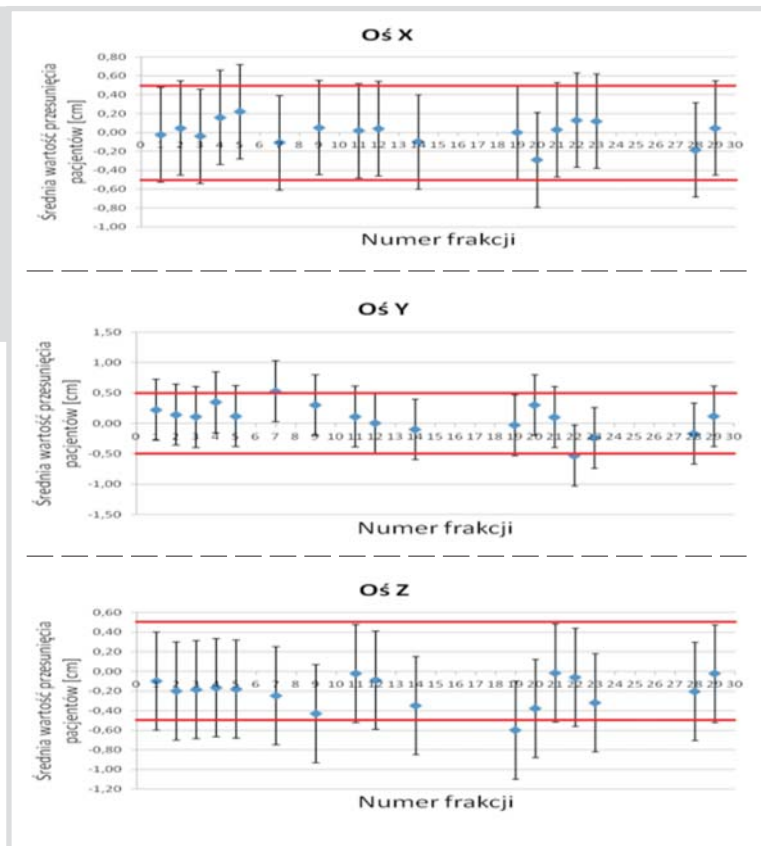
**Ryc. 3.** Średnie wartości przesunięć w grupie badanej napromienianej na okolicę miednicy w g l ę d e m wszystkich osi X, Y, Z z uwzględnieniem kierunku przesunięcia u kobiet i mężczyzn



**Ryc. 4.** Porównanie średnich wartości przesunięć kobiet napromienianych na okolicę miednicy przed poszczególnymi frakcjami radioterapii w osi X (a), Y (b) i Z (c) z uwzględnieniem kierunku przesunięcia dla poszczególnych osi (+/-) i odchylenia standardowego. Czerwone linie oznaczają wartości graniczne dopuszczalnych przesunięć ułożenia chorych przyjęte przez Białostockie Centrum Onkologii



**Ryc. 5.** Porównanie średnich wartości przesunięć mężczyzn napromienianych na okolicę miednicy przed poszczególnymi frakcjami radioterapii w osi X (a), Y (b) i Z (c) z uwzględnieniem kierunku przesunięcia dla poszczególnych osi (+/-) i odchylenia standardowego. Czerwone linie oznaczają wartości graniczne dopuszczalnych przesunięć ułożenia chorych przyjęte przez Białostockie Centrum Onkologii





rach, natomiast ten sam parametr oceniany u pacjentów stabilizowanych wyłącznie podkolannikiem był wyższy i wyniósł średnio 0,27cm (SD=0,23) (Ryc. 6).

## OMÓWIENIE WYNIKÓW

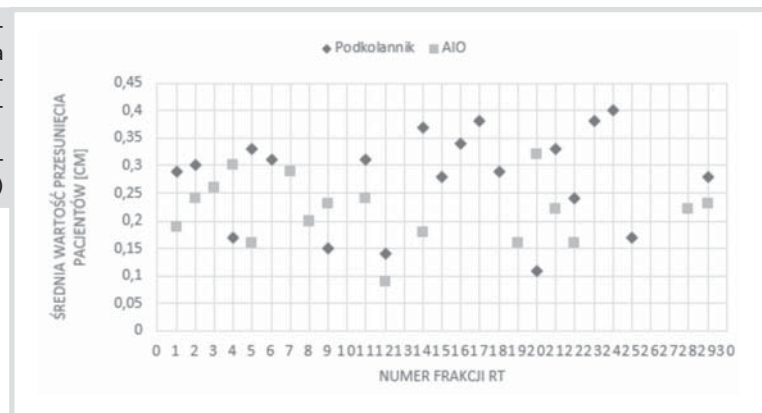
Uzyskane wyniki z weryfikacji XVI w grupie 37 pacjentów pozwoliły na analizę odtwarzalności ułożenia chorych na stole terapeutycznym przyspieszacza liniowego względem trzech prostopadłych do siebie osi X, Y, Z podczas określonych frakcji napromieniania. Pojawienie się błędów geometrycznych pozostaje w zależności od systemu unieruchomienia pacjenta i starannością jego ułożenia na stole aparatu terapeutycznego oraz dokładnością oznaczenia punktów lokalizacyjnych. Dodatkowo okolica miednicy, zarówno u kobiet jak i u mężczyzn, z uwagi na uwarunkowania anatomiczne, sprzyja pojawianiu się przypadkowych błędów w ułożeniach [35]. Znaczna ruchomość tkanki podskórnej, szczególnie u osób otyłych, utrata masy ciała podczas radioterapii czy też obecność gazów oraz ilość treści pokarmowej w jelitach, wypełnienie pęcherza moczowego i odbytnicy przyczyniają się do zmiennego położenia macicy u kobiet i prostaty u mężczyzn, co wielokrotnie było tematem dyskusji w literaturze [15, 16, 33, 37, 39]. Wymienione wyżej fizjologiczne przyczyny przesunięć trudno jest wyeliminować, ale dzięki nowoczesnym systemom unieruchamiającym oraz technikom weryfikacyjnym możliwe jest dokonanie korekty ułożenia chorych w czasie rzeczywistym [40].

Wykazano, iż średnie przesunięcia w ułożeniu badanych chorych we wszystkich trzech osiach nie zawsze mieściły się w granicy tolerancji przyjętej przez Zakład Radioterapii BCO (<0,5cm dla okolicy miednicy). Biorąc pod

uwagę całą badaną grupę odnotowano największe średnie przesunięcia odnotowano w osi X (kierunek prawo-lewo) i Y (kierunek góra-dół) w drugiej połowie realizacji radioterapii. W tym okresie mogą pojawić się objawy ostrej reakcji tj. np. biegunka, wymioty, utrata masy ciała czy zmiana objętości jamy brzusznej, co w konsekwencji może stać się potencjalną przyczyną dużych odchyłeń w pozycjonowaniu pacjenta.

Największe wartości odchyłeń standardowych spośród chorych napromienianych z powodów nowotworów umiejscowionych w miednicy odnotowano w grupie kobiet (Tab. 2), co wskazuje na potrzebę głębszej analizy odtwarzalności ułożenia tej grupy pacjentów. Największą wartość zmiany położenia pacjentki w osi X zanotowano przed 23 frakcją RT (wynosiła 1,36cm), SD = 0,93 (Ryc.4a). Zmiany w położeniu pacjentek niejednokrotnie przekraczały przyjęte przez BCO granice tolerancji, dlatego też ułożenie pacjentek napromienianych na okolicę miednicy wymagało częstszej weryfikacji XVI w celu ciągłego kontrolowania zmian w ich pozycji na stole terapeutycznym. Warto także przypomnieć, iż budowa anatomiczna kości krzyżowej kobiet jest inna niż u mężczyzn, przez co może powodować znacznie większe średnie przesunięcia w ułożeniu. Fakt ten wymaga dalszego udoskonalenia unieruchomienia, które poprawiłoby stabilność i precyzję ułożenia pacjentek napromienianych na okolicę miednicy. Podobne wyniki uzyskali Ahmad R. i wsp. [23], którzy za pomocą urządzenia pozycjonującego 6D uzyskali redukcję przesunięcia z 47% do 9% w kierunku przód-tył u chorych na raka szyjki macicy poddanych RT okolicy miednicy, uzyskując wartości błędu ułożenia wielkości porównywalnej do otrzymanych w naszym badaniu. Dostosowanie pozycji pacjentek można poprawić poprzez dwu-, trzy-

**Ryc. 6.** Średnie wartości przesunięcia pacjentów napromienianych na okolicę miednicy przed poszczególnymi frakcjami radioterapii w zależności od zastosowanego systemu stabilizującego: AIO lub klocek stabilizujący kolana (tzn. podkolannik)



krotne układnie podczas etapu planowania RT tak, aby mieć pewność, że zapoznały się z pozycjonowaniem, zrelaksowały i przyjęły komfortową pozycję bez napięcia mięśni i która będzie możliwa do odtworzenia przez cały czas planowania i leczenia RT [36]. Poprawę stabilizacji ułożenia pacjentek można uzyskać poprzez naukę relaksacji mięśni okolicy miednicy jeszcze przed rozpoczęciem planowania RT [27]. Rozluźnienie mięśni podczas seansu napromieniania zmniejsza mimowolne skurcze mięśni, a tym samym zwiększa uzyskanie bardziej stabilnej pozycji chorych napromienianych na okolicę miednicy

W sytuacji braku uzyskania stabilnej pozycji danej pacjentki na stole terapeutycznym należy dążyć do dostosowania wielkości indywidualnego marginesu tkanek zdrowych przy tworzeniu planowanego obszaru napromieniania (*Planning Target Volume*, PTV). Van de Bunt i wsp. [28] wykazali za pomocą obrazowania rezonansu magnetycznego ruchomość szyjki macicy przed i po leczeniu IMRT. Poprzez zwiększenie marginesu obszaru terapeutycznego można zmniejszyć ryzyko pojawienia się błędów geograficznego i niedopromienienia „targetu” w danej okolicy ciała.

W oparciu o cyfrowy obraz weryfikacyjny napromienianej objętości można zmniejszyć ryzyko wystąpienia błędów geograficznego dokonując automatycznej korekty ułożenia chorego, co prowadzi do wzrostu precyzji radioterapii. Szeroka dostępność metod IGRT tj. XVI pozwala na ich powszechne wykorzystanie do obrazowania w RT dla różnych lokalizacji, a szczególnie przy wyznaczonych wąskich marginesach targetu czy bliskości OAR. Klasycznym przykładem wykorzystania technologii CBCT w radioterapii jest np. obrazowanie położenia gruczołu krokowego pacjentów leczonych z powodu raka stercza [7,10,11,12,33,34].

Dzięki zastosowaniu systemów pozycjonowania pacjenta oraz metod sprawdzających i korygujących ułożenie chorego takich jak CBCT precyzja geometrii napromieniania w obecnych czasach jest wysoka.

U mężczyzn napromienianych na okolicę miednicy męskiej z powodu raka gruczołu krokowego, zaobserwowano dużo mniejsze wartości przesunięć względem osi X, Y, Z, w porównaniu do kobiet napromienianych na tę samą okolicę ciała. Pozycja pacjentów zmieniała się o średnie wartości przesunięcia dla osi X, Y, Z, uwzględniając kierunek przesunięcia, odpowiednio o 0,01cm, 0,08cm oraz - 0,21cm (odpowiednio odchylenie standardowe - SD = 0,26,

SD = 0,32, SD = 0,22) (Ryc.3). Uzyskane wyniki są porównywalne do opisywanych w literaturze [19,20,41]. Guckenberger i wsp. [17] podaje średnie wartości przesunięć chorych w osiach X, Y, Z odpowiednio 0,07cm, 0,11cm, 0,16cm. Obserwowano podobne wartości zmiany położenia chorego względem osi X i Y, gdzie podczas pierwszych frakcji radioterapii odnotowywane były większe przesunięcia pozycji pacjenta względem tych kierunków (Ryc.5a,5b). Zupełnie odwrotną sytuację odnotowano dla osi Z (kierunek góra-dół). W przypadku pomiaru w tej osi ułożenie chorego w pierwszych frakcjach radioterapii zmieniało się niewiele, natomiast w późniejszym etapie leczenia stwierdzono większe przesunięcie pozycji chorego średnio o -0,21cm (SD = 0,22) uwzględniając kierunek przesunięcia (Ryc.5c). Young Eun S. i wsp. [24] analizując przesunięcia na grupie 15 pacjentów z rakiem prostaty w warunkach napromieniania przy pustej bańce odbytnicy odnotowali, iż przesunięcia międzyfrakcyjne ze wszystkich dokonanych pomiarów w 90% przypadkach wynosiły ok. 5,85mm, a odchylenia w kierunkach przód-tył i góra-dół były znacznie większe niż w kierunku prawo-lewo.

Podstawą ograniczenia mobilności gruczołu krokowego jest właściwe przeszkolenie co do ułożenia dla mężczyzn [18]. Prócz tego aspekt fizjologiczny, jakim jest wypełnienie pęcherza moczowego i odbytnicy ma znaczący wpływ na międzyfrakcyjną ruchomość prostaty podczas leczenia IMRT [21,22,32].

W badaniach stwierdzono, że największe średnie przesunięcia chorych zaobserwowano w dwóch grupach wiekowych tj. 51-60 lat oraz >70 lat. Z kolei najmniejsze zmiany położenia chorych zauważono w najmłodszej badanej grupie wiekowej tj. <50 lat. W grupie pacjentów z przedziału wiekowego 61-70 lat zanotowano nieco mniejsze średnie przesunięcia chorych względem trzech badanych kierunków. U starszych pacjentów ze względu na występowanie chorób wieku podeszłego i ogólnego osłabienia utrzymanie stabilności pozycji ciała podczas kolejnych frakcji radioterapii może być znacznie trudniejsze. Problem ten jest stosunkowo rzadko poruszany w literaturze.

Zastosowany system stabilizacji także ma wpływ na odtwarzalność ułożenia pacjentów w poszczególnych frakcjach radioterapii. Unieruchomienie pacjentów z użyciem wyłącznie podkolannika zmieniało się średnio 0,27cm, SD = 0,34 względem osi X, Y, Z, natomiast ułożenie chorych pozycjonowanych na systemie stabilizującym AIO było lepsze - zmieniało się

średnio tylko o 0,22cm, SD = 0,06 względem osi X, Y, Z (Ryc.6.). W badaniach własnych zauważono pewne zmiany w kierunku ułożenia pacjenta w osi przód-tył. Podobnie Ikeda I. i wsp. [25] stosując unieruchomienie z użyciem maski termoplastycznej w grupie 25 chorych na raka prostaty poddanych IMRT zauważyli, iż większą tendencję do przesunięcia ciała (>10mm) w kierunku przód-tył, natomiast w kierunku prawo-lewo przemieszczenia były niewielkie. Warto także wspomnieć, iż na wielkość przesunięcia u chorych na raka prostaty ma sposób pozycjonowania pacjenta na plecach lub na brzuchu [26].

Zebrane wyniki analizy przesunięć w BCO przemawiają za istotnością analizy danych uzyskanych z kontroli ułożenia pacjentów przy wykorzystaniu CBCT, szczególnie gdy zostają przekroczone granice ustalonych norm. Ze względu na to, że radioterapia radykalna jest długim, wielotygodniowym leczeniem, ryzyko pojawienia się błędu geograficznego występuje w każdym momencie, skutkując przesunięciem w ułożeniu pacjenta. Dokonując systematycznej

weryfikacji ułożenia pacjenta kontrolujemy jego pozycję, a tym samym eliminujemy nieprawidłowości w leczeniu i zwiększamy szanse uzyskania pozytywnych wyników terapii.

## WNIOSKI

Systematyczna kontrola pozycjonowania pacjenta z wykorzystaniem CBCT jest wygodnym sposobem weryfikacyjnym podczas realizacji radioterapii. Pozwala na korektę wykrytych błędów ułożenia pacjentów w czasie rzeczywistym.

Zaobserwowane różnice w ułożeniach chorych napromienianych na okolice miednicy wskazują na potrzebę np. częstszego wykonywania XVI w trakcie realizacji RT – np. 1 raz w tygodniu lub też zwiększenie zakresu marginesu PTV w trakcie planowania RT [38].

Weryfikacja ułożenia pozycji terapeutycznej pacjenta jest niezbędnym elementem zapewnienia wysokiej jakości realizowanych świadczeń radioterapeutycznych zgodnie z zasadami *quality assurance* i *quality control* w RT.

1. Britton KR, Starkschall G, Tucker SL, i wsp. Assessment of gross tumor volume regression and motion changes during radiotherapy for non-small-cell lung cancer as measured by fourdimensional computed tomography. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2007;68(4):1036–46.
2. Hector CL, Evans PM, Webb S. The dosimetric consequences of inter-fractional patient movement on three classes of intensitymodulated delivery techniques in breast radiotherapy. *Radiother Oncol.* 2001;59:281–91.
3. Nijkamp J, Pos FJ, Nuver TT, i wsp. Adaptive radiotherapy for prostate cancer using kilovoltage cone-beam computed tomography: first clinical results. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2008;70:75–82.
4. Woodford C, Yartsev S, Dar AR, Bauman G, Van Dyk J. Adaptive radiotherapy planning on decreasing gross tumor volumes as seen on megavoltage computed tomography images. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2007; 69: 1316–22.
5. Guckenberger M., Meyer J., Wilbert J. i wsp. Precision of Image-Guided Radiotherapy (IGRT) in Six Degrees of Freedom and Limitations in Clinical Practice. *Strahlenther. Oncol.* 2007, 183, 307.
6. Oelfke U., Tucking T., Nil S. i wsp. Linac-integrated kV-cone beam CT: technical features and first applications. *Med. Dosim.* 2006, 31, 62.
7. Showalter T.N., Nawaz A.O., Xiao Y. i wsp. A cone beam CT-Based Study for Clinical Target Definition Using Pelvic Anatomy During Postprostatectomy Radiotherapy. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 2008, 70, 431.
8. Verellen D., De Ridder M., Storme G.: A (short) history of image-guided radiotherapy. *Radiother. Oncol.* 2008, 86, 4.
9. Langmack KA. Review article Portal imaging. *Br J Radiol* 2001, 74:789-804
10. Enmark M., Korreman S., Nystrom H. IGRT of prostate cancer; is the margin reduction gained from daily IG time-dependent? *Acta Oncol.* 2006, 45, 907.
11. Miszczyk L., Majewski W., Szczepanik K. i wsp. IGRT of prostate cancer patients based on CBCT and kV images. Comparison of two immobilization systems. *Strahlentherapie und Onkologie* 2007, 183, 72.
12. Miszczyk L., Majewski W., Szczepanik K. i wsp. IGRT of prostate cancer patients - comparison of CBCT and 2D/2D kV radiographic imaging. *Proceedings of 11th Varian European Users Meeting Malta* 2007, 14. 13-16.
13. Siewerdsen JH, Jaffray DA. Cone-beam computed tomography with a flat-panel imager: magnitude and effects of x-ray scatter. *Med Phys* 2001;28:220–31.
14. Walter C, Boda-Heggemann J, Wertz H i wsp. Phantom and in-vivo measurements of dose exposure by image-guided radiotherapy (IGRT): MV portal images vs. kV portal images vs. cone-beam CT. *Radiother Oncol* 2007; 85:418–23.
15. Schallenkamp JM, Herman MG, Kruse JJ, Pisansky TM Prostate position relative to pelvic bony anatomy based on intraprostatic gold markers and electronic portal imaging. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2005; 1; 63(3):800-11.
16. Buchali A, Koswig S, Dinges S, Rosenthal P, Salk J, Lackner G, Bohmer D, Schlenger L, Budach V. Impact of the filling status of the bladder and rectum on their integral dose distribution and the movement of the uterus in the treatment planning of gynaecological cancer. *Radiother Oncol* 1999;52:29-34.
17. Guckenberger M, Meyer J, Vordermark D. Magnitude and clinical relevance of translational and rotational patient setup errors: a cone-beam CT study. *J Radiat Oncol Biol Phys* 2006; 65: 934-5
18. Graf R, Boehmer D, Nadobny J, Budach V, Wust P. Appropriate patient instructions can reduce prostate motion. *Radiat Oncol.* 2012; 1;7:125.
19. Palombarini M i wsp. Analysis of inter-fraction setup errors and organ motion by daily kilovoltage cone beam computed tomography in intensity modulated radiotherapy



- of prostate cancer. *Radiat Oncol.* 2012; 7: 56. doi: 10.1186/1748-717X-7-56
20. Frank SJ i wsp. Quantification of prostate and seminal vesicle interfraction variation during IMRT. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2008 1;71(3):813-20. doi: 10.1016/j.ijrobp.2007.10.028.
  21. Pinkawa M, Siluschek J, Gagel B, Demirel C, Asadpour B, Holy R, Eble MJ. Influence of the initial rectal distension on posterior margins in primary and postoperative radiotherapy for prostate cancer. *Radiother Oncol.* 2006; 81:284-90.
  22. Guckenberger M, Pohl F, Baier K, Meyer J, Vordermark D, Flentje M Adverse effect of a distended rectum in intensity-modulated radiotherapy (IMRT) treatment planning of prostate cancer. *Radiother Oncol.* 2006; 79:59-64.
  23. Ahmad R i wsp. Residual setup errors caused by rotation and non-rigid motion in prone-treated cervical cancer patients after online CBCT image-guidance. *Radiother Oncol.* 2012 ;103:322-6. doi: 10.1016/j.radonc.2012.04.013.
  24. Young Euo S. i wsp. Interfraction Prostate Movement in Bone Alignment After Rectal Enema for Radiotherapy. *Korean J Urol.* 2014; 55: 23–28. 2014. doi: 10.4111/kju.2014.55.1.23
  25. Ikeda I. i wsp. Assessment of interfractional prostate motion in patients immobilized in the prone position using a thermoplastic shell. *J Radiat Res. Jan* 2014; 55(1): 168–174. doi: 10.1093/jrr/rrt089
  26. Wilder RB, Chittenden L, Mesa AV i wsp. A prospective study of intrafraction prostate motion in the prone vs. supine position. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2010; 77: 165-70.
  27. Bujko K. i wsp. The potential impact of the tension of the pelvic muscles on set-up errors in radiotherapy for pelvic malignancies. *Acta Oncol.* 2004;43:740-3.
  28. Van de Bunt L, Jürgenliemk-Schulz IM, de Kort GA, Rosink JM, Tersteeg RJ, van der Heide UA Motion and deformation of the target volumes during IMRT for cervical cancer: what margins do we need? *Radiother Oncol.* 2008; 88(2):233-40.
  29. Held M, Cremers F, Sneed PK i wsp. Assessment of image quality and dose calculation accuracy on kV CBCT, MV CBCT, and MV CT images for urgent palliative radiotherapy treatments. *J Appl Clin Med Phys* 2016;17: 279-290.
  30. Bell K, Heitfeld M, Licht N i wsp. Influence of daily imaging on plan quality and normal tissue toxicity for prostate cancer radiotherapy. *Radiat Oncol* 2017;12:7.
  31. Marchant TE, Joshi KD Comprehensive Monte Carlo study of patient doses from cone-beam CT imaging in radiotherapy. *J Radiol Prot* 2017;37:13-30.
  32. Oates R, Jones D, Foroudi F i wsp. Geographical miss of the prostate during image-guided radiotherapy with a 6-mm posterior expansion margin. *J Med Radiat Sci* 2016;8.
  33. Ariyaratne H, Chesham H, Pettingell J i wsp. Image-guided radiotherapy for prostate cancer with cone beam CT: dosimetric effects of imaging frequency and PTV margin. *Radiother Oncol* 2016; 121:103-108.
  34. Almatani T, Hugtenburg RP, Lewis RD i wsp. Automated algorithm for CBCT-based dose calculations of prostate radiotherapy with bilateral hip prostheses. *Br J Radiol* 2016; 89:1066.
  35. Luo H, Jin F, Yang D i wsp. Interfractional variation in bladder volume and its impact on cervical cancer radiotherapy: Clinical significance of portable bladder scanner. *Med Phys* 2016; 43:4412.
  36. Eminowicz G, Motlib J, Khan S i wsp. Pelvic Organ Motion during Radiotherapy for Cervical Cancer: Understanding Patterns and Recommended Patient Preparation. *Clin Oncol (R Coll Radiol)* 2016 ;28: 85-91.
  37. Held M, Cremers F, Sneed PK i wsp. Assessment of image quality and dose calculation accuracy on kV CBCT, MV CBCT, and MV CT images for urgent palliative radiotherapy treatments. *J Appl Clin Med Phys.* 2016; 8: 6040.
  38. Gill SK<sup>1</sup>, Reddy K, Campbell N i wsp. Determination of optimal PTV margin for patients receiving CBCT-guided prostate IMRT: comparative analysis based on CBCT dose calculation with four different margins. *J Appl Clin Med Phys.* 2015; 8:5691.
  39. Held M, Sneed PK, Fogh SE i wsp. Feasibility of MV CBCT-based treatment planning for urgent radiation therapy: dosimetric accuracy of MV CBCT-based dose calculations. *J Appl Clin Med Phys.* 2015;8:5625.
  40. Langmack KA<sup>1</sup>, Newton LA<sup>1</sup>, Jordan S i wsp. Cone beam CT dose reduction in prostate radiotherapy using Likert scale methods. *Br J Radiol.* 2016;89:20150460.
  41. Dzierma Y, Beyhs M, Palm J i wsp. Set-up errors and planning margins in planar and CBCT image-guided radiotherapy using three different imaging systems: A clinical study for prostate and head-and-neck cancer. *Phys Med* 2015 ;31:1055-1059.