



Propozycja strategii postępowania z planami leczenia dla akceleratorów liniowych o różnej konstrukcji kolimatora

Proposition treatment plan strategy for linear accelerators with different collimator construction

Magdalena Charmacińska¹, Agnieszka Skrobała^{1,2}, Sara Styś¹, Bartosz Pawatowski¹

¹ Zakład Fizyki Medycznej, Wielkopolskie Centrum Onkologii, ul. Garbary 15, 61-866 Poznań, tel. +48 67 222 51 36, e-mail: magdalena.charmacinska@wco.pl

² Zakład i Katedra Elektroradiologii, Uniwersytet Medyczny Poznań, ul. Garbary 15, 61-866 Poznań

Streszczenie

Abstract

Wprowadzenie

W codziennej pracy ośrodka radioterapeutycznego nieuniknione są przerwy w działaniu aparatów spowodowane awariami lub przeglądami akceleratorów medycznych. W celu zachowania ciągłości leczenia pacjenci napromieniowani są na innych dostępnych w ośrodku aparatach. Ze względu na to, że każdy z radioterapeutycznych planów leczenia dostosowany jest do aparatu, na którym plan ma być realizowany, koniecznym jest przygotowanie zastępczych planów leczenia na pozostałe aparaty.

Cel

Celem pracy było zaproponowanie strategii postępowania z radioterapeutycznym planem leczenia w technice VMAT (ang. *Volumetric Modulated Arc Therapy*), tzw. planem oryginalnym w przypadku niedostępności aparatu źródłowego na przykładzie pacjentów z nowotworem stercza.

Materiał i metoda

Do badań zostały włączone trzy akceleratory firmy Varian znajdujące się w jednym centrum onkologii: TrueBeam, Clinac 2300 CD-S oraz Unique, posiadające 120-listkowy kolimator wielolistkowy MLC Millenium. Do przeprowadzenia badania zebrano grupę 24 pacjentów z rakiem stercza. Porównano plany leczenia pod względem liczby jednostek monitorowych oraz dawek w objętości PTV i w narządach krytycznych. Plany zweryfikowano i przeanalizowano dozymetrycznie za pomocą metody gamma.

Wyniki

Różnice w liczbie jednostek monitorowych pomiędzy oryginalnymi i zastępczymi planami leczenia nie przekraczały akceptowalnej wartości 2%. Zaobserwowano brak różnic pomiędzy dawkami w objętości PTV. Różnica dawki w analizowanych narządach krytycznych nie przekraczała akceptowalnego progu 2%. Wszystkie plany leczenia uzyskały minimum 95% zgodności dla weryfikacji dozymetrycznych metodą współczynnika gamma.

Wnioski

Wykonane badanie potwierdza możliwość realizowania radioterapeutycznych planów leczenia wykonanych w technice VMAT zamiennie na trzech akceleratorach (TrueBeam, Clinac 2300 CD-S oraz Unique, Varian), posiadających 120-listkowy kolimator MLC Millenium, dla pacjentów z nowotworem stercza.

Słowa kluczowe: nowotwór stercza, VMAT, MLC Millenium 120 leaf, akcelerator liniowy

Introduction

In the routine clinical work in the radiotherapeutic center, there are interruptions of the medical accelerators caused by failures or maintenance. In order to maintain the continuity of treatment, patients are irradiated with other devices available at the center. Due to the fact that each of the radiotherapeutic treatment plans is adapted to the particular accelerator on which the plan is to be implemented, it is necessary to prepare alternative treatment plans for the other accelerators.

Aim

The aim of the study was to propose a strategy for dealing with a radiotherapeutic treatment plan in the VMAT technique (Volumetric Modulated Arc Therapy), the so-called original plan in case of unavailability of the source accelerators on the example of patients with prostate cancer.

Material and methods

The study included three Varian accelerators located in one oncology center: TrueBeam, Clinac 2300 CD-S and Unique, equipped with a 120-leaf MLC Millenium multi-leaf collimator. A group of 24 patients with prostate cancer was collected for the study. Treatment plans were compared in terms of the number of monitor units and doses for PTV volume and critical organs. The plans were verified and dosimetrically analyzed using the gamma method.

Results

The differences in the number of monitor units between the original and two backup treatment plans did not exceed the acceptable value of 2%. No dose difference was observed for PTV. The dose difference in the analyzed critical organs did not exceed the acceptable threshold of 2%. All treatment plans achieved a minimum of 95% agreement for dosimetric verification using the gamma method.

Conclusion

The results of this study confirm the possibility of implementing radiotherapeutic treatment plans made in the VMAT technique, alternately on three accelerators (TrueBeam, Clinac 2300 CD-S and Unique, Varian), with a 120-leaf MLC Millenium collimator, for patients with prostate cancer.

Key words: prostate cancer, VMAT, MLC Millenium 120 leaf, linear accelerator

otrzymano / received:

01.10.2020

poprawiono / corrected:

17.10.2020

zaakceptowano / accepted:

22.10.2020



Wprowadzenie

Radioterapia jest jedną z podstawowych metod leczenia nowotworów. W Polsce liczba zachorowań na nowotwory złośliwe wzrosła ponad dwukrotnie w ciągu ostatnich dwóch dekad i wynosiła w 2018 roku ponad 185 tys. zachorowań. Nowotwory gruczołu krokowego stanowią drugi co do częstości występowania typ nowotworu u mężczyzn. Według danych z 2018 roku stanowią 8,3% wszystkich zachorowań w Polsce [1]. Stale zwiększające się zapotrzebowanie na leczenie z wykorzystaniem wysokoenergetycznego promieniowania jonizującego oraz jednoczesny rozwój technologii prowadzi do posiadania przez ośrodki radioterapeutyczne aparatów terapeutycznych różnej generacji [2, 3]. Standardowa procedura postępowania w przygotowaniu radioterapeutycznego planu leczenia przewiduje, że dla każdego napromienianego pacjenta przygotowany jest jeden plan leczenia, tzw. plan oryginalny – dedykowany dla danej określonej konstrukcji aparatu źródłowego.

Akceleratory medyczne, będące wysoce zaawansowanymi urządzeniami, z różnych powodów mogą być wyłączone czasowo z eksploatacji klinicznej poprzez cykliczne przeglądy, a także awarie, które nawet przez kilka dni wstrzymują pracę kliniczną aparatu. W trakcie wielotygodniowej terapii pacjenta nieuniknionym staje się zatem leczenie pacjentów na aparatach zastępczych w celu zachowania ciągłości leczenia. Jednym z rozwiązań jest przygotowanie każdemu pacjentowi planu na co najmniej jeden aparat zastępczy, przy czym taki sposób postępowania jest procesem czasochłonnym, a także obciążonym ryzykiem potencjalnego błędu.

Cel

Celem pracy było zaproponowanie strategii postępowania z planem leczenia, tzw. planem oryginalnym w przypadku niedostępności aparatu źródłowego, na przykładzie pacjentów z nowotworem stercza. Postawiono pytanie, czy można plan oryginalny przygotowany na aparat źródłowy zrealizować na aparatach tego samego producenta, tak zwanych aparatach zastępczych, zbliżonych pod względem danych dozymetrycznych, ale różniących się między innymi konstrukcją kolimatora przy zachowaniu tej samej jakości leczenia.

układami formującymi wiązkę. Pierwszy z akceleratorów, TrueBeam, jest aparatem o najnowszej konstrukcji. W porównaniu z dwoma pozostałymi akceleratorami charakteryzuje się tym, że jest aparatem w pełni cyfrowym. Umożliwia to kontrolę położenia MLC co 10 ms w porównaniu ze 100 ms dla pozostałych aparatów. Pozwala to również na zwiększenie precyzji tworzenia pola promieniowania. Ponadto na nowo zaprojektowany został kolimator pierwotny, który umożliwił osiągnięcie kwadratowego pola 40 cm x 40 cm, co w przypadku dwóch pozostałych akceleratorów jest niemożliwe. Drugi z aparatów, Clinac 2300 CD-S, jest akceleratorem o klasycznej budowie zaprojektowanym około 20 lat temu. Charakteryzuje się tym, że jest aparatem, którego projekt ewoluował przez wiele lat i do aparatu dokładane były kolejno różne elementy, takie jak nowe MLC, obrazowanie kilowoltowe CBCT (ang. *cone beam computer tomography*) czy system bramkowania. Ostatni z aparatów Unique jest aparatem monoenergetycznym o zdecydowanie krótszej sekcji przyspieszającej, zamontowanej pionowo. Charakteryzuje się zatem inną konstrukcją głowicy, brakiem m.in. magnesów zakrzywiających, a mniejsza liczba oston wpływa na wielkość promieniowania rozproszonego. Inna konstrukcja poszczególnych aparatów wpływa na kształt wiązki, PDG (procentowe dawki głębokościowe) oraz wartości OF (ang. *output factor*, czyli zależności mocy dawki od wielkości pola). Wszystkie te różnice w charakterystyce wiązki bezpośrednio wpływają na obliczenia rozkładów dawek [8, 9]. Mimo różnic konstrukcyjnych dane dozymetryczne akceleratorów zostały zbliżone na etapie wdrażania ich do pracy klinicznej. Proces dopasowywania wiązek (*beam matching*) zrealizowany został poprzez wykonywanie pomiarów dozymetrycznych w identycznych konfiguracjach układu pomiarowego oraz przy użyciu tych samych detektorów promieniowania jonizującego [4-6]. Zmierzone zostały wartości, takie jak referencyjny współczynnik jakości wiązki Q_r , symetria oraz płaskość wiązki. Uzyskane wyniki przedstawione zostały w tabeli 1.

Tabela 1. Porównanie parametrów dozymetrycznych zmierzonych w fantomie wodnym dla trzech analizowanych akceleratorów (TrueBeam, Clinac 2300 CD-S, Unique) dla wiązki fotonowej o efektywnym potencjale przyspieszającym 6 MV

| | Referencyjny współczynnik jakości wiązki Q_r | Symetria wiązki (%) | | Płaskość wiązki (%) | |
|------------------|--|---------------------|---------|---------------------|---------|
| | | Crossplane | Inplane | Crossplane | Inplane |
| 6 MV | | | | | |
| TrueBeam | 0,6666 | 0,44 | 0,55 | 1,30 | 1,33 |
| Clinac 2300 CD-S | 0,6675 | 0,58 | 0,32 | 1,66 | 1,60 |
| Unique | 0,6674 | 0,64 | 0,54 | 1,56 | 1,46 |

Źródło własne autora

Materiał i metoda

Do badań zostały włączone trzy akceleratory firmy Varian znajdujące się w jednym centrum onkologii: TrueBeam, Clinac 2300 CD-S oraz Unique, posiadające 120-listkowy kolimator wielolistkowy MLC Millennium [7]. Każdy z aparatów pomimo podobnej konstrukcji oraz identycznych kolimatorów MLC różni się

Do przeprowadzenia badania zebrano grupę 24 pacjentów z nowotworem stercza. W grupie tej wyszczególniono 3 podgrupy pacjentów, po 8 pacjentów w każdej podgrupie. Podgrupy różniły się aparatem źródłowym, na który został przygotowany plan oryginalny. Pierwsza podgrupa pacjentów posiadała oryginalny plan leczenia przygotowany na aparat TrueBeam, druga podgrupa na aparat Clinac 2300 CD-S oraz trzecia podgrupa na

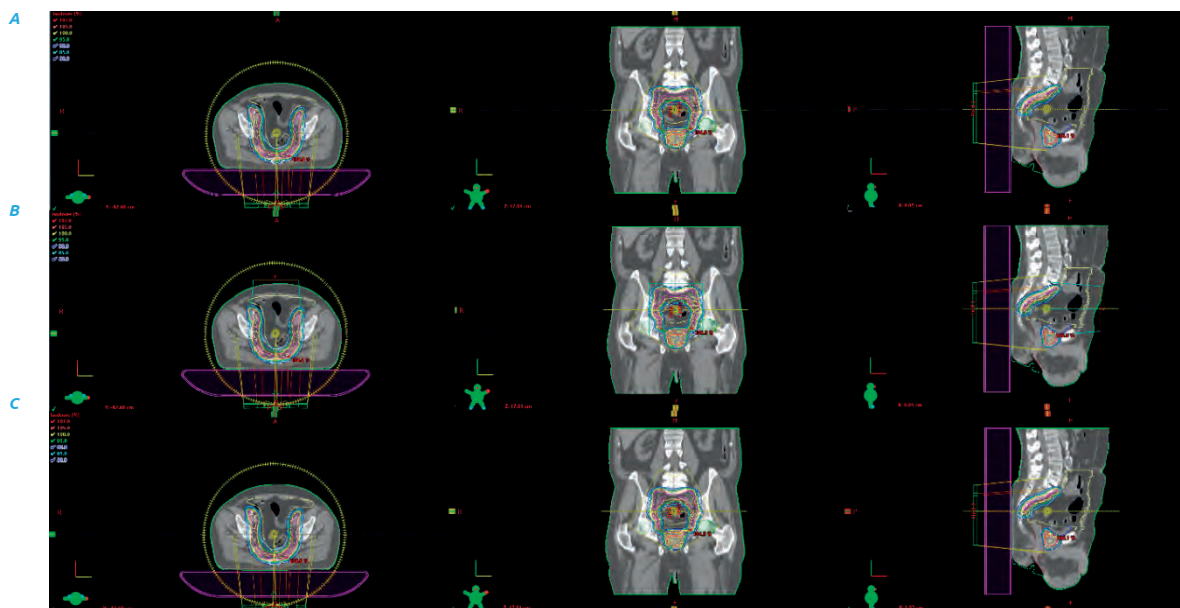


aparatu Unique. Wszystkie analizowane plany leczenia spełniały następujące kryteria: planowana objętość napromieniania PTV (ang. *Planning Target Volume*) zawierała prostatę, pęcherzyki nasienne i węzły chłonne, plany leczenia były wykonane w technice dynamicznej VMAT (ang. *Volumetric Modulated Arc Therapy*) dla energii 6 MeV, posiadały tę samą liczbę i parametry łuków, dawka frakcyjna wynosiła 2 Gy, a dawka zadana 46 Gy. U wszystkich pacjentów okonturowano te same narządy krytyczne: pęcherz, odbytnica, jelita, prawa i lewa głowa kości udowej [10, 11]. Wszystkie plany opracowano w Systemie Planowania Leczenia (ang. *Treatment Planning System*) Eclipse ver. 13.6 (Varian), używając algorytmu AAA (ang. *Analytical Anisotropic Algorithm*) [12]. W pracy wykorzystano oryginalne plany leczenia, z których pacjenci byli leczeni klinicznie. Były to plany leczenia dla trzech analizowanych aparatów.

Strategia postępowania z planami leczenia dla aparatów o różnej konstrukcji głowicy w przypadku niedostępności aparatu źródłowego obejmowała następujące kroki. Na podstawie oryginalnych planów leczenia dla poszczególnych analizowanych trzech podgrup przygotowano plany leczenia na pozostałe dwa zastępcze aparaty. Powyższa procedura polegała na zmianie w kopii planu oryginalnego aparatu na jeden z dwóch pozostałych analizowanych aparatów. I tak dla oryginalnego planu leczenia dla aparatu Clinac 2300 CD/S przygotowano dwa kolejne plany zastępcze na aparat Unique i TrueBeam. Przykładową wizualizację rozkładu dawki na przekroju poprzecznym, czołowym i strzałkowym pokazano na rycinie 1. Następnym krokiem było obliczenie ruchu listków kolimatora wielolistkowego i rozkładów dawek dla zastępczych planów leczenia. Plany normalizowano tak, aby średnia wartość dawki w objętości PTV była taka sama jak w planie oryginalnym.

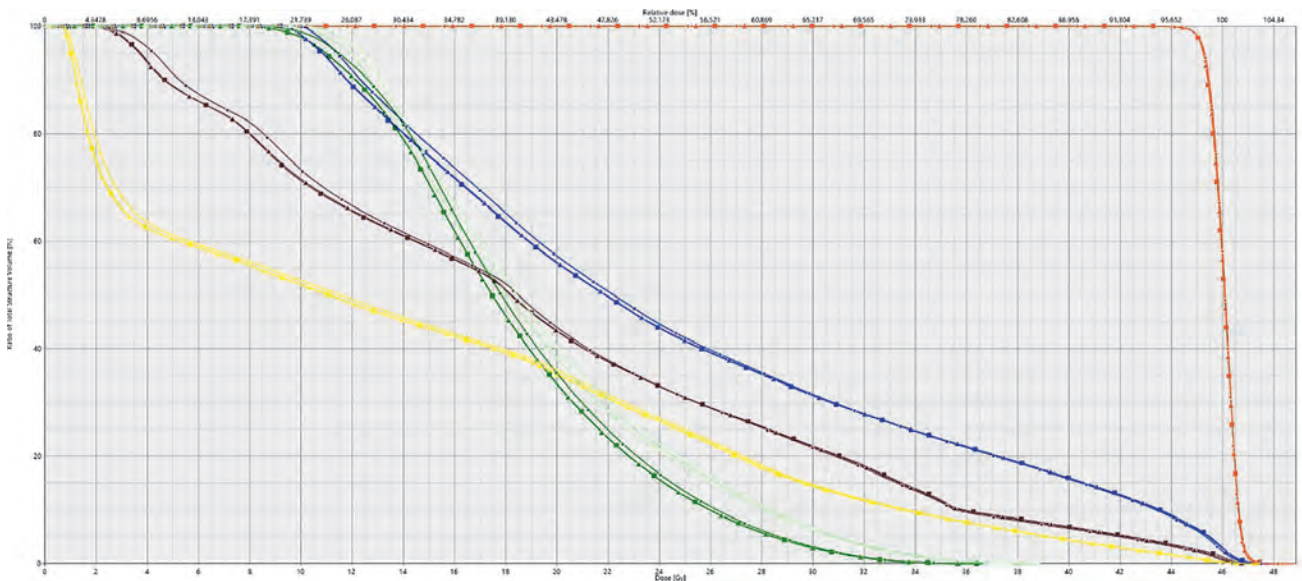
Następnie plany zastępcze były porównywane z planem oryginalnym pod kątem liczby jednostek monitorowych, wartości dawek w 98% i 2% objętości PTV oraz dla kilku wybranych wartości dawek w narządach krytycznych, tj. dawki zdeponowane w co najmniej 50% objętości pęcherza, 50% objętości odbytnicy, 5% objętości głowy kości udowej prawej oraz lewej. Do porównania planów leczenia wykorzystywano histogram dawka – objętość DVH (ang. *Dose Volume Histogram*), przykładowy histogram porównawczy dla trzech planów leczenia dla przykładowego pacjenta przedstawiono na rysunku 2.

Jednym z podstawowych warunków skuteczności radioterapii nowotworów jest zapewnienie zgodności dawki zaplanowanej i podanej pacjentowi. Cechą, która wyróżnia techniki dynamiczne, jest zmieniający się w jednostce czasu kształt wiązki promieniowania poprzez zastosowanie ruchomego kolimatora MLC, przez co zastosowanie standardowej dozymetrii *in vivo* nie daje pożądanych rezultatów, a uzyskane wyniki obciążone są dużym błędem. W ten sposób techniki dynamiczne wymogły zapotrzebowanie na co najmniej dwuwymiarowe pomiary rozkładów dawek. Początkowo opisane zostały metody mające na celu ułatwienie porównań ilościowych – metoda DD (ang. *dose different*, różnica dawki) oraz metoda DTA (ang. *distance-to-agreement*, różnica odległości do uzyskania zgodności). Pierwsza z metod, DD, polega na obliczeniu różnicy dawki, punkt po punkcie, w celu porównania rozkładu dawki i rozkładu odniesienia pod kątem dawki. Elementem ograniczającym tę metodę jest brak możliwości stosowania jej w rejonach o dużym gradientzie dawki. Dzięki ograniczeniom wynikającym z tej metody została opracowana metoda DTA, mająca na celu umożliwienie oceny rozkładu dawek niezależnie dla każdego z punktów odniesienia. Jako DTA określa się odległość pomiędzy punktem



Rys. 1 Przykładowa wizualizacja rozkładu dawki dla pacjenta z nowotworem stercza na przekroju poprzecznym, czołowym i strzałkowym, A) oryginalny plan leczenia dla aparatu Clinac 2300 CD/S, B) pierwszy plan zastępczy dla aparatu Unique, C) drugi plan zastępczy dla aparatu TrueBeam

Źródło własne autora

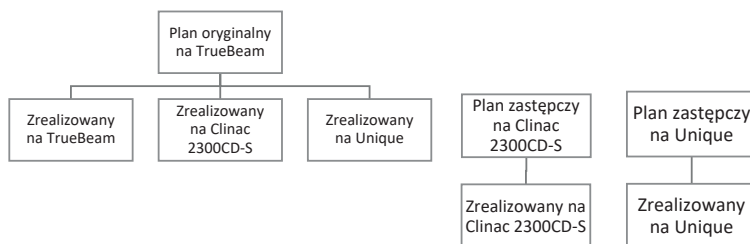


Rys. 2 Przykładowy histogram dawka – objętość dla pacjenta z nowotworem stercza dla następujących struktur: PTV – kolor czerwony, pęcherz – kolor niebieski, odbytnica – kolor brązowy, jelita – kolor żółty, prawa i lewa główka kości udowej – kolory zielone; ▲ – oryginalny plan leczenia dla aparatu Clinac 2300 CD/S, ● – pierwszy plan zastępczy dla aparatu Unique, ■ – drugi plan zastępczy dla aparatu TrueBeam

Źródło własne autora

w rozkładzie odniesienia i najbliższym punktem w obliczanym rozkładzie, który ma tę samą dawkę. Pomimo że cel, którym był brak nadwrażliwości w obszarach wysokiego gradientu dawki, został osiągnięty, to biorąc pod uwagę, że rejony te zwykle są znacznie mniejsze niż obszary niższego gradientu dawki, to duża część rozkładu DTA wskazuje na obszary powyżej klinicznie akceptowanego kryterium. Ograniczeniem wpływającym na stosowanie tej metody jest trudność w wizualnej interpretacji [13-15]. W pracy do oceny dozymetrycznej wszystkich planów leczenia zarówno planów oryginalnych, jak i planów zastępczych wykorzystano metodę gamma.

Dla wszystkich planów leczenia utworzono weryfikacyjne plany dozymetryczne, a do ich realizacji wykorzystano kasetę portalową EPID (ang. *Electronic Portal Imaging Devices*). Dla każdego pacjenta zrealizowano 5 planów weryfikacji dozymetrycznej odpowiednio dla trzech aparatów według następującej strategii: plan oryginalny na aparacie źródłowym, plan oryginalny na dwóch aparatach zastępczych oraz dwa plany zastępcze na odpowiednio dwóch aparatach zastępczych. Schemat realizacji weryfikacji dozymetrycznych na przykładzie podgrupy pacjentów posiadających plan oryginalny na aparacie TrueBeam



Rys. 3 Schemat realizacji weryfikacji dozymetrycznych na przykładzie podgrupy pacjentów posiadających plan oryginalny na aparacie TrueBeam a plany zastępcze na aparacie Clinac 2300 CD-S i Unique

Źródło własne autora

przedstawiono na rycinie 3. Weryfikacje dozymetryczne dla pozostałych pogręb pacjentów z planem oryginalnym na aparacie Clinac 2300CD-S i Unique przeprowadzono analogicznie do prezentowanego schematu.

Plany dozymetryczne przeanalizowano przy użyciu współczynnika gamma (γ) pod względem różnicy w dawce $DD = 3\%$ oraz przesunięcia $DTA = 3$ mm. Współczynnik gamma, opisany przez Daniela A. Lowa, służy do analizy różnic między dawką zmierzoną a zaplanowaną w danym punkcie, a także do oceny różnic geometrycznych, czyli pochłonięciu dawki w innym miejscu. Zatem wskaźnik niesie informacje o zgodności dwóch rozkładów pod względem dawki oraz przesunięcia [13-15]. Określić go można wzorem:

$$\gamma = \sqrt{\left(\frac{\Delta D^2}{\Delta D_{\max}^2} + \frac{\Delta d^2}{\Delta d_{\max}^2} \right)}$$

gdzie:

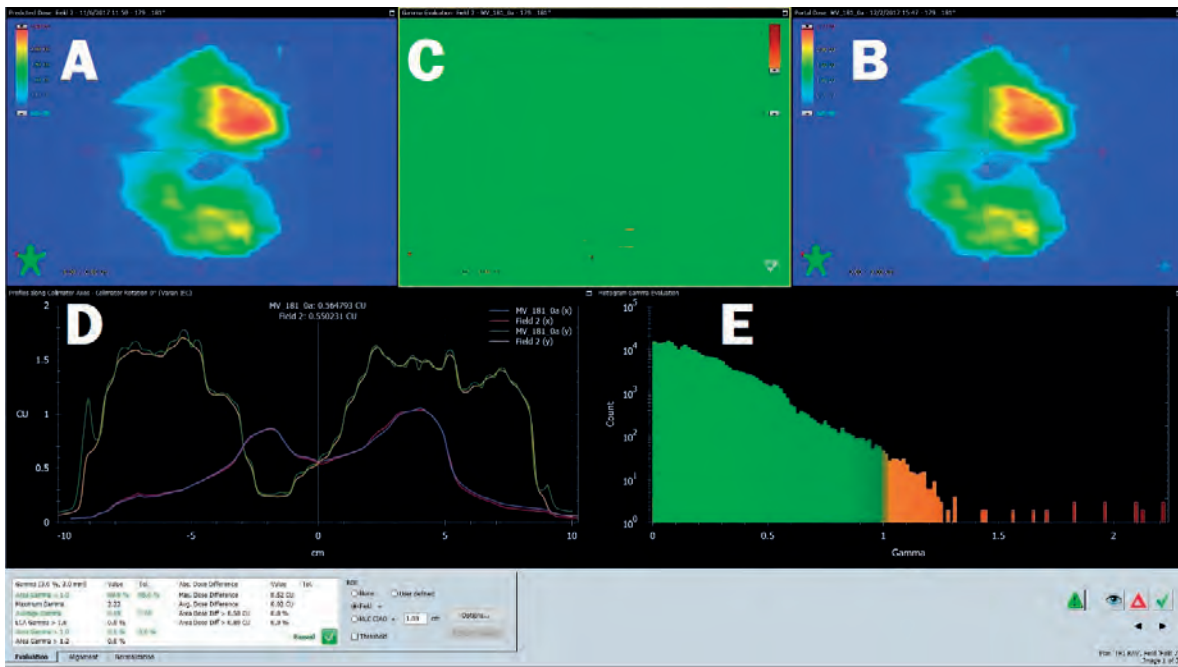
ΔD_{\max} – DD – akceptowalna różnica między dawką zadaną a zmierzoną;

Δd_{\max} – DTA – akceptowana odległość między punktami o tej samej wartości dawki;

ΔD – różnica pomiędzy dwoma wartościami dawek w każdym punkcie;

Δd – różnica w odległości punktów mających tę samą wartość dawki [9-11].

W kolejnym etapie dla każdego punktu pomiarowego wyznaczana była wartość współczynnika gamma. Jeżeli gamma miała wartość $\gamma \leq 1$, to można było stwierdzić zgodność pomiędzy porównywanymi punktami rozkładu dawki dla planu zaplanowanego i zmierzonego. Oznacza to, że różnica pomiędzy dawką zaplanowaną a zmierzoną oraz odległość między punktami tej



Rys. 4 Przykładowa wizualizacja okna z modułu TPS Eclipse służąca do oceny weryfikacji dozymetrycznej planu źródłowego na aparacie Clinac 2300 CD-S dla 1 łuku. A – mapa fluencji zaplanowana, B – mapa fluencji zmierzona, C – mapa fluencji zaplanowana i zmierzona – nałożone na siebie (Mapa punktów spełniających warunek $\gamma_1 \leq 1$ – kolor zielony, punkty niespełniające wymaganych warunków – kolor czerwony ($\gamma_1 > 1$) i niebieski ($\gamma_1 < 1$)), D – profil poprzeczny intensywności promieniowania w kierunku X oraz Y, E – histogram źródło własne autora

samej dawki w punkcie pomiarowym jest mniejsza od różnicy akceptowalnej wyznaczonej przez kryteria [13].

Poszczególnym punktom przypisywane są kolory w zależności od wyznaczonych wartości współczynnika gamma, w wyniku czego otrzymujemy mapę współczynników gamma, która wskazuje obszary spełniające oraz niespełniające zadane kryteria zgodności dwóch rozkładów (Rys. 4).

Według międzynarodowych raportów rekomenduje się akceptowanie 3% różnicy w dawce oraz 3 mm odległości pomiędzy punktami tej samej dawki. Plan jest możliwy do zaakceptowania wtedy, kiedy 95% punktów pomiarowych spełnia wartość współczynnika gamma $\gamma_1 \leq 1$ [16].

Na podstawie przyjętych procedur akceptowalna różnica pomiędzy poszczególnymi analizowanymi w pracy planami

leczenia, pod względem liczby jednostek monitorowych oraz wartości dawek w objętości PTV i w narządach krytycznych to 2%. Pod względem dozymetrycznym plan był akceptowalny klinicznie wtedy, kiedy 95% punktów mapy ma wartość $\gamma_1 \leq 1$ [16].

Wyniki

Wyniki przeanalizowanych w pracy planów leczenia pod względem różnicy liczby jednostek monitorowych oraz wartości dawek w objętości PTV i w narządach krytycznych przedstawiono w tabelach 2-3. Tabela 2 przedstawia uśrednione wyniki różnic (wartości średniej Avg Diff, minimalnej Min Diff, maksymalnej Max Diff i odchylenie standardowe SD w [%]) dla wszystkich analizowanych planów leczenia pomiędzy liczbą jednostek monitorowych (MU) oraz dawek dla objętości PTV i analizowanych narządów krytycznych (pęcherz, odbytnica, głowa kości udowej lewej (GK L) i prawej (GK P)) pomiędzy aparatem źródłowym a aparatami zastępczymi

Tabela 2 Uśrednione różnice (wartości średniej Avg Diff, minimalnej Min Diff, maksymalnej Max Diff i odchylenie standardowe SD w [%]) dla wszystkich analizowanych planów leczenia pomiędzy liczbą jednostek monitorowych (MU) oraz dawek dla objętości PTV i analizowanych narządów krytycznych (pęcherz, odbytnica, głowa kości udowej lewej (GK L) i prawej (GK P)) pomiędzy aparatem źródłowym a aparatami zastępczymi

| | | PTV | | Pęcherz | Odbytnica | GKL | GKP | MU |
|------------------------------------|------------------------|-------|-------|---------|-----------|-------|-------|-------|
| | | D98% | D2% | D50% | D50% | D5% | D5% | |
| TrueBeam vs Clinac i Unique | Średnia różnica (%) | 0,00% | 0,00% | 0,29% | 0,62% | 0,39% | 0,16% | 0,76% |
| | Minimalna różnica (%) | 0,00% | 0,00% | 0,00% | 0,00% | 0,00% | 0,00% | 0,00% |
| | Maksymalna różnica (%) | 0,00% | 0,00% | 1,82% | 1,86% | 1,45% | 1,45% | 1,64% |
| | Odchylenie standardowe | 0,00% | 0,00% | 0,75% | 0,61% | 0,44% | 0,33% | 0,32% |
| Clinac vs TrueBeam i Unique | Średnia różnica (%) | 0,00% | 0,00% | 0,16% | 0,66% | 0,19% | 0,04% | 0,58% |
| | Minimalna różnica (%) | 0,00% | 0,00% | 0,00% | 0,00% | 0,00% | 0,00% | 0,29% |
| | Maksymalna różnica (%) | 0,00% | 0,00% | 1,25% | 1,74% | 1,05% | 0,31% | 0,87% |
| | Odchylenie standardowe | 0,00% | 0,00% | 0,71% | 0,39% | 0,39% | 1,10% | 0,15% |
| Unique vs Clinac i TrueBeam | Średnia różnica (%) | 0,00% | 0,00% | 0,17% | 0,11% | 0,10% | 0,12% | 0,96% |
| | Minimalna różnica (%) | 0,00% | 0,00% | 0,00% | 0,00% | 0,00% | 0,00% | 0,37% |
| | Maksymalna różnica (%) | 0,00% | 0,00% | 1,33% | 1,38% | 0,64% | 0,69% | 1,47% |
| | Odchylenie standardowe | 0,00% | 0,00% | 0,32% | 0,20% | 0,20% | 0,18% | 0,15% |

Źródło własne autora



monitorowych oraz dawek dla objętości PTV i analizowanych narządów krytycznych. We wszystkich planach różnice znajdowały się w akceptowalnym przedziale – do 2% [16]. Wykazano brak różnic w dawkach w objętości PTV pomiędzy planem oryginalnym a zastępczym dla wszystkich aparatów (TrueBeam, Clinac 2300 CD-S, Unique).

W tabeli 3 przedstawiono uśrednione wyniki zgodności dozymetrycznej planów, czyli procent punktów o wartości $\gamma_1 \leq 1$. Dla badanej grupy pacjentów średnia wartość kształtowała się w zakresie od 97,04% do 99,89%. Wszystkie plany, zarówno oryginalne zrealizowane na aparatach źródłowych, plany zastępcze zrealizowane na aparatach zastępczych, jak i plany oryginalne zrealizowane na aparatach zastępczych uzyskały zgodność rozkładów zaplanowanych i zmierzonych wyższą niż 95%.

Wyniki uzyskane w obu badaniach pokazują, że różnice pomiędzy analizowanymi planami znajdują się w przedziale akceptacji i nie wpływają na jakość planów leczenia.

Tabela 3 Uśrednione wyniki zgodności dozymetrycznej planów dla całej grupy pacjentów dla planów źródłowych realizowanych na aparatach źródłowych i zastępczych oraz planów zastępczych realizowanych na aparatach zastępczych

| | Zrealizowany na TrueBeam | Zrealizowany na Clinac | Zrealizowany na Unique |
|-------------------------|--------------------------|------------------------|------------------------|
| Plan źródłowy TrueBeam | 99,49% | 97,04% | 98,44% |
| Plan zastępczy Clinac | - | 99,14% | - |
| Plan zastępczy Unique | - | - | 98,32% |
| Plan źródłowy Clinac | 99,89% | 99,41% | 99,66% |
| Plan zastępczy TrueBeam | 99,71% | - | - |
| Plan zastępczy Unique | - | - | 98,67% |
| Plan źródłowy Unique | 99,77% | 97,79% | 98,81% |
| Plan zastępczy TrueBeam | 99,75% | - | - |
| Plan zastępczy Clinac | - | 99,44% | - |

Źródło własne autora

Dyskusja

Poprzez ciągły rozwój technologii i postęp w zakresie dostępnych na rynku akceleratorów medycznych, zwykle w ośrodkach radioterapii zainstalowanych jest kilka typów aparatów tego samego producenta, mogących różnić się między innymi elementami konstrukcyjnymi. Ponadto czas eksploatacji akceleratorów medycznych zdefiniowany przez producenta wynosi średnio 10 lat, a liczba pacjentów wymagających leczenia radioterapeutycznego wciąż rośnie, przez co ośrodek, rozwijając się i kupując coraz nowszą aparaturę, zmaga się z konsekwencjami różnic konstrukcyjnych aparatów [4, 5].

Obserwując codzienną pracę ośrodka radioterapeutycznego, można zauważyć przestoje w pracy aparatów wynikające z awarii aparatury, a także przerwy technologiczne będące wynikiem stałej utrzymywanej kontroli jakości poprzez wykonywanie cyklicznych przeglądów zgodnie z Rozporządzeniem Ministra Zdrowia z dnia 18.02.2011 roku (w sprawie bezpiecznego stosowania promieniowania jonizującego dla wszystkich rodzajów ekspozycji medycznej) [17]. Powyższe sytuacje zmuszają do konieczności zmiany pacjentowi aparatu, na którym się napromienia, na jedną lub kilka frakcji, tak aby zachować ciągłość leczenia.

Konieczne jest wtedy przygotowanie zastępczego planu leczenia dla danego pacjenta na inny aparat, ponieważ każdy z radioterapeutycznych planów leczenia dostosowany jest do aparatu, na którym ma być realizowany. Takie sytuacje prowadzą do wydłużenia czasu oczekiwania nowych pacjentów na rozpoczęcie terapii z wykorzystaniem promieniowania jonizującego.

Analizując wyniki badań zebranych przez grupę HERO (*Health Economics in Radiation Oncology*) przedstawione w artykule „Radiotherapy staffing in the European countries: Final results from the ESTRO-HERO survey”, można zauważyć znaczną różnicę pomiędzy wytycznymi opublikowanymi przez grupę HERO a faktycznym obciążeniem pracą fizyków medycznych pracujących w ośrodkach radioterapeutycznych w Polsce [2]. Faktyczna liczba planów leczenia przypadających na jednego fizyka medycznego dwukrotnie przewyższa wartość proponowaną przez grupę HERO. Odnosząc się do części artykułu na temat wytycznych obciążenia urządzeń wykorzystywanych do teleradioterapii w Polsce, faktyczna liczba kursów radioterapeutycznych przypadająca na aparat praktycznie pokrywa się z zaleceniami grupy HERO [2].

Opierając się na przedstawionych danych, można wysnuć wniosek, że przy bardzo dużym obciążeniu aparatów radioterapeutycznych w ośrodkach, przerwy w ich działaniu są istotnym problemem. W takich sytuacjach zwiększa się liczba planów leczenia do przygotowania przez fizyków medycznych, która i tak znacznie przewyższa optymalną ilość proponowaną przez grupę HERO [2].

Podjęto się powyższego badania ze względu na możliwość zaproponowania narzędzia wspomagającego dla fizyków medycznych w sytuacjach, kiedy dostępne są podobne akceleratory medyczne, różniące się konstrukcją kolimatora. Brak konieczności tworzenia zastępczych planów leczenia w analizowanych przypadkach mogłoby zmniejszyć obciążenie pracą fizyków medycznych, a także usprawnić pracę na aparatach radioterapeutycznych.

Porównano radioterapeutyczne plany leczenia wykonane w technice VMAT dla akceleratorów medycznych o różnej konstrukcji kolimatora (TrueBeam, Clinac 2300 CD-S, Unique) [4, 5]. Porównano plany oryginalne dla każdego z aparatów z planami zastępczymi pod względem liczby jednostek monitorowych, dawki w objętości PTV i narządach krytycznych. Za pomocą współczynnika gamma przeanalizowano, jak plany oryginalne realizowane były na aparatach zastępczych. Zrealizowano także plany przeliczone na aparatach zastępczych. Odnosząc się do wyników uzyskanych w porównaniu wartości analizowanych dawek dla 98% i 2% objętości PTV (PTV obejmował objętość prostaty) oraz w narządach krytycznych pomiędzy dwoma zbliżonymi akceleratorami VitalBeam (Varian) przedstawionymi w artykule „Possibility of Interchanging Patients for Beam-Matched Linear Accelerators from the Same Vendor” maksymalna różnica w dawkach wynosiła 1,06% [6]. Weryfikacje dozymetryczne oceniane były w kryteriach 2% i 2 mm oraz 2% i 3 mm. Dla pacjentów z rakiem prostaty wyniki weryfikacji kształtowały się pomiędzy 95,61% a 97,84%.




Do badań zostali włączeni pacjenci z drugiej pod względem zachorowań [1] grupy nowotworów leczonych radioterapią – raka prostaty, który według badań realizowanych w 2015 roku przez Krajowy Rejestr Nowotworów stanowił 17,4% wszystkich nowotworów w Polsce [3].

Dla analizowanej grupy pacjentów z objętością napromienianą obejmującą węzły chłonne, pęcherzyki nasienne i prostatę wszystkie różnice w ilości dostarczonych jednostek monitorowych oraz dawki w analizowanych narządach krytycznych znajdują się w akceptowalnym przedziale, do 2% różnicy [16]. Wykazano brak różnic w dawce w objętości PTV pomiędzy planem oryginalnym a zastępczym dla wszystkich aparatów. Jak wynika z przeprowadzonych badań dla omawianej grupy pacjentów, średnia wartość obszaru, gdzie wartość $\gamma < 1$, kształtuje się w zakresie od 97,04% do 99,89% [16].

Wyniki uzyskane w badaniach ukazują, że różnice pomiędzy analizowanymi planami znajdują się w przedziale akceptacji i nie wpływają na jakość planów leczenia. Można zatem stwierdzić, iż dla analizowanej grupy pacjentów i aparatów niekonieczne jest generowanie zastępczych planów leczenia. Aby móc zrezygnować z przygotowywania planów zastępczych dla wybranych grup, należy poszerzyć badanie o inne lokalizacje objętości PTV oraz inne dostępne akceleratory medyczne. Obszar miednicy charakteryzuje się dużą jednorodnością tkanek oraz stosunkowo niewielką ilością narządów krytycznych. W przypadku objętości PTV zlokalizowanych w obrębie płuc mamy do czynienia ze znacznymi różnicami gęstości radiologicznej poszczególnych narządów, a w przypadku narządów głowy i szyi dużą ilość narządów krytycznych znajdujących się w bliskim sąsiedztwie, co może wpłynąć na różnice w uzyskanych rozkładach dawek.

Wnioski

Wykonane badania potwierdzają możliwość realizowania radioterapeutycznych planów leczenia wykonanych w technice VMAT zamiennie na trzech akceleratorach medycznych o różnej konstrukcji kolimatora (TrueBeam, Clinac 2300 CD-S oraz Unique firmy Varian) dla pacjentów z nowotworem stercza, gdzie objętość PTV obejmował prostatę, pęcherzyki nasienne i węzły chłonne.

W pracy zaproponowano strategię postępowania z planami leczenia dla akceleratorów liniowych o różnej konstrukcji kolimatora. Wykazano, że różnice w liczbie jednostek monitorowych pomiędzy planem oryginalnym a dwoma planami zastępczymi dla każdej z grup pacjentów nie przekraczały 2%, kształtowały się w zakresie od 0 do 1,64%. Wykazano, że dawki w objętości PTV i analizowanych narządach krytycznych nie przekraczały akceptowalnej granicy stanowiącej 2% różnicy, a maksymalna różnica wynosiła 1,86%. Wykazano, że wszystkie plany leczenia spełniają wymagania weryfikacji dozymetrycznych metodą współczynnika gamma, a uzyskane wyniki znajdowały się w przedziale 97,04-99,89% zgodności rozkładów. 

1. Population Fact Sheets – Poland, URL: <https://gco.iarc.fr/today/data/factsheets/populations/616-poland-fact-sheets.pdf>, dostęp 28.07.2020 r.
2. P. Dunscombe, C. Grau, N. Defourny et al.: *Guidelines for equipment and staffing of radiotherapy facilities in the European countries: Final results of the ESTRO-HERO survey*, *Radiother Oncol.*, 112, 2014, 165-177.
3. J. Didkowska, U. Wojciechowska, P. Olasek: *Nowotwory złośliwe w Polsce w 2015 roku*, Krajowy Rejestr Nowotworów, Centrum Onkologii – Instytut im. Marii Skłodowskiej-Curie w Warszawie, Ministerstwo Zdrowia, Warszawa 2017.
4. S.A.M. Lloyd, S. Zavgorodni, I. Gagne: *Comparison of measured Varian Clinac 21EX and TrueBeam accelerator electron field characteristics*, *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 16, 2015, 193-201.
5. G.P. Beyer: *Commissioning measurements for photon beam data on three TrueBeam linear accelerators, and comparison with Trilogy and Clinac 2100 linear accelerators*, *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 14, 2013, 273-288.
6. S. Kang, J. Chung, K. Eom, et al.: *Possibility of Interchanging Patients for Beam-Matched Linear Accelerators from the Same Vendor*, *Journal of the Korean Physical Society*, 75, 2019, 628-635.
7. The TrueBeam System, URL: <https://varian.force.com/servlet/Download?retURL=%2Fapex%2FcpEventPresList%3Fid%3Da00E000000pZaMdMAK&file=00PE000000VdZ4VMAV>, dostęp 28.07.2020.
8. S. Ashokkumar, K. Ganesh, K. Ramalingam, et al.: *Dosimetric Validation of Volumetric Modulated Arc Therapy with Three 6MV Beam-Matched Linear Accelerators*, *Asian Pac J Cancer Prev*, 18, 2017, 3439-3444.
9. C. Krishnappan, C. Radha, K. Balaji, et al.: *Evaluation of beam matching accuracy among six linacs from the same Vendor*, *Radio-logical Physics and Technology*, 11, 2018, 423-433.
10. ICRU Report 50. Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy. International Commission on Radiation Units and Measurements, 1993.
11. ICRU Report 62. Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU Report 50). International Commission on Radiation Units and Measurements, 1999.
12. H.S. Ronde, L. Hoffmann: *Validation of Varian's AAA algorithm with focus on lung treatments*, *Acta Oncologica*, 48, 2019, 209-215.
13. T. Depuydt, A. Van Esch, D.P. Huyskens: *A quantitative evaluation of IMRT dose distributions: refinement and clinical assessment of the gamma evaluation*, *Radiotherapy and Oncology* 62, 2002, 309-319.
14. D.A. Low, W.B. Harms, S. Mutic, et al.: *A technique for the quantitative evaluation of dose distributions*, *Medical Physics*, 25, 1998, 656-661.
15. D.A. Low, J.F. Dempsey: *Evaluation of the gamma dose distribution comparison method*, *Medical Physics*, 30, 2003, 2455-2464.
16. IAEA: *TRS-398 Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water*, 12, International Atomic Energy Agency, IAEA, 2006.
17. Rozporządzenie Ministra Zdrowia z dnia 18 lutego 2011 r. w sprawie warunków bezpiecznego stosowania promieniowania jonizującego dla wszystkich rodzajów ekspozycji medycznej, *Dziennik Ustaw* nr 51, poz. 265, 2011, 3229-3280.