



Dostępne online www.journals.wco.pl/los

Zeszyty Naukowe WCO, Letters in Oncology Science 2022;19(1):30-38

DOI: 10.21641/los.2022.19.1.223

Letters in Oncology Science

ISSN 2543-6724

ZESZYTY NAUKOWE WIELKOPOLSKIEGO
CENTRUM ONKOLOGII

Praca poglądowa/Review paper

Propozycja strategii postępowania z radioterapeutycznym planem leczenia w technice VMAT w przypadku niedostępności aparatu źródłowego oraz aparatu kompatybilnego w ośrodku radioterapii

Proposing a treatment plan strategy for VMAT plans in the event of unavailability of a source linear accelerator or other compatible linacs at a radiotherapy center

Olga Bąk¹, Weronika Kijeska¹, Justyna Kosmowska¹,
Magdalena Pańczyszyn¹, Agnieszka Skrobała¹

¹Zakład Fizyki Medycznej, Wielkopolskie Centrum Onkologii, Poznań, Polska

Streszczenie

Celem pracy była propozycja strategii postępowania z planem leczenia metodą SIB wykonanego w technice obrotowej z modulacją intensywności dawki (VMAT, ang. Volumetric Modulated Arc Therapy), w przypadku niedostępności aparatu źródłowego oraz żadnego kompatybilnego akceleratora w ośrodku. Badanie przeprowadzono na przykładzie 20 pacjentów z nowotworem stercza, leczonych metodą jednoczesnego zintegrowanego boost'u (SIB, ang. simultaneous integrated boost) z planem leczenia w technice VMAT dla dwóch lub trzech pełnych łuków terapeutycznych. Następnie na podstawie pierwotnych planów leczenia wykonano 7-polowe plany zastępcze w technice radioterapii z modulowaną intensywnością dawki (IMRT, ang. Intensity Modulated Radiation Therapy). Dla planów w technice VMAT i IMRT zastosowano wiązkę o energii 6 MeV dawka zadana to 67,5 Gy dla planowanej objętości do napromieniania PTV stercz oraz 45 Gy dla PTV węzły w 30 frakcjach (PTV, ang. Planning Target Volume). Wartości różnic w dawkach pomiędzy planami VMAT i IMRT dla objętości PTV nie przekraczały akceptowalnej granicy ~ 2%. Dla narządów krytycznych różnica w dawce mieściła się w granicach dawek tolerancji zawartych w raporcie QUANTEC (Quantitative Analyses of Normal Tissue Effects in the Clinic). Wartości wskaźnika konformalności CI (Conformity Index)

Adres do korespondencji

Olga Bąk

Zakład Fizyki Medycznej,

Wielkopolskie Centrum Onkologii, ul. Garbary 15, 61-866 Poznań, Polska

Telefon. +48 67 222 51 36

e-mail: olga.bak@wco.pl

dla planów w technice VMAT znajdowały się w przedziale 0,53-0,58, a dla planów w technice IMRT pomiędzy 0,49, a 0,54. Sumaryczna liczba jednostek monitorowych dla techniki VMAT wynosiła pomiędzy 626 MU, a 777 MU dla planów w IMRT minimalna liczba MU wynosiła 2013 MU, a maksymalna 2766 MU. Badanie wykazało, że pomimo niewielkich różnic uzyskanych dla dawek w narządach krytycznych mieszczących się w kryteriach dawek tolerancji oraz dłuższym czasem napromieniania, technika SIB-IMRT, może być stosowana jako alternatywny plan leczenia pacjenta, nie obniżając jakości leczenia.

Abstrakt

The study aimed to propose a strategy for dealing with a SIB treatment plan performed using VMAT (Volumetric Modulated Arc Therapy) dynamic technique in the case of unavailability of the source device and no compatible linear accelerator in the center. The study was based on 20 patients with prostate cancer treated with simultaneous integrated boost (SIB, simultaneous integrated boost) with VMAT treatment plan for two or three full arches. Subsequently, 7-field IMRT (Intensity Modulated Radiation Therapy) replacement plans were made based on the original treatment plans. For the VMAT and IMRT plans, a beam of 6 MeV energy was used with a set dose of 67,5 Gy for PTV (Planning Target Volume) of the prostate and 45 Gy for PTV of the nodes in 30 fractions. The dose differences between VMAT and IMRT technique for PTV volume s did not exceed the acceptable limit - of 2%. For critical organs, the difference in dose was within the tolerance doses described in the report QUANTEC (Quantitative Analyses of Normal Tissue Effects in the Clinic). Conformity index CI (Conformity Index) values for plans in VMAT technique were between 0,53 and 0,58, and for plans in IMRT, between 0,49 and 0,54. The total number of monitor units for the VMAT technique was between 626 and 777 MU, for the IMRT plan the minimum number of MU was 2013 MU, and the maximum was 2766 MU. Studies have shown that for PTV, despite the minor differences obtained for doses in critical organs, while falling within the criteria for tolerable doses and longer irradiation times, the SIB-IMRT technique can be used as an alternative treatment plan for the patient without compromising the quality of treatment.

Słowa kluczowe: *nowotwór stercza, VMAT, IMRT, jednoczesny zintegrowany boost SIB, akcelerator liniowy*

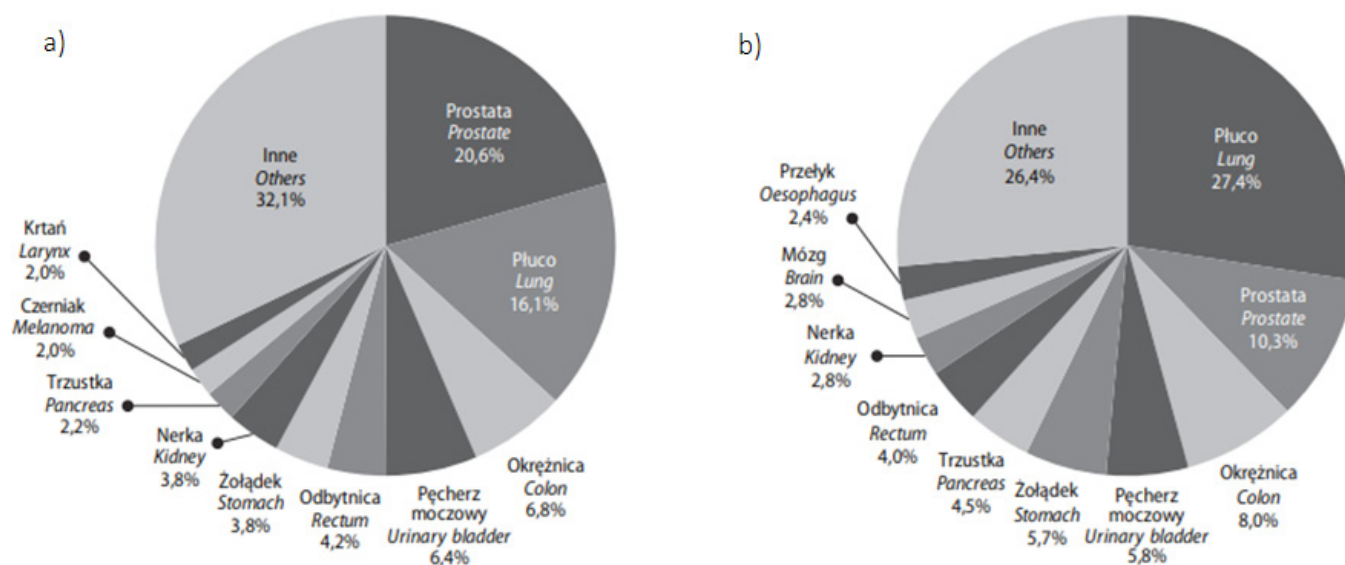
Keywords: *prostate cancer, VMAT, IMRT, Simultaneous Integrated Boost SIB, linear accelerator*

Wprowadzenie

Pacjenci z nowotworem muszą przezwyciężyć wiele barier psychologicznych, społecznych oraz ekonomicznych w celu uzyskania diagnozy i leczenia. Konieczność wielokrotnych wizyt w celu rozpoznania i terapii nowotworów w trybie ambulatoryjnym lub stacjonarnym sprawia, że dystans do ośrodka staje się ważną kwestią, z którą pacjenci muszą sobie radzić w przebiegu choroby. Rozwiązaniem tego problemu mogą być małe ośrodki lub filie już istniejących centrów onkologii [1,2]. W Polsce każdy ośrodek radioterapii musi działać zgodnie z Rozporządzeniem Ministra Zdrowia i być wyposażony w dwa megawoltowe aparaty terapeutyczne generujące promieniowanie fotonowe, obejmujące co najmniej jedną wiązkę fotonową o energii nominalnej między 4, a 9 MeV [3]. Oba aparaty powinny być kompatybilne i umożliwiać kontynuację procesu leczenia w przypadku czasowego wyłączenia z eksploatacji jednego z nich, z powodu okresowych przeglądów lub awarii. W rzeczywistości akceleratory znajdujące się w placówkach nie zawsze pozwalają na realizację tych samych technik napromieniania. W zaistniałej sytuacji, aby zachować ciągłość leczenia na niekompatybilnych aparatach, pacjent napromieniany planem wykonanym w technice obrotowej z modulacją intensywności dawki (VMAT, ang. Volumetric Modulated Arc Therapy) może być leczony planem zastępczym utworzonym w technice radioterapii z modulowaną intensywnością dawki (IMRT, ang. Intensity Modulated Radiation Therapy) na drugim, dostępnym w ośrodku aparacie terapeutycznym.

Takie postępowanie ma miejsce w przypadku nowotworów stercza, który jest drugim najczęściej diagnozowanym nowotworem i piątą najczęstszą przyczyną zgonów z powodu chorób nowotworowych wśród mężczyzn na całym świecie. W 2019 roku zdiagnozowano około 1 414 300 przypadków nowotworów stercza na świecie [4], z czego prawie 18 000 w Polsce [5]. W naszym kraju jest to najczęstszy przypadek

choroby nowotworowej u mężczyzn, z udziałem niemal 21% w strukturze zachorowań, przedstawionej na rycinie 1. Wybór strategii leczenia nowotworu stercza jest uzależniony od stopnia zaawansowania choroby, ogólnej oceny stanu zdrowia pacjenta, spodziewanej długości życia i przynależności do grupy ryzyka. Jednym ze sposobów leczenia nowotworu stercza jest miejscowa radioterapia radykalna realizowana za pomocą napromieniania wiązkami zewnętrznymi (EBRT, ang. External Beam Radiation Therapy) w technice jednoczesnego zintegrowanego boost'u (SIB, ang. Simultaneous Integrated Boost). Metoda ta pozwala na podanie na obszar prostaty i pęcherzyków nasiennych wyższej dawki niż standardowa dawka 2 Gy w trakcie każdej sesji radioterapii, przy jednoczesnym napromienianiu węzłowych obszarów elektywnych niższą dawką frakcyjną. Umożliwia to więc podanie zaplanowanej dawki całkowitej w okresie krótszym niż czas konieczny do przeprowadzenia leczenia w przypadku radioterapii konwencjonalnie frakcjonowanej. Plany radioterapeutyczne wykonane metodą SIB w technice VMAT można z powodzeniem zastąpić planem w technice IMRT zachowując tę samą jakość leczenia.



Rycina 1. Struktura zachorowań (a) oraz struktura zgonów (b) na nowotwory złośliwe w Polsce w roku 2019. Źródło [5]

Cel pracy

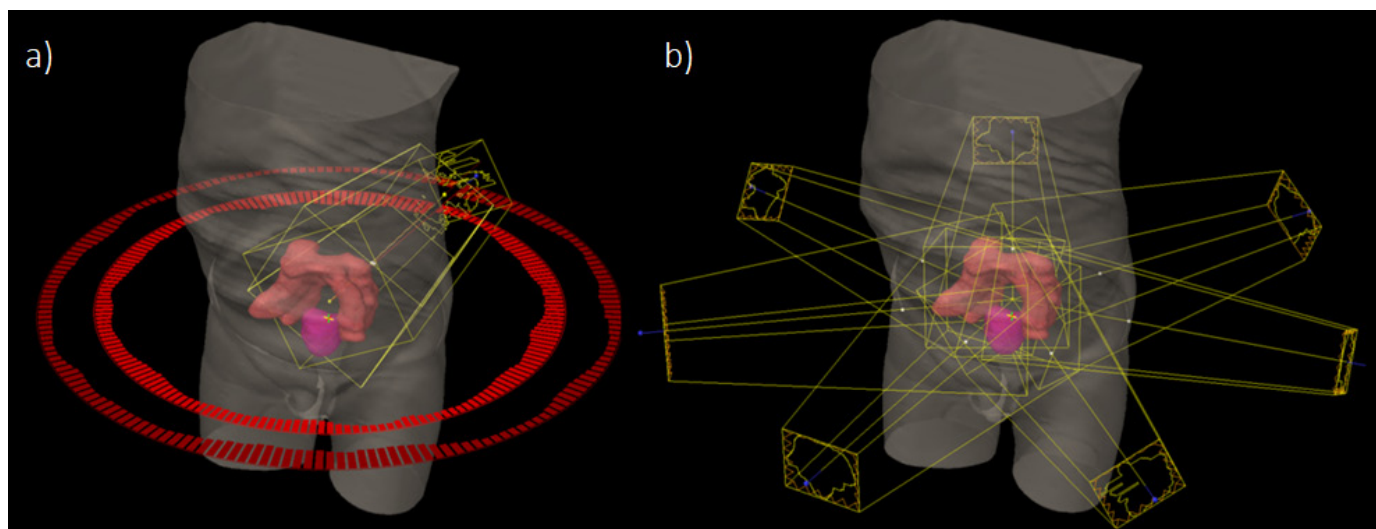
Celem pracy była propozycja strategii postępowania z planem leczenia metodą SIB wykonanego w technice dynamicznej VMAT, w przypadku niedostępności aparatu źródłowego oraz żadnego kompatybilnego akceleratora w danym ośrodku. Badanie przeprowadzono na przykładzie pacjentów z nowotworem stercza, leczonych metodą jednoczesnego zintegrowanego boost'u SIB z planem leczenia w technice VMAT na akceleratorze posiadającym kolimator wielolistkowy MLC HD (MLC, ang. multileaf collimator).

Postawiono pytanie, czy realizując plan zastępczy w technice IMRT na aparacie zastępczym, posiadającym kolimator wielolistkowy Millenium MLC można zachować tę samą jakość leczenia.

Materiał i metody

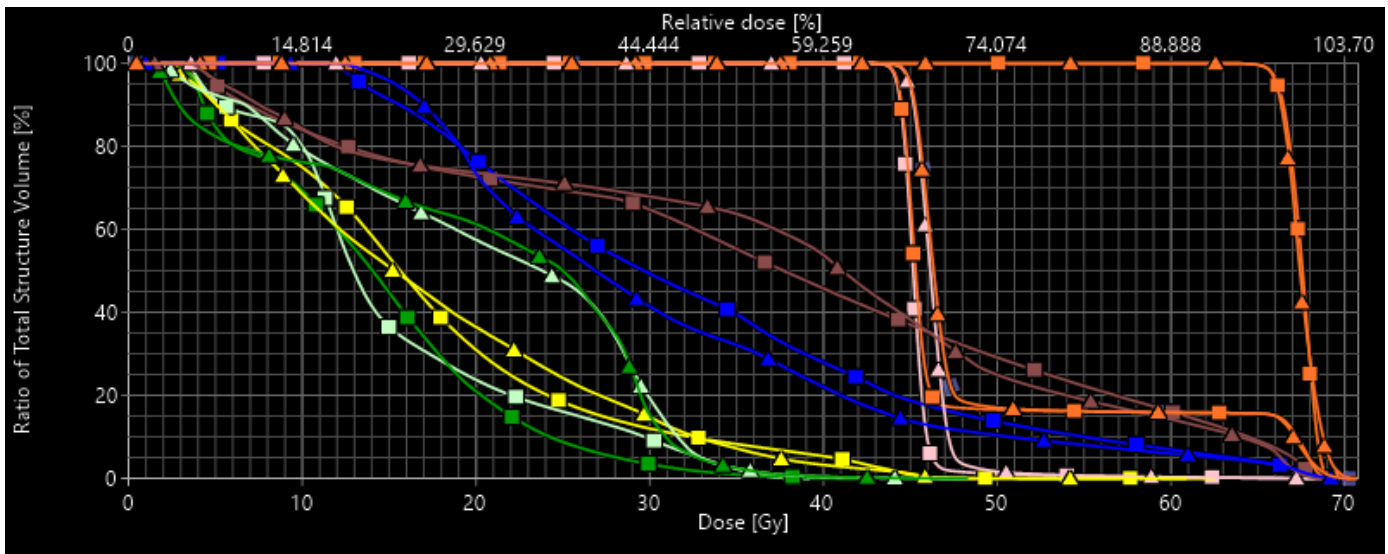
Do przeprowadzenia badania zebrano grupę 20 pacjentów z nowotworem stercza. Dla każdego chorego wykonany został źródłowy plan leczenia w technice VMAT metodą jednoczesnego zintegrowanego boost'u SIB. Wszystkie plany zostały wygenerowane za pomocą dwóch lub trzech pełnych łuków (o wartości kąta głowicy 180.1°- 179° i 179°-180.1°) i wartości kąta kolimatora odpowiednio: 330° i 30° na akcelerator

liniowy Truebeam (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA, USA) z kolimatorem wielolistkowym MLC HD, zawierającym 32 listki o szerokości 0,25 cm i 28 listków o szerokości 0,5 cm w odległości izocentrum (rycina 2a). Każdy plan leczenia posiadał okonturowane dwie planowane objętości do napromieniania: PTV węzły, które obejmowały węzły chłonne oraz PTV stercz – w skład, którego wchodziła objętość prostaty i pęcherzyków nasiennych. Obszar podwyższenia dawki PTV stercz otrzymywał dawkę całkowitą 67,5 Gy; tj. 2,25 Gy dziennie w 30 frakcjach. W przypadku objętość PTV węzły dawka zadana wynosiła 45 Gy, a dawka frakcyjna 1,8 Gy. U wszystkich pacjentów okonturowano też te same narządy krytyczne: pęcherz, odbytnica, jelita, prawa i lewa głowa kości udowej. Następnie na podstawie oryginalnych planów leczenia wykonano 7-polowe plany zastępcze w technice IMRT o układzie kątów głowicy: 0°, 50°, 100°, 150°, 210°, 260° i 310°. Utworzono je dla akceleratora liniowego Clinac 2300 CD-S (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA, USA) z 120-listkowym kolimatorem z 40 listkami o szerokości 0,5 cm i 20 listkami o szerokości 1 cm w odległości izocentrum (rycina 2b). Położenie szczęk we wszystkich polach zostało dopasowane przed procesem optymalizacji tak, aby zmaksymalizować ochronę narządów krytycznych przy dostarczeniu dawki zadanej do obszaru PTV. Do przygotowania planu leczenia zarówno w technice VMAT (rycina 2a), jak i IMRT (rycina 2b) użyty został system planowania leczenia Varian Eclipse TPS ver. 16.1 (TPS, ang. Treatment Plannig System) (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA, USA) z anizotropowym algorytmem analitycznym (AAA, ang. Anisotropic Analytical Algorithm) z rozmiarem siatki obliczeniowej 2,5 mm, która uwzględniała poprawki na niejednorodność. W obu przypadkach wykorzystano wiązkę fotonów o energii nominalnej 6 MeV.



Rycina 2. Układ wiązek w planie leczenia w technice VMAT z dwoma łukami dynamicznymi (a), oraz planie leczenia w technice IMRT z 7 – polami terapeutycznymi (b). Źródło: własne autorów.

Wykonane plany zastępcze zostały porównane z planami źródłowymi pod kątem liczby jednostek monitorowych, współczynnika konformalności (CI, ang. Conformity Index), wartości dawek w 98% i 2% objętościach PTV (D98%, D2%) oraz dla kilku wybranych wartości dawek w narządach krytycznych, tj. dawki zdeponowanej w co najmniej 50% objętości pęcherza (D50%), 50% objętości odbytnicy (D50%), 5% objętości głowy kości udowej prawej i lewej (D5%) oraz liczby jednostek monitorowych (MU, ang. Monitor Units) oraz czasu napromieniania pacjenta [min] [6,7]. Do porównania planów leczenia pod kątem otrzymanych dawek wykorzystano histogram dawka – objętość (DVH, ang. Dose Volume Histogram). Przykładowy histogram porównawczy dla obu planów leczenia dla jednego z pacjentów przedstawiono na rycinie 3.



Rycina 3. Histogram dawka-objętość przedstawiający: plan źródłowy wykonany w technice VMAT i plan zastępczy w technice IMRT ▲, dla następujących struktur: objętość PTV wężły (kolor różowy), objętość PTV stercz (kolor pomarańczowy), odbytница (kolor brązowy), pęcherz (kolor niebieski), jelita (kolor żółty), główki kości udowych (kolor zielony). Źródło: własne autorów.

Dla wszystkich planów leczenia utworzono weryfikacyjne plany dozymetryczne, a do ich realizacji wykorzystano kasetę portalową (EPID, ang. Electronic Portal Imaging Device). Plany dozymetryczne przeanalizowano przy użyciu współczynnika gamma (γ) pod względem różnicy w dawce $DD = 3\%$ (DD , ang. dose different) oraz różnicy przesunięcia $DTA = 3$ mm (DTA , ang. distance-to-agreement). Współczynnik gamma, opisany przez Daniela A. Low'a 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 [8,9,10]. 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 [8, 9,10].

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 samej dawki w punkcie pomiarowym jest mniejsza od różnicy akceptowalnej wyznaczonej przez kryteria [8]. Na podstawie przyjętych procedur, pod względem dozymetrycznym plan był akceptowalny klinicznie wtedy, kiedy więcej niż 95% punktów mapy przyjmowało wartość $\gamma_i \leq 1$ dla założonych kryteriów DD i DTA [9,10].

Wyniki

Wyniki przeanalizowanych w pracy planów leczenia pod względem wartości dawek w objętościach PTV i w narządach krytycznych przedstawiono w tabeli 1. Tabela 1 ukazuje uśrednione wartości różnic dawek dla: wartości średniej, minimalnej, maksymalnej i odchylenie standardowe SD, w [%], dla obu analizowanych planów leczenia. Różnice znajdowały się w przedziale 0,23% - 4,92%. Wartości różnic w dawkach dla obszarów PTV nie przekraczały akceptowalnej granicy ~2% [12]. Pomimo różnic w dawkach dla narządów krytycznych, żadna z wartości nie przekraczała dopuszczalnych dawek tolerancji opisanych w raporcie QUANTEC Bentzen SM. i współ. autorzy 2010 r. (ang. Quantitative Analyses of Normal Tissue Effects in the Clinic) [13].

Tabela 1. Uśrednione wartości różnic dawek dla: wartości średniej, minimalnej, maksymalnej i odchylenie standardowe SD w [%] będących wynikiem porównywania planów leczenia pomiędzy dawkami dla objętości PTV i analizowanych narządów krytycznych (pęcherz, odbytnica, głowa kości udowej prawej (GK P) i lewej (GK L)) pomiędzy planem źródłowym VMAT, a planem zastępczym IMRT.

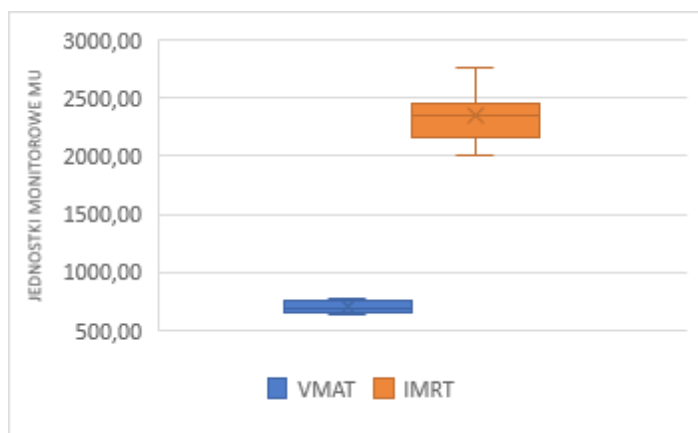
	PTV STERCZ		PTV WĘZŁY		PECHERZ	ODBYTNICA	GK P	GK L	JELITA
	D98%	D2%	D98%	D2%	D50%	D50%	D5%	D5%	195cm ³
Średnia Różnica (%)	0,23%	0,59%	0,30%	1,77%	1,10%	2,42%	4,67%	0,62%	1,69%
Minimalna Różnica (%)	0,66%	0,13%	1,24%	1,76%	2,42%	2,20%	2,32%	2,66%	3,68%
Maksymalna Różnica (%)	0,92%	1,07%	1,99%	2,13%	3,57%	2,79%	4,92%	4,67%	4,03%
Odchylenie Standardowe (%)	0,43%	0,44%	0,97%	2,19%	2,92%	1,86%	3,88%	2,67%	3,12%

Porównano również plany leczenia dla obu technik pod względem współczynnika konformalności CI (rycina 4), liczby jednostek monitorowych MU (rycina 5) oraz czasu napromieniania pacjenta (rycina 6).

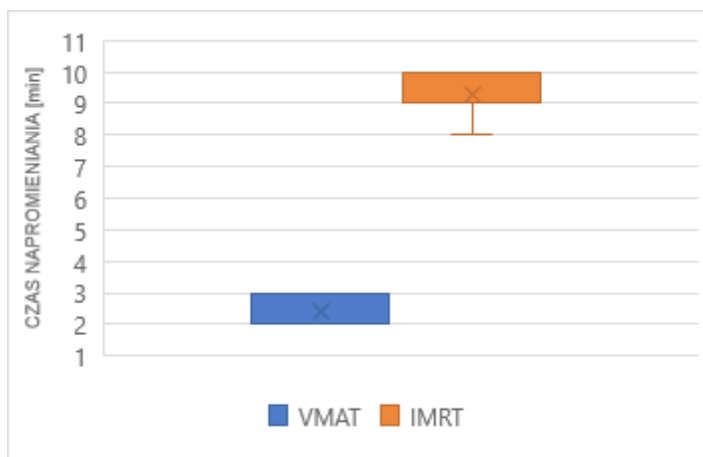
Wartości współczynnika konformalności CI dla planów leczenia w technice VMAT znajdowały się w przedziale 0,53 - 0,58, a dla planów IMRT między 0,49 - 0,54 (rycina 4). Można zauważyć różnicę w jednorodności rozkładów dawek w planach na korzyść planów w technice VMAT. W planach w technice VMAT sumaryczna liczba jednostek monitorowych wynosiła pomiędzy 626 MU, a 777 MU. Dla planów IMRT minimalna liczba MU wynosiła 2013 MU, a maksymalna 2766 MU (rycina 5). Czas napromieniania pacjenta na aparacie dla techniki VMAT wynosił średnio między 2, a 3 minuty, natomiast dla techniki IMRT były to wartości pomiędzy 8, a 10 minut (rycina 6).



Rycina 4. Wartości średniego wskaźnika konformalności (CI, ang. Conformity Index) wraz z wartościami maksymalnymi oraz minimalnymi dla planów leczenia w technice VMAT i IMRT.



Rycina 5. Liczba jednostek monitorowych MU wraz z wartościami maksymalnymi oraz minimalnymi dla planów leczenia w technice VMAT i IMRT.



Rycina 6. Średni czas napromieniania pacjentów wraz z wartościami maksymalnymi oraz minimalnymi dla planów leczenia w technice VMAT i IMRT.

Dyskusja

Większość ośrodków terapeutycznych w Polsce wyposażona jest w co najmniej dwa aparaty terapeutyczne, co pozwala na kontynuowanie terapii w przypadku awarii docelowego aparatu, na którym leczony jest pacjent. Ciągłość leczenia w procesie radioterapii jest bardzo ważnym aspektem. W przypadku, gdy na jednym z akceleratorów nie możemy zrealizować techniki, którą docelowo leczony jest pacjent, wówczas jesteśmy zmuszeni zaoferować alternatywny plan, który będzie spełniał wszystkie kryteria leczenia i nie pogorszy jego jakości. Wybór ścieżki leczenia należy do lekarza. Zależy ona od wielu różnych czynników, między innymi od stopnia zaawansowania choroby pacjenta, od stanu w jakim się znajduje, a także od jego wieku. Jedną z możliwości leczenia nowotworu prostaty jest radioterapia radykalna z wiązek zewnętrznych z jednoczesnym zintegrowanym boostem SIB. Dostarczenie wyższej dawki niż standardowej tj. 2 Gy podczas jednej frakcji na obszar zmiany nowotworowej jest możliwe za pomocą trójwymiarowej techniki konformalnej (3DCRT, ang. Three Dimensional Conformal Radiation Therapy) oraz technik dynamicznych VMAT i IMRT.

W tej pracy skupiono się na porównaniu metody SIB w technice dynamicznej VMAT do techniki IMRT. Postawiono w niej zasadnicze pytanie: czy plan zastępczy wykonany w technice IMRT zachowuje taką samą jakość leczenia, jak w przypadku planów wykonanych dla techniki VMAT? Wszystkie plany dla techniki VMAT zawierają dwa lub trzy pełne łuki terapeutyczne, co zapewnia lepsze oszczędzanie narządów krytycznych. Plany zastępcze IMRT wykorzystane w tym badaniu miały siedem wiązek o układzie kątów głowy: 0°, 50°, 100°, 150°, 210°, 260° i 310. Do obu planów została wykorzystana energia nominalna 6 MeV. Oceniono wartości dawek w objętościach PTV oraz w narządach krytycznych tj. pęcherz, odbytnica oraz głowy kości udowej prawej i lewej. Wartości dawek w 98% i 2% objętości PTV stercz różniły się maksymalnie o 1,07 %, natomiast dla PTV węzły o 1,99%. Plany IMRT oraz VMAT spełniały założone kryteria dawka-objętość. Pokazuje to, że plany wykonane dla obu tych technik charakteryzowały się dobrym pokryciem dawki dla objętości PTV. Nawiązując do pracy Ost P. i współautorów z 2011 r. również nie wykazano statystycznych różnic pomiędzy pokryciem PTV dla planów IMRT, a VMAT [17].

Różnice pomiędzy dawkami w narządach krytycznych są maksymalnie rzędu 4,92%. Największe różnice stanowiły dawki dla głowy kości udowej. Podobne rezultaty zostały uzyskane w pracy C. Oral i współautorów z 2014 r. [10]. Współczynnik konformalności CI jest nieco korzystniejszy dla techniki VMAT i szacuje się w przedziale 0,53 – 0,58, jednak nie odbiega on znacząco od planów dla techniki IMRT, które są na poziomie 0,49 – 0,54. Dla porównania Eric A. i współautorzy wykazali, że zakres wartości współczynnika CI plasuje się między 0,73 – 0,99 dla planów wykonanych dla techniki VMAT, natomiast dla planów IMRT wyniosły 0,60 – 0,92 [16].

Całkowity czas napromieniania pacjentów dla techniki VMAT wynosi średnio 2-3 minuty, co jest związane z mniejszą liczbą jednostek monitorowych niż w przypadku techniki IMRT. Jednak jest to parametr, który ma znaczenie tylko w przypadku pacjentów bólowych, którzy nie są w stanie pozostać bez ruchu w wymuszonej pozycji przez zbyt długi czas, a sama liczba jednostek monitorowych nie wpływa na jakość wykonanego planu.

Wnioski

Badania wykazały, że wartości dawek w 98% objętości PTV spełniały kryteria dawka-objętość, co pokazuje, że zarówno plany wykonane w technice IMRT jak i VMAT wykazywały dobre pokrycie PTV, a więc dobrą jakość leczenia. Pomimo niewielkich różnic uzyskanych dla dawek w narządach krytycznych nie zawsze na korzyść techniki VMAT, jednocześnie mieszczących się w kryteriach dawek tolerancji [13] oraz dłuższym czasem napromieniania technika SIB-IMRT, może być stosowana jako alternatywny plan leczenia pacjenta, nie obniżając jego jakości leczenia, a jednocześnie zachowując ciągłość leczenia pacjenta, co jest ważnym aspektem w radioterapii.

Bibliografia

- [1] Ambroggi M, Biasini C, Del Giovane C, et al. Distance as a Barrier to Cancer Diagnosis and Treatment: Review of the Literature. *Oncologist*. 2015;20:1378-85.
- [2] Raport. Radioterapia w Polsce w świetle zmian systemowych – analiza i rekomendacje 2021. <https://docplayer.pl/209607317-Warszawa-2021-raport-radioterapia-w-polsce-w-swietle-zmian-systemowych-analiza-i-rekomendacje.html>, dostęp 13.10.2022 r.
- [3] Rozporządzenie Ministra Zdrowia z dnia 14 października 2021 r. w sprawie minimalnych wymagań dla jednostek ochrony zdrowia prowadzących działalność związaną z narażeniem w celach medycznych, polegającą na udzielaniu świadczeń zdrowotnych z zakresu radioterapii i leczenia za pomocą produktów radiofarmaceutycznych, *Dziennik Ustaw 2021 poz. 1890*.
- [4] Wang L, Lu B, He M, et al. Prostate Cancer Incidence and Mortality: Global Status and Temporal Trends in 89 Countries From 2000 to 2019. *Front Public Health*. 2022;10:811044.
- [5] Raport roczny. Nowotwory złośliwe w Polsce w 2019 roku. Narodowy Instytut Onkologii, http://onkologia.org.pl/wp-content/uploads/Nowotwory_2019.pdf, dostęp 13.10.2022 r.
- [6] ICRU Report 50. Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy. International Commission on Radiation Units and Measurements, 1993.
- [7] ICRU Report 62. Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU Report 50). International Commission on Radiation Units and Measurements, 1999.
- [8] Low DA, Harms WB, Mutic S, et al. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Med Phys*. 1998;25:656–61.
- [9] Depuydt T, Van Esch A., Huyskens D. P. A quantitative evaluation of IMRT dose distributions: refinement and clinical assessment of the gamma evaluation, *Radiotherapy and Oncology* 62, 2002, 309–19.
- [10] Low D.A, Dempsey J. F. Evaluation of the gamma dose distribution comparison method, *Medical Physics*, 30, 203, 2455-64.
- [11] 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.
- [12] Charmacińska M, Skrobala A, Styś S, et al. Propozycja Strategii Postępowania z planami leczenia dla akceleratorów o różnej konstrukcji kolimatora. *Inżynier i Fizyk Medyczny*. 2020;5; 9:309-15.
- [13] Bentzen S.M, Constine L.S, Deasy J, et al. Quantitative Analyses of Normal Tissue Effects in the Clinic (QUANTEC): an introduction to the scientific issues, *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 2010;76:3-9.
- [14] Onal C, Sonmez S, Erbay G, et al. Simultaneous integrated boost to intraprostatic lesions using different energy levels of intensity-modulated radiotherapy and volumetric-arc therapy. *Journal of Radiotherapy in Practice* 20:1-11.
- [15] Mukhtar R, Butt S, Rafaye M.A, et al. An institutional review: dosimetry comparison between simultaneous integrated boost IMRT and VMAT for prostate cancer. *Journal of Radiotherapy in Practice* 2020:1-11.
- [16] Mellon E.A, Javedan K, Strom T.J, et al. A dosimetric comparison of volumetric modulated arc therapy with step-and-shoot intensity modulated radiation therapy for prostate cancer *Pract Radiat Oncol*, 2015;5:11-5.
- [17] Ost P, Speleers B, De Meerleer G, et al. Volumetric arc therapy and intensity-modulated radiotherapy for primary prostate radiotherapy with simultaneous integrated boost to intraprostatic lesion with 6 and 18 MV: a planning comparison study. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2011;79:920-6.