



# Technika SFAT w dynamicznej radioterapii nowotworów okolicy głowy i szyi: weryfikacja dozymetryczna planów leczenia

Michał Janik<sup>1</sup>, Aleksandra Klimas<sup>1</sup>, Grzegorz Żygliński<sup>1</sup>, Marcin Hutnik<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Zakład Fizyki Medycznej, Zagłębiowskie Centrum Onkologii, Szpital Specjalistyczny im. Sz. Starkiewicza, ul. Szpitalna 13, 41-300 Dąbrowa Górnicza, e-mail: janik.michal.us@gmail.com

<sup>2</sup>Zakład Radioterapii, Zagłębiowskie Centrum Onkologii, Szpital Specjalistyczny im. Sz. Starkiewicza, ul. Szpitalna 13, 41-300 Dąbrowa Górnicza

## Wprowadzenie

W Polsce około 5,5-6,2% wszystkich diagnozowanych nowotworów stanowią nowotwory okolicy głowy i szyi [1]. Jednym ze sposobów leczenia w takich przypadkach jest radioterapia. Wiele schematów leczenia takich zmian wymaga elektrywnego napromienienia układu chłonnego szyi [2]. Wiąże się to z podaniem wysokiej dawki (zazwyczaj 50 Gy, frakcjonowane 2 Gy na dzień) na obszar, w którym zawiera się wiele narządów, których uszkodzenie może znacząco pogorszyć komfort życia pacjenta. Organy takie nazywamy organami krytycznymi OAR (*Organ At Risk*) i w tej okolicy zaliczamy do nich m.in.: krtań, tarczycę, ślinianki, rdzeń kręgowy i inne [3]. Dawkę zaplanowaną należy podać na konkretny obszar z jednoczesną ochroną tych narządów. Zadaniem fizyka medycznego jest stworzenie planu leczenia, który będzie cechował się bardzo wysokim dopasowaniem kształtu izodoz do obszaru zaplanowanego PTV (*Planning Target Volume*) [4], czyli wysoką konformalnością. Należy również pamiętać, że każdy plan leczenia przed realizacją musi zostać dozymetrycznie zweryfikowany. Ważne jest więc, by stworzony plan był łatwo weryfikowalny.

W pracy [5] pokazano, że technika SFAT (*Split Fields Arc Therapy*) pomaga uzyskać plany o wysokiej konformalności z jednoczesnym osiągnięciem bardzo dobrych parametrów planu radioterapeutycznego V95 i V101.5. Metoda ta zwiększa także możliwość ochrony OAR. Technika SFAT zakłada stworzenie planu RapidArc, który podczas jednego pełnego obrotu gantry wykorzystuje pół pola napromieniania. Realizowane jest to dzięki zamknięciu jednej ze szczęk kolimatora. Pozwala to

optymalizatorowi dowolnie modulować rozmiar pola w trzech pozostałych kierunkach. Taka implementacja oznacza, że w osi kolimatora powstaje obszar półcienia. Nasuwa się pytanie: czy może to sprawiać problemy podczas weryfikacji dozymetrycznej? W niniejszej pracy podjęto próbę oceny, czy taki sposób tworzenia planów radioterapeutycznych niesie ze sobą istotne różnice podczas procesu weryfikacji dozymetrycznej.

## Materiały i metody

W Zagłębiowskim Centrum Onkologii (ZCO) weryfikacje planów dynamicznych odbywają się z użyciem fantomu ArcCheck. Główną część detekcyjną urządzenia stanowią detektory diodowe, ułożone na spirali o skoku 1 cm, na głębokości 2,9 cm [6]. W centralnej części detektora znajduje się dedykowana przestrzeń na umieszczenie cylindrycznej komory jonizacyjnej. Dzięki temu możliwe jest odczytanie dawki zmierzonej w punkcie i porównanie jej z dawką wyliczoną w systemie planowania leczenia (TPS – *Treatment Planning System*). Taka konfiguracja układu pomiarowego powoduje, że podczas weryfikacji planu wykonanego techniką SFAT część komory jonizacyjnej będzie znajdować się w obszarze półcienia wiązki. Duży gradient dawki występujący w tym miejscu może mieć wpływ na końcowy wynik weryfikacji.

Aby zbadać i porównać dozymetryczne parametry planów SFAT, wybrano 10 pacjentów, u których napromieniano elektrywnie układ chłonny szyi. Dla każdego pacjenta w TPS stworzona została para planów: SFAT oraz standardowy (z wykorzystaniem pełnego pola naświetlania). Postanowiono również stworzyć dodatkowy plan, który w założeniu miał być planem łączącym



plan standardowy i plan SFAT. W tych planach jedna ze szczęk zamiast być zamknięta, została otwarta na 0,5 cm. Wartość ta została wybrana *ad hoc* i w założeniu miała powodować zmniejszenie powierzchni komory pokrytej obszarem półcienia. Plany były tworzone z wykorzystaniem oprogramowania Eclipse 11 z użyciem algorytmu AAA. Docelowym aparatem terapeutycznym był akcelerator TrueBeam 1.6 z kolimatorem MLC 120 HD. Podczas procesu optymalizacji zadano optymalizatorowi takie same parametry dla wszystkich planów. Po zakończeniu obliczeń stworzone zostały plany weryfikacyjne poprzez przeliczenie rozkładu dawki na tomografii fantomu ArcCheck. Obliczona została również teoretyczna dawka w komorze.

Cały proces weryfikacji został przeprowadzony za pomocą fantomu ArcCheck oraz cylindrycznej komory jonizacyjnej typu Farmer. Po wykonaniu pomiaru weryfikacyjnego dokonano porównania rozkładu dawki wygenerowanego w TPS i zmierzonego na fantomie. Do tego celu wykorzystano oprogramowanie SNC Patient. Analizie podano trzy wielkości: średni współczynnik gamma [7], procentowe dopasowanie rozkładów dawki oraz procentowa różnica dawki zmierzonej w komorze i wyliczonej w TPS. Współczynnik procentowego dopasowania rozkładów dawki obliczany był na podstawie wzoru:

$$\frac{D_{TPS} - D_{pomiar}}{D_{frak}} * 100\%$$

Jako wartości graniczne, dopuszczające plan do celów klinicznych, zostały przyjęte następujące kryteria:

**Tabela 1** Przyjęte wartości graniczne, dopuszczające plan radioterapeutyczny do leczenia pacjenta

Średnia gamma	Dopasowanie rozkładów dawki	Różnica dawki zmierzonej w komorze
< 0,5	≥ 95%	± 5%

Źródło: [9].

Zbrane dane zostały poddane analizie statystycznej, której wyniki zostały przedstawione w sekcji Wyniki.

## Wynik

Do zbadania istotności statystycznej różnic w zmierzonych wartościach średniego współczynnika gamma, procentowej różnicy dawki zmierzonej komorą jonizacyjną i dawki wyliczonej w TPS oraz procentowego współczynnika dopasowania rozkładów dawek zastosowany został test Kruskala-Wallisa. Pozwala on na badanie więcej niż dwóch grup niezależnych i oparty jest na rangowaniu [8].

Grupę badawczą stanowiły wyniki zebrane dla trzech grup: plany wykonane techniką standardową (2 łuki wykorzystujące pełne pola promieniowania), plany wykonane techniką SFAT (cztery łuki wykorzystujące pół pola napromieniania) i plany wykonane techniką hybrydową łączącą techniki standardową i SFAT (cztery łuki z jedną ze szczęk kolimatora otwartą na 0,5 cm). Hipotezy, jakie przyjęto, były następujące:

$H_0$  – wszystkie grupy mają takie same rozkłady (średnia wartość badanego parametru we wszystkich grupach jest taka sama);

$H_1$  – nie wszystkie grupy mają takie same rozkłady (co najmniej dwie grupy różnią się pod względem średniej wartości badanego parametru).

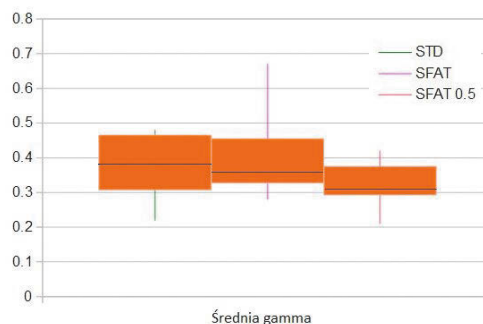
Dla każdej grupy wykonano 10 pomiarów dla każdego badanego parametru. Zebranych wartościom zostały nadane odpowiednie rangi, a na ich podstawie wyliczona została wartość funkcji testowej Kruskala-Wallisa H. Obliczoną wartość H porównano z wartością krytyczną rozkładu  $\chi^2$  dla przyjętego poziomu istotności  $\alpha$  oraz k-1 stopni swobody. W pracy przyjęto  $\alpha = 0,05$ , natomiast k wynosiło 3.

**Tabela 2** Wynik analizy testu Kruskala-Wallisa badanych parametrów

Badany parametr	Obliczona wartość H	Krytyczna wartość rozkładu $\chi^2$	Wynik analizy
Średni współczynnik gamma	2,30	5,99	Brak podstaw do odrzucenia hipotezy $H_0$
Średnia różnica dawek z TPS i zmierzonej w komorze	7,28	5,99	Odrzucono hipotezę $H_0$
Średni procentowy współczynnik dopasowania rozkładów dawek	6,41	5,99	Odrzucono hipotezę $H_0$

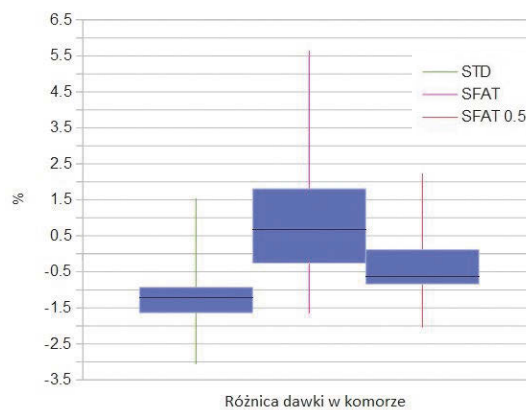
Źródło: Opracowanie własne.

Rysunki 1-3 przedstawiają wykresy ramka – wąsy dla badanych grup. Granice pudełka tworzą pierwszy i trzeci kwartyl rozkładu, środkową czarną linią zaznaczona jest mediana rozkładu, natomiast wąsy mówią o minimalnej i maksymalnej wartości rozkładu



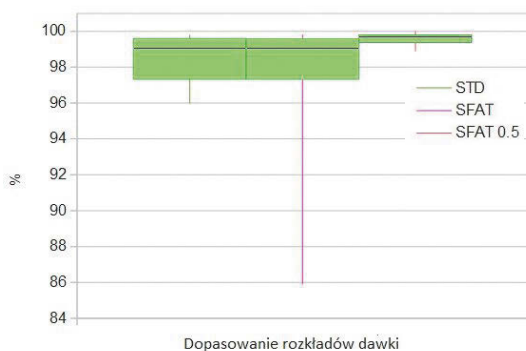
**Rys. 1** Rozkłady współczynników gamma w badanych grupach

Źródło: Opracowanie własne.



**Rys. 2** Rozkłady średnich różnic dawek z TPS i zmierzonej w komorze w badanych grupach

Źródło: Opracowanie własne.



**Rys. 3** Rozkłady średnich współczynników procentowego dopasowania rozkładów dawek w badanych grupach  
Źródło: Opracowanie własne.

w danej grupie. STD – grupa planów, wykonanych techniką standardową. SFAT – grupa planów wykonanych techniką SFAT, SFAT 0.5 – grupa planów wykonanych techniką hybrydową.

Wynik statystyki H dla badanych średnich różnic dawki z TPS i zmierzonej w komorze oraz średniego procentowego współczynnika dopasowania rozkładów dawki wpada w obszar krytyczny  $[5,99, \infty]$  rozkładu  $\chi^2$ . Przy takiej wartości H hipotezę zerową należy odrzucić.

W przypadku odrzucenia hipotezy zerowej należy wykazać, między którymi grupami występują różnice istotne statystycznie. W związku z tym dalszą analizę opieramy na średnich rangach każdej z grup, obliczanych dla każdej z par grup, które porównujemy. Postawiona została hipoteza zerowa, że średnie wielkości w porównywanych grupach są takie same. Aby ją sprawdzić, wyliczona została statystyka D. Następnie porównano ją z wyliczoną statystyką  $D^*$ .

**Tabela 3** Założenia obliczanej statystyki D

$D > D^*$	Odrzucamy hipotezę zerową
$D \leq D^*$	Brak podstaw do odrzucenia hipotezy zerowej

Źródło: [8].

Wszystkie grupy zawierały taką samą ilość pomiarów. Ze względu na to wartość obliczonej statystyki  $D^*$  dla każdej pary porównywanych grup miała taką samą wartość równą 9.64.

Wartości obliczonej statystyki D przedstawiono w tabeli 4.

**Tabela 4** Obliczone wartości statystyki D dla poszczególnych par porównywanych technik

Badany parametr	Porównywane techniki		
	Standardowa i SFAT	Standardowa i hybrydowa	SFAT i hybrydowa
Różnica dawki z TPS i zmierzonej w komorze	10,6	5,9	4,7
Procentowy współczynnik dopasowania rozkładów dawki	0,35	8,45	8,8

Źródło: Opracowanie własne.

Na podstawie otrzymanych wyników można stwierdzić, że w przypadku analizy różnicy dawki z TPS i zmierzonej w komorze, występują różnice istotne statystycznie pomiędzy techniką standardową i SFAT. Natomiast w pozostałych przypadkach nie

ma powodu, by odrzucić hipotezę, że różnice w grupach są nieistotne statystycznie.

W związku z wynikami otrzymanymi z testu Kruskala-Wallis postanowiono przebadać korelacje pomiędzy poszczególnymi badanymi parametrami.

**Tabela 5** Wartości współczynnika korelacji Pearsona dla badanych grup

	Standard	SFAT	Hybryda
Współczynnik gamma i procentowy współczynnik dopasowania rozkładów dawki	-0,79	-0,83	-0,74
Współczynnik gamma i różnica dawki z TPS i zmierzonej w komorze	0,19	0,20	0,32
Procentowy współczynnik dopasowania rozkładów dawki i różnica dawki z TPS i zmierzonej w komorze	-0,16	0,06	-0,49

Źródło: Opracowanie własne.

Na podstawie tabeli 5 można zauważyć, że pomiędzy współczynnikiem gamma i procentowym współczynnikiem dopasowania rozkładów dawki istnieje dość silna ujemna zależność. Natomiast pomiędzy pozostałymi badanymi parametrami zależność jest bardzo słaba lub można przyjąć brak jej istnienia.

## Dyskusja wyników i wnioski

Przeprowadzona analiza za pomocą testu Kruskala-Wallis wykazała, że wybór techniki wykonywania planu nie wpływa istotnie na wielkość współczynnika gamma podczas pomiarów weryfikacyjnych.

reklama

# KOSS

**Aparaty RTG**  
analogowe  
cyfrowe

**TELERADIOLOGIA**  
już od 7,00 zł za badanie

**Radiografia cyfrowa**  
DR i CR

**RENTGEN-SERWIS**  
Zygmunt Koss Rafał Koss  
ul. Kasjopei 8 • 80-299 Gdańsk  
tel. 58 511 09 03 • tel. kom. 603 270 482  
e-mail: rentgenserwis@gmail.com  
www.koss.net.pl



Ten sam test przeprowadzony dla procentowego współczynnika dopasowania rozkładów dawki wykazał statystyczną różnicę w wynikach dla różnych technik planowania. Jednak dalsza analiza za pomocą statystyki D wykazała, że rozkłady nie różnią się istotnie statystycznie. Wynik pierwszego testu może wynikać z tego, że zastosowany test Kruskala-Wallisa ma ograniczony poziom ufności. W badaniu przyjęto współczynnik  $\alpha$  na poziomie 0,05. Wnioski te wydaje się potwierdzać wykres 3.

Analiza korelacji tych dwóch parametrów wykazała dość silną ujemną zależność między nimi. Wynik taki można tłumaczyć tym, że wysoki poziom procentowego współczynnika dopasowania rozkładów informuje nas o tym, że w niewielu miejscach pomiarowych występują duże różnice między dawką zmierzoną w fantomie a dawką wyliczoną w TPS. Związane z tym będą niskie lokalne wartości współczynnika gamma, które w konsekwencji wpłyną będą na niską średnią wartość tego parametru.


W oparciu o wyniki testu Kruskala-Wallisa i statystyki D oraz analizę współczynnika korelacji można powiedzieć, że wybór techniki planowania nie wpływa istotnie statystycznie na wyniki pomiaru współczynnika gamma oraz procentowego współczynnika dopasowania rozkładów dawki podczas pomiarów weryfikacyjnych.

Badanie różnicy dawki zmierzonej w komorze oraz wyliczonej w TPS wykazało, że w zależności od wyboru techniki planowania, pomiędzy zebranymi wynikami występują różnice istotne statystycznie. Dalsza analiza wykazała, że różnice istotne statystycznie występują pomiędzy grupą planów wykonanych techniką

standardową oraz techniką SFAT. Na tej podstawie można potwierdzić hipotezę o tym, że geometria układu z zamkniętą jedną szczęką kolimatora wpływa istotnie na otrzymywane wyniki dawki mierzone w komorze jonizacyjnej.

Porównanie techniki hybrydowej z dwoma pozostałymi wykazało brak różnic istotnych statystycznie dla wyników różnicy dawki zmierzonej w komorze i wyliczonej z TPS. Technika ta, dzięki poszerzeniu obszaru pola padającego na komorę, powoduje, że większy obszar komory znajduje się poza obszarem półcienia w porównaniu z techniką SFAT.

Zgodnie z przewidywaniami plany tworzone techniką SFAT mogą być trudniej weryfikowalne niż plany wykonane techniką standardową. Aby poprawić weryfikowalność takich planów, nie rezygnując jednocześnie z zalet planów wykonanych techniką SFAT, należy zamkniętą szczękę kolimatora otworzyć na szerokość 0,5 cm. Oczywiście możliwe jest otwarcie szczęki szerzej, jednak należy pamiętać o tym, że im szerzej szczękę otwieramy, tym bardziej odbiegać będziemy od koncepcji i założeń techniki SFAT, co może skutkować pogorszeniem się parametrów planu leczniczego, takich jak: V95, V101.5 itp. oraz poziomem ochrony OAR.

Przedstawiona w pracy technika hybrydowa łączy w sobie zalety planów wykonanych techniką SFAT, którymi są zwiększona możliwość ochrony OAR oraz możliwość osiągnięcia lepszych parametrów planów terapeutycznych [5] oraz wysoki stopień weryfikowalności, cechujący plany wykonane techniką standardową. Technika ta wydaje się być bardzo dobrą techniką tworzenia planów, w których wymagane jest napromienienie wysoką dawką dużego nieregularnego obszaru. 

reklama

# KONTROLA DAWEK



**LABORATORIUM DOZYMETRII INDYWIDUALNEJ I ŚRODOWISKOWEJ**  
ul. Radzikowskiego 152    tel.: 12 662 84 57  
31-342 Kraków    fax: 12 662 81 58  
e-mail: ladis@ifj.edu.pl



## Literatura

1. [www.onkologia.org.pl](http://www.onkologia.org.pl)
2. A. Kawecki, S. Nawrocki, W. Golusiński i in.: *Nowotwory nabłonkowe narządów głowy i szyi. Zalecenia postępowania diagnostyczno-terapeutycznego w nowotworach złośliwych*, 2013.
3. M. Hutnik, K. Składowski, A. Wygoda i in.: *Dawki tolerancji dla narządów krytycznych w radioterapii chorych na raka głowy i szyi*, Nowotwory, Journal of Oncology, 63, 2013, 35-47.
4. ICRU, *Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy*, report 50. Bethesda, MD: International Commission on Radiation Units and Measurements, 1999.
5. M. Janik, A. Klimas, G. Żygliński i in.: *Technika SFAT: Split Fields Arc Therapy w dynamicznej radioterapii nowotworów okolicy głowy i szyi*, Inżynier i Fizyk Medyczny, 6, 2017, 352-353.
6. J. Kozelka, J. Robinson, B. Nelms i in.: *Optimizing the accuracy of a helical diode array dosimeter: A comprehensive calibration methodology coupled with a novel virtual inclinometer*, Medical Physics, 38(9), 2011, 5021-5032.
7. W. Osewski: *Rekonstrukcja rozkładu dawki w technikach dynamicznych: IMRT i VAMT*, rozprawa doktorska Uniwersytet Śląski w Katowicach, 2013.
8. D. Jankowska, A. Majka: *Zastosowanie alternatywnych metod rozstrzygnięcia o istnieniu różnic pomiędzy średnimi w badaniach rolniczych*, Annales Universitatis Mariae Curie-Skłodowska, Vol. 64(3), 2009.
9. IMRT commissioning: *Multiple institution planning and dosimetry comparisons*, a report from AAPM Task Group 119