

Barbara KUŚMIERSKA,  
Aleksandra GRZĄDZIEL,  
Jacek WENDYKIER,  
Barbara BEKMAN,  
Krzysztof ŚLOSAREK

## Weryfikacja modelu dozymetrycznego głowicy akceleratora biomedycznego

### Wprowadzenie

Współczesne planowanie radioterapii oparte jest w większości na komputerowych systemach planowania leczenia (ang. *Treatment Planning System*, TPS). Rozwój technik komputerowych w ostatnich dekadach i dostępność jednostek obliczeniowych pozwoliły na szerokie ich zastosowanie w fizyce medycznej. Najogólniej rzecz ujmując systemy planowania leczenia służą do uzyskania trójwymiarowego rozkładu dawki w pacjencie<sup>1</sup>, a dokładniej w tomografii komputerowej promieniowania X (ang. *Computed Tomography*, CT) wykonanej pacjentowi<sup>2</sup>. Proces planowania radioterapii jest wieloetapowy. Po wykonaniu badania CT należy w nim zaznaczyć istotne struktury wewnętrzne pacjenta – zarówno tkanki prawidłowe, jak i zmiany nowotworowe. W dalszej kolejności planista wykonuje plan leczenia, czyli ustala energię wiązek terapeutycznych i ich geometrię indywidualnie dla każdego pacjenta.

---

<sup>1</sup> K. Ślosarek, *Podstawy planowania leczenia w radioterapii*, PTO, Gliwice 2007.

<sup>2</sup> A.Z. Hrynkiewicz, E. Rokita, *Fizyczne metody diagnostyki medycznej i terapii*, Wydawnictwo Naukowe PWN, wyd. I, Warszawa 2000.

Sam proces planowania jest uzależniony od wielu czynników i może przebiegać według różnych schematów.

Najbardziej rozpowszechnione są systemy planowania leczenia pochodzące od producenta akceleratorów biomedycznych<sup>3</sup>: *Eclipse* firmy Varian Medical Systems<sup>4</sup> oraz *Monaco* firmy Elekta<sup>5</sup>. Na rynku znajdują się również oprogramowania firm niezależnych od producenta akceleratorów oferujących swoje produkty: *iPlan*<sup>6</sup>, *Panther*<sup>7</sup>, *RayStation*<sup>8</sup>, czy sygnowany przez firmę Philips system planowania leczenia *Pinnacle*<sup>9</sup>. Każdy z wyżej wymienionych produktów może zarówno obliczać rozkład dawki dla klasycznych już planów konformalnych (ang. *3-dimensional Conformal Radiation Therapy*, 3D-CRT)<sup>10</sup> planów IMRT (ang. *Intensity Modulated Radiation Therapy*) ze statycznymi wiązkami<sup>11</sup> jak i dla łukowych technik dynamicznych typu VMAT (ang. *Volumetric Modulated Arc Therapy*)<sup>12</sup>.

W planie konformalnym to osoba planująca w pełni odpowiada za geometrię wiązek i kształt pól, a system tylko oblicza na ich podstawie rozkład dawki. W planach dynamicznych (IMRT, VMAT) jest jeszcze krok pośredni – optymalizacja rozkładu dawki. W przypadku systemu *Eclipse*<sup>13</sup> istnieją dodatkowe moduły, w których na podstawie zadanych wytycznych optymalizator wyznacza najlepsze kąty wejścia wiązek i/lub oblicza taką modulację strumienia fotonów w poprzek pola terapeutycznego, aby trójwymiarowy rozkład dawki

---

<sup>3</sup> W. Scharf, *Akceleratorzy biomedyczne*, Wydawnictwo Naukowe PWN, wyd. I, Warszawa 1994.

<sup>4</sup> <https://www.varian.com/oncology/products/software/treatment-planning/eclipse-treatment-planning-system>.

<sup>5</sup> <https://www.elekta.com/software-solutions/treatment-management/external-beam-planning/monaco/>.

<sup>6</sup> <https://www.brainlab.com/en/>.

<sup>7</sup> <https://www.prowess.com/>.

<sup>8</sup> <https://www.raysearchlabs.com/>.

<sup>9</sup> <https://www.usa.philips.com/healthcare/solutions/radiation-oncology>.

<sup>10</sup> <http://hillman.upmc.com/cancer-care/radiation-oncology/treatment/external-beam/3d-conformal>.

<sup>11</sup> <http://www.mayoclinic.org/tests-procedures/intensity-modulated-radiation-therapy/home/ovc-20326229>.

<sup>12</sup> K. Otto, *Volumetric Modulated Arc Therapy: IMRT in a Single Arc*, *Medical Physics* 35, 1 (2008) ss. 310-317; <https://my.clevelandclinic.org/health/articles/volumetric-modulated-arc-therapy>.

<sup>13</sup> *Eclipse Photon and Electron Algorithms Reference Guide*, P1008611-002-B, Varian Medical Systems (September 2014); *clipse Photon and Electron Reference Guide*, P1008621-001-A, Varian Medical Systems (September 2014)

w pacjencie był jak najbardziej zbliżony do wskazanego. Tego typu planowanie oparte o optymalizator jest zwane planowaniem odwrotnym (ang. *inverse planning*)<sup>14</sup>.

Każdy z wymienionych systemów opiera swoje obliczenia o dane pomiarowe. Na ich podstawie tworzy on model dozymetryczny danego aparatu terapeutycznego. Przy wykorzystaniu takiego modelu możliwe jest oszacowanie rozkładu dawki w pacjencie. Przed pierwszym użyciem klinicznym danego systemu wymagane jest jego dokładne sprawdzenie<sup>15</sup>. Podana literatura zawiera zarówno metodologię porównania, jak i zalecane tolerancje. Często pomocne okazuje się specjalistyczne oprogramowanie<sup>16</sup>, które pozwala wydawnie skrócić sam proces porównywania.

W praktyce nawet łukowe techniki dynamiczne korzystają z wiązek statycznych, a obliczenia rozkładu dawki z łuku jest przybliżone określoną liczbą wiązek statycznych<sup>17</sup>. Dlatego najbardziej podstawowe testy sprawdzające zgodność modelu głowicy terapeutycznej z pomiarami dotyczą prostych pól statycznych.

## Cel

Celem pracy było sprawdzenie zgodności modelu głowicy aparatu terapeutycznego, zaimplementowanego w systemie planowania leczenia Eclipse, z danymi pomiarowymi oraz wyznaczenie optymalnych parametrów konfiguracyjnych.

## Material i metody

System planowania leczenia *Eclipse* w wersji 13.6.23 z optymalizatorem dla wiązek fotonowych, korzysta z obliczeń rozkładu dawki Multi Resolution Dose Calculation (MRDC)<sup>18</sup> oraz z dwóch algorytmów do obliczeń końcowych:

---

<sup>14</sup> S. Webb, *The physical basis of IMRT and inverse planning*, British Journal of Radiology 910, 76 (2003) ss. 678-689.

<sup>15</sup> Commissioning and Quality Assurance of Computerized Planning Systems for Radiation Treatment of Cancer. Vienna. 2004. (Technical Reports Series no 430, IAEA); Commissioning of Radiotherapy Treatment Planning Systems: Testing for Typical External Beam Treatment Techniques. Vienna. 2008. (IAEA TECDOC - 1583).

<sup>16</sup> J. Wendykier et al., *Determination of bounds between ranges of high and low gradient of beam profile*, Reports of Practical Oncology and Radiotherapy.

<sup>17</sup> Eclipse Photon and Electron Algorithms Reference Guide, P1008611-002-B, Varian Medical Systems (September 2014); Eclipse Photon and Electron Reference Guide, P1008621-001-A, Varian Medical Systems (September 2014).

<sup>18</sup> Ibidem.

Anisotropic Analytical Algorithm (AAA)<sup>19</sup> oraz AcurosXB (AXB)<sup>20</sup>. W pracy zweryfikowano modele wiązek akceleratora TrueBeam® z kolimatorem High Definition®<sup>21</sup>. Jest to akcelerator biomedyczny typu „C-arm”, przedstawiony na Rys. 1.



Rys. 1. Akcelerator TrueBeam® z naniesionymi osiami obrotu ramienia oraz wiązki i punkt ich przecięcia – izocentrum aparatu.

---

<sup>19</sup> W. Ulmer, D. Harder, *A Triple Gaussian Pencil Beam Model for Photon Beam*, Medical Physics, 5 (1995) s. 25-30; W. Ulmer, D. Harder, *Applications of a Triple Gaussian Pencil Beam Model for Photon Beam Treatment Planning*, Medical Physics, 6 (1996) s. 68-74; W. Ulmer, W. Brenneisen, *Application of an Analytical Pencil Beam Model to Stereotactic Radiation Therapy Planning*, Journal of Radiosurgery, 3 (1998) s.1; W. Ulmer, W. Kaissl, *The inverse problem of a Gaussian convolution and its application to the finite size of the measurement chambers/detectors in photon and proton dosimetry*, Physics in Medicine and Biology 48 (2003) ss. 707-727.

<sup>20</sup> T. Han, et al., *Dosimetric comparison of AcurosXB deterministic radiation transport method with Monte Carlo and model-based convolution methods in heterogeneous media*, Medical Physics, 5 (2011) s. 38.

<sup>21</sup> [https://www.varian.com/sites/default/files/resource\\_attachments/TrueBeamBrochure\\_RAD10119\\_D\\_September2013.pdf](https://www.varian.com/sites/default/files/resource_attachments/TrueBeamBrochure_RAD10119_D_September2013.pdf)

Źródło promieniowania takiego akceleratora znajduje się w jego głowicy, która może obracać się w płaszczyźnie pionowej w pełnym kącie. Oś wiązki promieniowania tworzy prosta przechodząca przez źródło i prostopadła do osi obrotu ramienia. Przecięcie osi obrotu ramienia aparatu z osią wiązki jest punktem charakterystycznym dla każdego aparatu typu „C-arm”, zwanym izocentrum. Odległość od źródła do tego punktu zwana jest odległością izocentryczną.

Na podstawie danych pomiarowych został wygenerowany model dozymetryczny głowicy dla dwu wiązek fotonowych o maksymalnym potencjale przyspieszającym 6 MV oraz 15 MV dla obu algorytmów. Jako dane pomiarowe wykorzystane zostały tak zwane „Golden Beam Data”, udostępnione przez producenta<sup>22</sup>. Proces modelowania głowicy akceleratora przeprowadzono według opisu w dokumentacji oprogramowania<sup>23</sup>.

Oprócz pomiarów jedynym edytowalnym parametrem w czasie konfiguracji modelu głowicy był tak zwany efektywny rozmiar źródła promieniowania, odpowiadający za półcień wiązki promieniowania dla dwu prostopadłych kierunków w poprzek wiązki. Możliwe jest wyznaczenie jego wartości za pomocą symulacji Monte Carlo<sup>24</sup> lub przez dopasowanie danych uzyskiwanych z obliczeń w systemie planowania leczenia do pomiarów. W pracy została wybrana druga metoda. Parametr ten jest równy szerokości połówkowej rozkładu Gaussa w jednym z dwu głównych kierunków w płaszczyźnie izocentrum wyznaczonej w milimetrach<sup>25</sup>. Ponieważ porównania dotyczyły tylko jednego z kierunków, wpływ drugiego wymiaru na półcień może być pominięty i w dalszym tekście użyta będzie tylko wartość parametru istotnego.

Na etapie modelowania wiązek terapeutycznych przyjęto różne wymiary źródła promieniowania. Użyta została siatka obliczeniowa 2,5 mm stosowana klinicznie przy większości przypadków.

Producent zaleca, aby wartość parametru odpowiedzialnego za wielkość źródła wynosiła 0,0 mm dla algorytmu AAA oraz 1,0 mm dla algorytmu AXB. Wprowadzając kolejno różne wartości parametru odpowiedzialnego za szerokość źródła, wytypowano optymalną jego wartość, przy której parametry wiązki symulowanej były najbliższe zmierzonym parametrom.

---

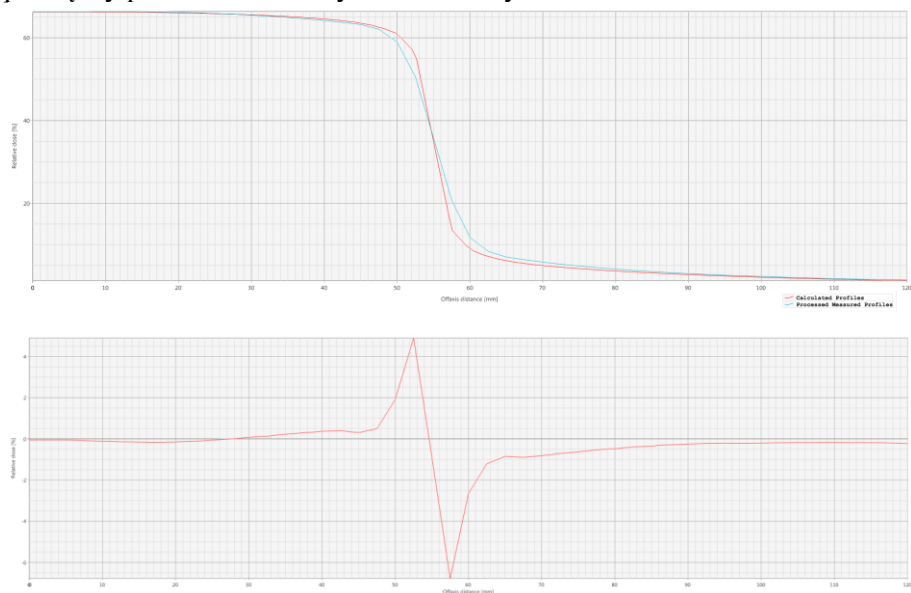
<sup>22</sup> <https://www.varian.com>

<sup>23</sup> Eclipse Beam Configuration Reference Guide, P1008610-001-A, Varian Medical Systems (September 2014)

<sup>24</sup> J.S. Aubin, et al., *An integrated 6 MV linear accelerator model from electron gun to dose in a water tank*, Medical Physics 37, 5 (2010) ss.2279-2288

<sup>25</sup> Eclipse Photon and Electron Algorithms Reference Guide, P1008611-002-B, Varian Medical Systems (September 2014)

Po wygenerowaniu modelu zostały wyznaczone profile dla pięciu wymiarów pól: 40x40, 60x60, 100x100, 200x200 oraz 400x400 mm<sup>2</sup> dla pięciu różnych głębokości:  $d_{\max}$ , 50, 100, 200 oraz 300 mm. Głębokość  $d_{\max}$  dla wiązki X 6 MV równa jest 15,0 mm, a dla X 15 MV 30,0 mm. Dla takich samych wielkości pól uzyskano krzywe spadku dawki z głębokością (ang. *percentage depth dose*, PDD). Na podstawie powyższych danych w module *Beam Configuration* porównano ze sobą dane wzorcowe i dane obliczeniowe oraz wyznaczono różnice pomiędzy krzywymi. Na Rys. 2. zaprezentowano przykładową parę profili: obliczonego za pomocą algorytmu AAA i wzorcowego oraz wyliczone różnice pomiędzy profilem obliczonym i wzorcowym.



Rys. 2. Zestawienie profili (u góry) oraz krzywa różnic profili (na dole) obliczonego za pomocą algorytmu AAA z zalecaną wielkością źródła 0 mm x 0 mm (kolor czerwony) i wzorcowego „Golden Beam Data” (kolor niebieski) dla pola o wymiarach 100x100 mm<sup>2</sup> i głębokości 100 mm.

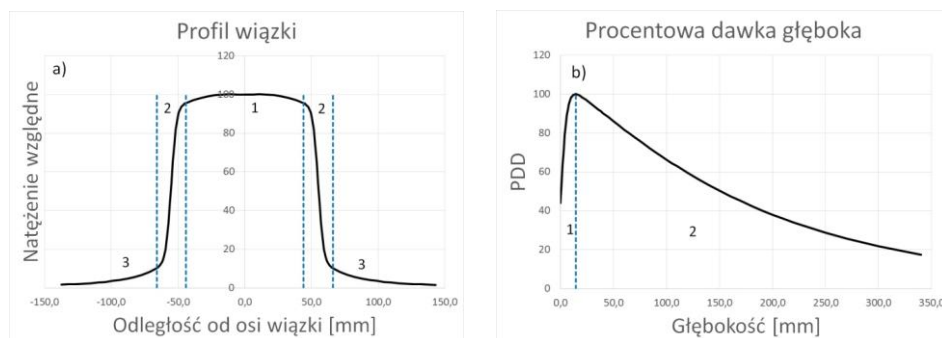
Korzystając z makra napisanego w arkuszu kalkulacyjnym *Microsoft Office Excel* porównano ze sobą profile wiązek oraz krzywe PDD (Rys. 3). Przy porównaniach profili skorzystano z rozwiązania „*distance based approach*”<sup>26</sup>, które dzieli profil na trzy obszary:

- a) niskiej dawki i małego gradientu (obszar cienia),
- b) dużego gradientu (obszar półcienia),
- c) wysokiej dawki i małego gradientu (obszar terapeutyczny)

<sup>26</sup> Yan G. et al., The extraction of true profiles for TPS commissioning and its impact on IMRT patient-specific QA, *Med Phys* 35 8 (2008)

Umowne granice między tymi obszarami, przyjęte z zastosowaniem metody „*distance based approach*” to: 120% oraz 80% wielkości pola terapeutycznego.

Dla wartości krzywych PDD wyznaczono dwa obszary: powyżej (obszar narastania dawki) i poniżej (obszar spadku dawki) nominalnej głębokości dawki maksymalnej.



Rys. 3. a). Profil wiązki promieniowania X6MV z zaznaczonymi obszarami: 1 – terapeutycznym, 2 – półcienia, 3 – cienia; b). Procentowa dawka głęboka z obszarem narastania (1) oraz spadku dawki (2).

Do arkusza kalkulacyjnego wklejane były tylko dane opisujące różnice między odpowiednimi krzywymi. Odcięte odpowiadały użytej siatce obliczeniowej. Zgodnie z wytycznymi raportu<sup>27</sup> wyznaczone zostały odchylenia wyników obliczeń w stosunku do danych wzorcowych  $\delta$  dla danego przedziału według wzoru:

$$\delta = 100 \cdot \frac{(D_{ob} - D_{ref})}{D_{ref}}, \quad (1)$$

gdzie:  $D_{ob}$  - dawka obliczona w danym punkcie w fantomie,

$D_{ref}$  - referencyjna wartość dawki w danym punkcie w fantomie.

Następnie wyznaczono bezwzględne wartości maksymalnego odchylenia procentowego.

W poszczególnych obszarach profilu przyjęto tolerancję na różnice pomiędzy wartościami obliczonymi i wzorcowymi („*Golden Beam Data*”): w obszarze cienia 30% ( $\delta_4$ ), w obszarze półcienia 10% ( $\delta_2$ ) oraz w obszarze terapeutycznym 3% ( $\delta_3$ ). W obszarach narastania i spadku dawki dla krzywych PDD przy-

<sup>27</sup> Commissioning and Quality Assurance of Computerized Planning Systems for Radiation Treatment of Cancer. Vienna. 2004. (Technical Reports Series no 430, IAEA)

jęto tolerancję odpowiednio 10% ( $\delta_2$ ) i 2% ( $\delta_1$ ). Opisane wyżej wartości dopuszczalnych tolerancji cytowane są za wymienionym raportem<sup>28</sup>.

W przypadku przekroczenia tolerancji wyznaczana była granica ufności  $\Delta$  według formuły:

$$\Delta = \delta_{\bar{s}_r} + 1,5 \cdot SD \quad (2)$$

gdzie:  $\delta_{\bar{s}_r}$  - średnia wyników odchyleń  $\delta$ ,  
 $SD$  - odchylenie standardowe wyników  $\delta$ <sup>29</sup>.

Sprawdzono, czy granice ufności  $\Delta$  nie przekraczają wyżej wymienionych wartości tolerancji w poszczególnych obszarach.

## Wyniki

### Promieniowanie X wiązka 6MV

#### *Rozkład dawki w poprzek osi wiązki.*

W zestawieniu maksymalnych odchyleń procentowych wartości profili w obszarze terapeutycznym nie zaobserwowano wartości wyższych niż poziom tolerancji. Lepszym dopasowaniem obliczonych krzywych do wartości referencyjnych dla pól o wymiarach mniejszych niż 100x100 mm<sup>2</sup> wykazał się algorytm AXB, natomiast dla większych wymiarów pól algorytm AAA. Dla większości porównywanych punktów mniejsze odchylenia uzyskały dane obliczane z optymalną wielkością źródła dla algorytmu AXB oraz z zalecaną wielkością źródła dla algorytmu AAA.

W przypadku obszaru półcienia niektóre otrzymane wartości przekroczyły dopuszczalną tolerancję, dlatego też skorzystano z porównania wartości profilu z granicą ufności. Analiza ta również wykazała wartości wyższe niż poziom tolerancji. Został on przekroczony dla obu algorytmów przy zastosowaniu zalecanych rozmiarów źródła, a w przypadku algorytmu AAA dla większej liczby pól. Dla obu algorytmów mniejsze odchylenia wykazano dla obliczeń z optymalną wielkością źródła. Najlepszym dopasowaniem obliczonych krzywych do wartości referencyjnych dla wszystkich wymiarów pól wykazał się algorytm AXB z optymalną wielkością źródła. Warto zauważyć, że otrzymane różnice maleją wraz z głębokością profilu wiązki.

W obszarze cienia nie stwierdzono przekroczeń progu tolerancji. Podobnie jak przy półcieniu odchylenia maleją wraz z głębokością profili. Dla obu

<sup>28</sup> Ibidem

<sup>29</sup> Ibidem



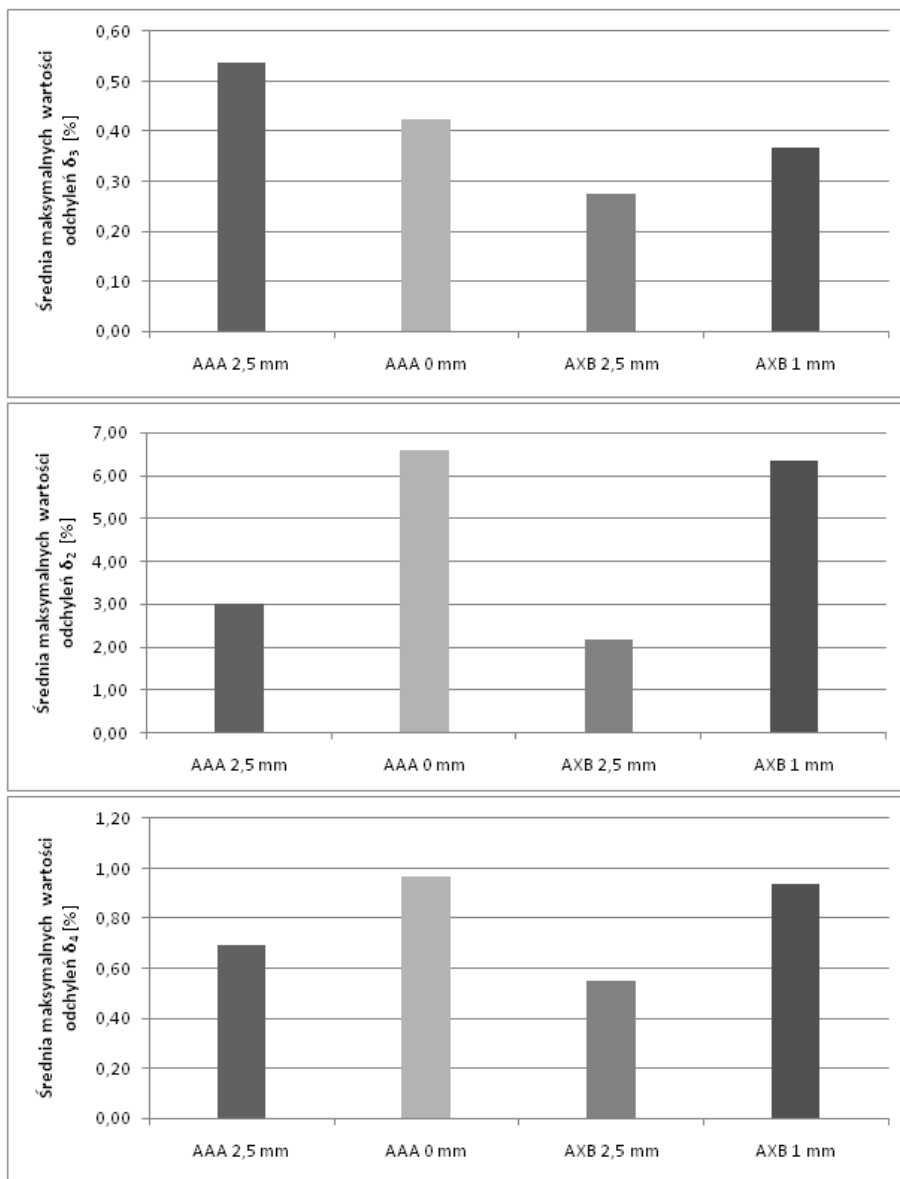
algorytmów mniejsze odchylenia wykazano dla obliczeń z optymalną wielkością źródła. Lepszym dopasowaniem obliczonych krzywych do wartości referencyjnych dla najmniejszego pola oraz pola o wymiarze boku 200 mm wykazał się algorytm AXB, natomiast dla pozostałych wymiarów pól algorytm AAA.

Wykresy na Rys. 4 przedstawiają zestawienie średnich maksymalnych odchyżeń procentowych wartości profili obliczonych przez algorytmy AAA i AXB od wartości referencyjnych dla wiązki X 6 MV. Wskazują one na najmniejsze wartości odchyżeń w przypadku obliczeń algorytmem AXB z optymalną wielkością źródła w całym zakresie profilu. Zastosowanie większego rozmiaru źródła zmniejszyło wielkości średnich maksymalnych wartości odchyżeń procentowych w całym zakresie profilu dla algorytmu AXB oraz w obszarach półcienia i cienia dla algorytmu AAA. Największą różnicę średnich maksymalnych wartości odchyżeń zaobserwowano w obszarze półcienia.

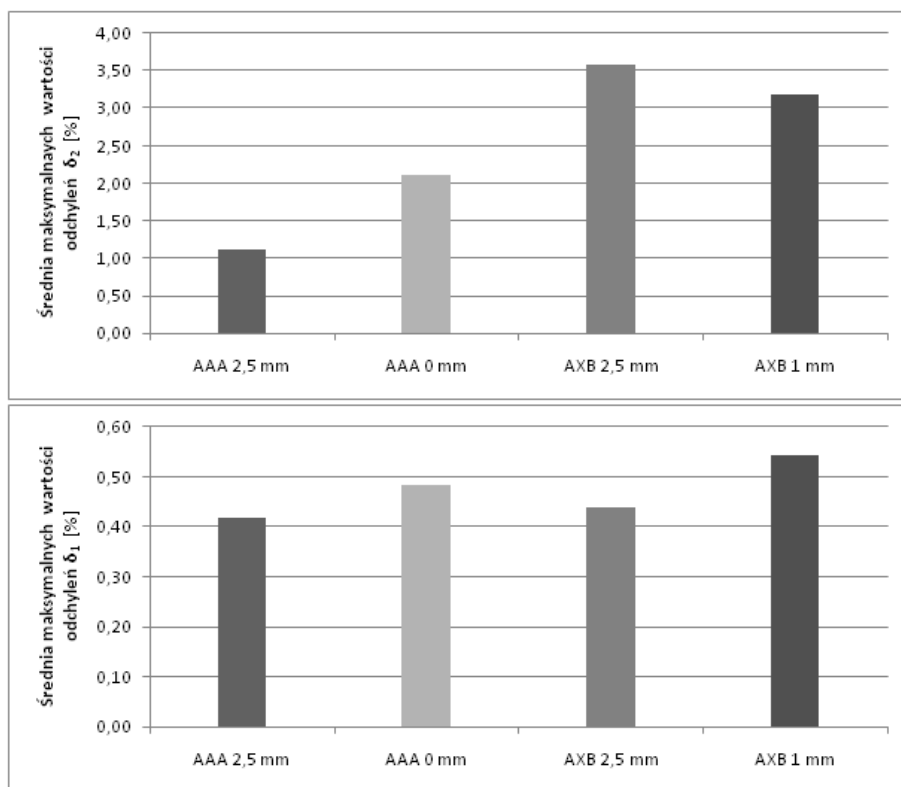
#### ***Rozkład dawki wzdłuż osi wiązki.***

Dla procentowych dawek głębokich nie zaobserwowano przekroczenia poziomu tolerancji. Lepszym dopasowaniem obliczonych krzywych do wartości referencyjnych w całym zakresie PDD wykazał się algorytm AAA.

Wykresy na Rys. 5 przedstawiają zestawienie średnich maksymalnych odchyżeń procentowych wartości PDD obliczonych przez algorytmy AAA i AXB od wartości referencyjnych dla wiązki X 6 MV. Niższe średnie odchylenia uzyskano dla algorytmu AAA, a w obszarze narastania dawki różnica ta jest bardziej widoczna. Algorytm ten wykazuje się więc lepszym modelowaniem w obszarze narastania dawki. Zaobserwować można także niewielki wpływ zmiany wielkości źródła na wyniki uzyskane dla PDD. Wartości odchyżeń przy optymalnej wielkości źródła dla obliczeń algorytmu AAA zmniejszyły się w całym zakresie PDD, a dla algorytmu AXB w obszarze spadku dawki.



Rys. 4. Zestawienie średnich maksymalnych odchyień procentowych  $\delta_{sr}$  wartości profili obliczonych przez algorytmy AAA i AXB od wartości referencyjnych w obszarach: terapeutycznym (górny wykres), półcienia (środkowy) i cienia (dolny wykres) dla wiązki X 6 MV.



Rys. 5. Zestawienie średnich maksymalnych odchyleń procentowych  $\delta_{sr}$  wartości PDD obliczonych przez algorytmy AAA i AXB od wartości referencyjnych w obszarach: narastania dawki (górny wykres) i spadku dawki (dolny wykres) dla wiązki X 6 MV.

## Promieniowanie X wiązka 15MV

### *Rozkład dawki w poprzek osi wiązki*

W obszarze terapeutycznym, podobnie jak dla wiązki X 6 MV, nie zaobserwowano wartości wyższych niż zalecany poziom tolerancji. Najniższe średnie odchylenia w przypadku najmniejszego pola wykazano dla algorytmu AXB, zaś dla pól o większych wymiarach dla algorytmu AAA. Dla czterech wymiarów pól najniższe średnie odchylenia uzyskano dla optymalnego wymiaru źródła.

W obszarze półcienia zaobserwowano przekroczenia maksymalnych tolerancji, dlatego też skorzystano z formuły  $\Delta$  (wzór (2)) do oceny jakości dopasowania modelu. Przekroczenia miały miejsce dla obliczeń algorytmem

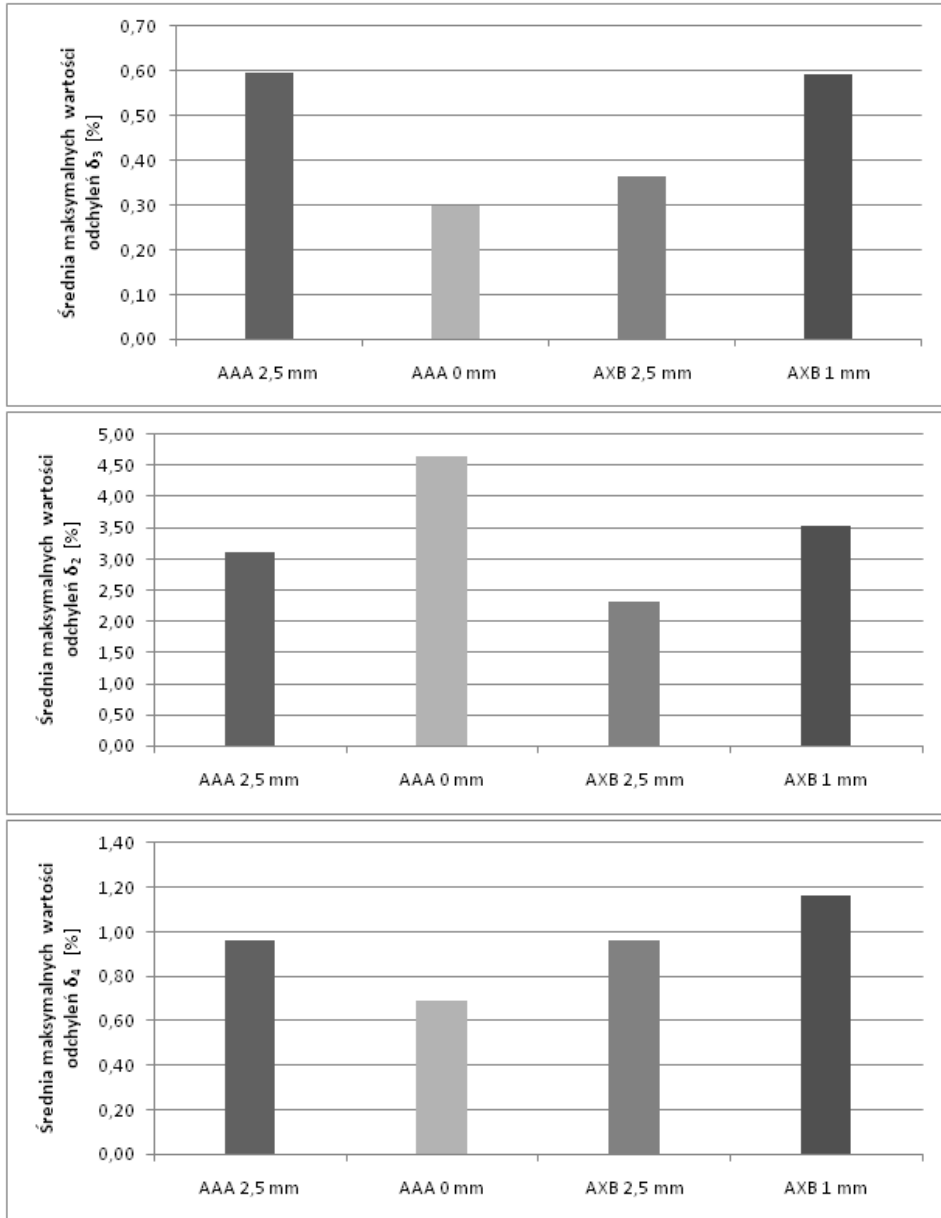
AAA przy zalecanym rozmiarze źródła. Wartości odchyłeń maleją wraz z głębokością profilu, a wartości największe obserwuje się dla pól skrajnych – największego oraz najmniejszego z całego zestawu danych. Dla obu algorytmów mniejsze odchylenia wykazano dla obliczeń z optymalną wielkością źródła. Dla wszystkich analizowanych wymiarów pól najniższe średnie wartości odchyłeń uzyskano dla algorytmu AXB z optymalnym rozmiarem źródła.

Dla obszaru cienia nie stwierdzono przekroczenia dopuszczalnych tolerancji. Obliczone różnice maleją wraz z głębokością dla wszystkich profili. Lepszym dopasowaniem obliczonych krzywych do wartości referencyjnych dla najmniejszego wymiaru pola oraz dla pola  $200 \times 200 \text{ mm}^2$  wykazał się algorytm AXB, natomiast dla pozostałych wymiarów pól algorytm AAA. Mniejsze odchylenia obliczeń z optymalną wielkością źródła wykazano dla algorytmu AXB i wszystkich wymiarów pól oraz dla algorytmu AAA i pól o wymiarach  $100 \times 100$  i  $400 \times 400 \text{ mm}^2$ .

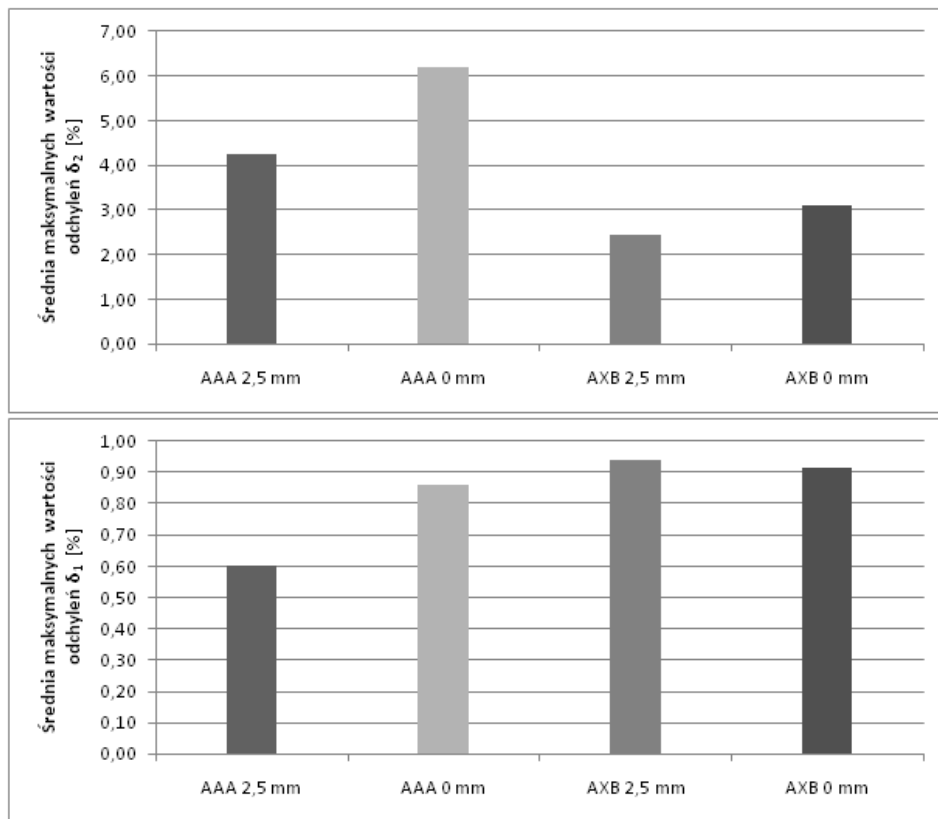
Wykresy na **Błąd! Nie można odnaleźć źródła odwołania.** przedstawiają zestawienie średnich maksymalnych odchyłeń procentowych wartości profili obliczonych przez algorytmy AAA i AXB od wartości referencyjnych dla wiązki 15 MV. Wskazują one na najniższe wartości odchyłeń dla obliczeń algorytmem AXB z optymalną wielkością źródła w zakresie półcienia profilu, a w obszarach terapeutycznym i cienia dla algorytmu AAA z zalecaną wielkością źródła. Zastosowanie większego rozmiaru źródła zmniejszyło wartość średnich maksymalnych wartości odchyłeń procentowych dla algorytmu AXB w całym zakresie profilu oraz dla AAA w obszarze półcienia.

### ***Rozkład dawki wzdłuż osi wiązki***

Dla całego zakresu danych nie stwierdzono przekroczenia zalecanej tolerancji. Wykresy na Rys. 7 przedstawiają zestawienie średnich maksymalnych odchyłeń procentowych wartości PDD obliczonych przez algorytmy AAA i AXB od wartości referencyjnych dla wiązki 15 MV. Lepszym dopasowaniem obliczonych krzywych do wartości referencyjnych w obszarze narastania dawki wykazał się algorytm AXB, natomiast w regionie spadku dawki algorytm AAA. W obszarze narastania dawki różnica wyników jest większa, co wskazuje na zdecydowanie lepsze modelowanie algorytmu AXB w tym regionie. Zaobserwować można także niewielki wpływ zmiany wielkości źródła na wyniki uzyskane dla PDD. Wartości odchyłeń przy wprowadzeniu optymalnej wielkości źródła zmniejszyły się w całym zakresie PDD dla obliczeń algorytmu AAA, a w obszarze narastania dawki dla algorytmu AXB.



Rys. 6. Zestawienie średnich maksymalnych odchyień procentowych  $\delta$  wartości profili obliczonych przez algorytmy AAA i AXB od wartości referencyjnych w obszarach: terapeutycznym (górny wykres), półcienia (środkowy) i cienia (dolny wykres) dla wiązki X 15 MV



Rys. 7. Zestawienie średnich maksymalnych odchyżeń procentowych  $\delta_{sr}$  wartości PDD obliczonych przez algorytmy AAA i AXB od wartości referencyjnych w obszarach: narastania dawki (górny wykres) i spadku dawki (dolny wykres) dla wiązki X 15 MV.

## Dyskusja

Dla wielkości źródeł zalecanych przez producenta odchylenia wykraczające poza poziom tolerancji wykazały obliczenia algorytmem AAA dla wiązek 6 MV i 15 MV, natomiast dla modelu AXB dla wiązki 6 MV. Dla algorytmu AAA wystąpiły one dla większej liczby pól. Przekroczenia zaobserwowano w obszarze półcienia profilu, zarówno dla maksymalnych wartości odchyżeń, jak i dla granic ufności. Ocena granic ufności wykazała poprawę wyników i mniejszą liczbę punktów wykraczających poza poziom tolerancji. Nadal były one jednak obecne dla tych samych algorytmów i energii wiązek.

Obliczenia wykonane przy optymalnej wielkości źródła równej 2,5 mm umożliwiły uzyskanie wyników nie wykraczających poza poziom tolerancji dla

obu algorytmów. Zastosowanie większego rozmiaru źródła istotniejszy wpływ miało na uzyskiwane profile, niż na wartości PDD, ponieważ powodowało wymodelowanie szerszego półcienia. Największą poprawę odchyień obliczonych krzywych od wartości referencyjnych zaobserwowano właśnie w tym regionie. Optymalna wielkość źródła umożliwiła uzyskanie krzywych o lepszym dopasowaniu do danych wzorcowych dla większości analizowanych profili i PDD w przypadku obu algorytmów.

Obliczenia algorytmu AXB wykazały się najlepszym dopasowaniem krzywych do wartości referencyjnych dla wiązek 6 MV i 15 MV w obszarze półcienia profilu oraz dla mniejszych wymiarów pól w obszarach terapeutycznym i cienia. Obliczenia algorytmu AAA cechują się lepszym odwzorowaniem charakteru krzywych profilu w przypadku większych wymiarów pól w obszarach terapeutycznym i cienia. W przypadku wartości PDD lepsze wyniki dla wiązki 6 MV w całym swoim zakresie i dla wiązki 15 MV w obszarze spadku dawki uzyskano dla modelu AAA, zaś w regionie narastania dawki dla wyższej energii wiązki dla algorytmu AXB. W przypadku wiązki 6 MV jednoznacznie najdokładniejszym modelowaniem profili wiązek cechuje się algorytm AXB z rozmiarem źródła równym 2.5 mm (Rys. 4). Dla profili wiązki 15 MV wyniki porównania krzywych są mniej jednoznaczne. Biorąc jednak pod uwagę występowanie najniższych różnic w dwóch przedziałach, najdokładniej wymodelowane dane uzyskano przy użyciu algorytmu AAA z optymalnym rozmiarem źródła (**Błąd! Nie można odnaleźć źródła odwołania.**).

Przy modelowaniu krzywych PDD dla wiązki 6 MV najlepsze wyniki pozwolił uzyskać algorytm AAA z optymalnym rozmiarem źródła (Rys. 5). Dla wiązki 15 MV wyniki znów nie są jednoznaczne. Najlepsze modelowanie w obszarze narastania dawki uzyskano dla algorytmu AXB, a w obszarze spadku dawki dla algorytmu AAA, w obu przypadkach stosując większy wymiar źródła (Rys. 7).

## Wnioski

Algorytm Acuros XB lepiej odwzorowuje parametry wiązki od algorytmu AAA.

Wyznaczona, inna od zalecanej, wartość rozmiaru źródła promieniowania pozwoliła na uzyskanie lepszego dopasowania danych pomiarowych i modelowanych.

VERIFICATION OF THE DOSIMETRIC MODEL  
OF THE HEAD BIOMEDICAL ACCELERATOR

## Summary

This article presents a comparison of two dose calculation algorithms implemented in the Eclipse treatment planning system: Anisotropic Analytical Algorithm and Acuros XB. The accuracy of algorithms calculations in reference to "Golden Beam Data" provided by Varian Medical Systems was verified. The differences between the calculations of both algorithms using recommended and optimal source dimensions were also checked. Comparison was made between the profiles and percentage depth dose calculated by the algorithms and the reference curves. Absolute maximum deviations of the calculation results relative to the reference data and confidence limits were determined. The obtained values were compared with the acceptable deviations in IAEA No. 430.