

Izabela Wiatrowska^{1,2}, Janusz Winięcki²,
Karolina Majewska², Barbara Drzewiecka²,
Roman Makarewicz^{1,3}, Paweł Kukuczka²,
Agnieszka Orzechowska²,
Sebastian Maleszka²

¹ Katedra i Klinika Onkologii i Brachyterapii Collegium Medicum w Bydgoszczy UMK w Toruniu

² Zakład Fizyki Medycznej Centrum Onkologii w Bydgoszczy

³ Oddział Kliniczny Brachyterapii Centrum Onkologii w Bydgoszczy

Address for correspondence/
Adres do korespondencji:

Mgr Izabela Wiatrowska
Katedra i Klinika Onkologii i Brachyterapii, Zakład Fizyki Medycznej
Centrum Onkologii w Bydgoszczy
ul. dr Izabeli Romanowskiej 2
85-796 Bydgoszcz
e-mail: iza.wiatrowska@onet.pl

Received: 20.06.2013

Accepted: 22.08.2013

Published: 30.10.2013

STATISTIC STATYSTYKA

Word count Liczba słów	920/755
Tables Tabele	0
Figures Ryciny	5
References Piśmiennictwo	6

Analysis of differences between Analytical Anisotropic Algorithm and Pencil Beam Convolution in external beam radiotherapy

Analiza porównawcza algorytmów AAA (Analytical Anisotropic Algorithm) oraz PBC (Pencil Beam Convolution) w teleradioterapii

Review article/Artykuł poglądowy

Summary

Radiotherapy is one of available methods of treatment of malignant cancer. The method applies ionizing radiation for destruction of cancer cells. Its key objective is to deliver a high dose of radiation to the target volume, with simultaneous reduction of dose reaching critical organs to the acceptable level. Calculation of dose distribution within the target volume and in critical organs is performed by treatment planning systems of variable speed and accuracy of calculations. That variability is a result of application of various calculation algorithms.

Keywords: radiotherapy, algorithm, treatment planning system, Hounsfield scale, medium density, dose distribution

Streszczenie

Radioterapia jest jedną z metod leczenia nowotworów złośliwych, w której wykorzystywane jest promieniowanie jonizujące w celu zniszczenia komórek nowotworowych. Kluczowym jej celem jest dostarczenie wysokiej dawki promieniowania do objętości targetu, a jednocześnie zredukowanie dawki przypadającej na narządy krytyczne do poziomu akceptowalnego. Do obliczania rozkładu dawki w objętości tarczowej jak i narządach krytycznych wykorzystywane są systemy planowania leczenia różniące się m.in. szybkością działania oraz dokładnością wykonywanych obliczeń. Jest to wynik stosowania różnych algorytmów obliczeniowych.

Słowa kluczowe: radioterapia, algorytm, system planowania leczenia, skala Hounsfielda, gęstość ośrodka, rozkład dawki

INTRODUCTION

Radiotherapy is one of available methods of treatment of malignant cancer, using ionizing radiation for destruction of cancer cells. Its key objective is to deliver a high dose of radiation to the target volume, with simultaneous reduction of dose reaching critical organs to the acceptable level. Delivery of too low dose to the area of a tumor may result in failure of destruction of all neoplastic cells, and administration of a too high dose may cause damage of healthy tissues neighboring to the target, proper function of which is critical for the organism (critical organs) [1].

Calculation of dose distribution within the target volume and in critical organs is performed by treatment planning systems (TPS) of variable speed and accuracy of calculations. That variability is a result of application of various calculation algorithms. During several last decades, majority of TPS used the algorithm of Pencil Beam Convolution (PBC) for calculation of dose distribution. Due to its user-friendly character and speed of calculations the algorithm is still used in clinical practice. Modern algorithms using the method of convolution/superposition, used in modern TPS ensure a more accurate prediction of dose distribution at the borders of media of various density [2,3].

The objective of this study was to present a difference in dose distribution modeling offered by the above mentioned algorithms: AAA (Analytical Anisotropic Algorithm) and PBC, on the border of media of various densities.

MATERIAL AND METHODS

A virtual phantom resembling human body in terms of shape and density, and imitating a transverse section of the human chest, was created in the treatment planning system Eclipse (version 8.6) in order to illustrate differences in dose shaping within the irradiated area (Fig.1). The elliptic phantom, dimensions – 32 x 27 cm (width x height, respectively) was constructed with standard tools for contouring available in the system. Individual areas

WSTĘP

Radioterapia jest jedną z metod leczenia nowotworów złośliwych, w której wykorzystuje się promieniowanie jonizujące do niszczenia komórek nowotworowych. Kluczowym jej celem jest dostarczenie wysokiej dawki promieniowania do objętości targetu, a jednocześnie zredukowanie dawki przypadającej na narządy krytyczne do poziomu akceptowalnego. Dostarczenie zbyt małej dawki na obszar guza może nie zniszczyć wszystkich komórek rakowych, natomiast podanie zbyt dużej dawki może spowodować uszkodzenie tkanek zdrowych sąsiadujących z targetem, których prawidłowe funkcjonowanie ma charakter krytyczny dla organizmu (organy krytyczne) [1].

Do obliczania rozkładu dawki w objętości tarczowej jak i narządach krytycznych wykorzystywane są systemy planowania leczenia TPS (ang. Treatment Planning System) różniące się m.in. szybkością działania oraz dokładnością wykonywanych obliczeń. Jest to wynik stosowania różnych algorytmów obliczeniowych. W ostatnich dziesięcioleciach większość TPS do obliczania rozkładu dawki wykorzystywała algorytm Pencil Beam Convolution (PBC). Ze względu na łatwość w obsłudze i szybkość wykonywanych obliczeń, jest on nadal stosowany w praktyce klinicznej. Nowe algorytmy wykorzystujące metodę splotu/superpozycji, które używane są w nowszych systemach planowania leczenia wierniej przewidują rozkład dawki na granicy ośrodków różniących się gęstością [2,3].

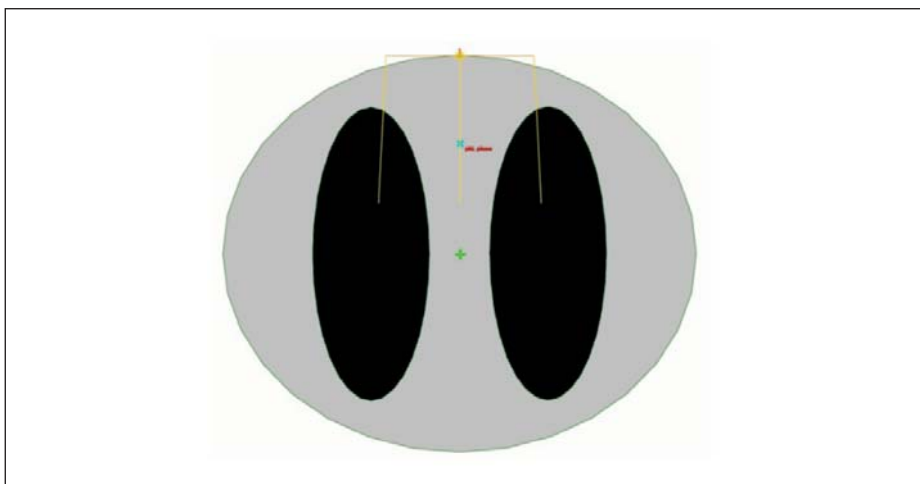
Celem badania było przedstawienie różnic w modelowaniu rozkładu dawki przez oba te algorytmy AAA (ang. Analytical Anisotropic Algorithm) i PBC na granicy ośrodków o odmiennych gęstościach.

MATERIAŁ I METODY

W celu zilustrowania różnic w kształtowaniu dawki w napromienianym obszarze, utworzono w systemie planowania leczenia Eclipse (wersja 8.6) wirtualny fantom podobny pod względem kształtu jak i gęstości do ciała człowieka, imitujący przekrój poprzeczny przez klatkę piersiową (Rys.1). Fantom o kształcie elipsy o wymiarach

Fig. 1. A virtual phantom presenting irradiation of a non-homogeneous medium

Rys. 1. Wirtualny fantom przedstawiający napromienianie niejednorodnego ośrodka



were assigned values in Hounsfield scale, corresponding to soft tissues and lungs.

To present differences in dose distribution shaping modeled by AAA and PBC on the border of media of various densities, a perpendicular photon beam with the 6 MV effective accelerating potential was directed on the TPS-constructed phantom. Dimensions of the field in the isocenter were 10x10 cm. The analysis applied the technique of constant SSD=100 cm. The dose was normalized in the beam axis at the point located at the depth of 6 cm. In the first part of the study the photon beam was calculated using the PBC model. Another step consisted in re-calculation of the obtained dose distribution within the phantom using the AAA algorithm instead of PBC. The modification involved only a change of the beam calculation model – all the other parameters remained unaltered.

Comparing both presented distributions obtained from TPS Eclipse some significant differences of isodose shape are notable. The AAA algorithm, considering change of density of tissues, allows achievement of a more reliable dose distribution. That is a result of taking some additional physical phenomena (e.g. absence of the lateral dispersion in the mediastinum just at the border with a lung) into account. Those phenomena were not considered in the PBC algorithm. The radiation beam of 6 MV effective accelerating potential simulated with PBC,

32x27 cm (odpowiednio: szerokość x wysokość) sporządzono przy użyciu standardowych narzędzi dostępnych w systemie, służących do konturowania a poszczególnym jego obszarom przypisano wartości skali Hounsfielda odpowiadające tkance miękkiej i płucem.

Aby pokazać różnice w kształtowaniu rozkładu dawki przez AAA i PBC na granicy ośrodków o różnych gęstościach, na fantom w TPS skierowano prostopadłą wiązkę fotonową o efektywnym potencjale przyspieszającym 6MV. Wymiary pola w izocentrum wynosiły 10x10cm. Do tej analizy wykorzystano technikę stałego SSD=100cm. Dawkę znormalizowano w osi wiązki w punkcie znajdującym się na głębokości 6cm. W pierwszej części badania, wiązkę fotonową poddano kalkulacji przy wykorzystaniu modelu PBC następnym krokiem polegał na rekalkulacji uzyskanego rozkładu dawki w fantomie zastępując algorytm PBC algorytmem AAA. Modyfikacja polegała wyłącznie na zmianie modelu kalkulacji wiązki-pozostałe parametry pozostały bez zmian.

Porównując prezentowane rozkłady dawki uzyskane w TPS Eclipse dostrzega się znamienne różnice kształcie izodoz. Algorytm AAA uwzględniając zmianę gęstości tkanek pozwala uzyskać bardziej wiarygodny rozkład dawki, co wynika z uwzględniania dodatkowych zjawisk fizycznych (np. brak bocznego rozproszenia w obszarze śródpiersia tuż przy granicy z płucem), które nie były-

Fig. 2a,b. Dose distribution against the virtual phantom, obtained with the PBC algorithm (own source)

Rys. 2a,b. Rozkład dawki na tle wirtualnego fantomu uzyskany przy pomocy algorytmu PBC (źródło własne)

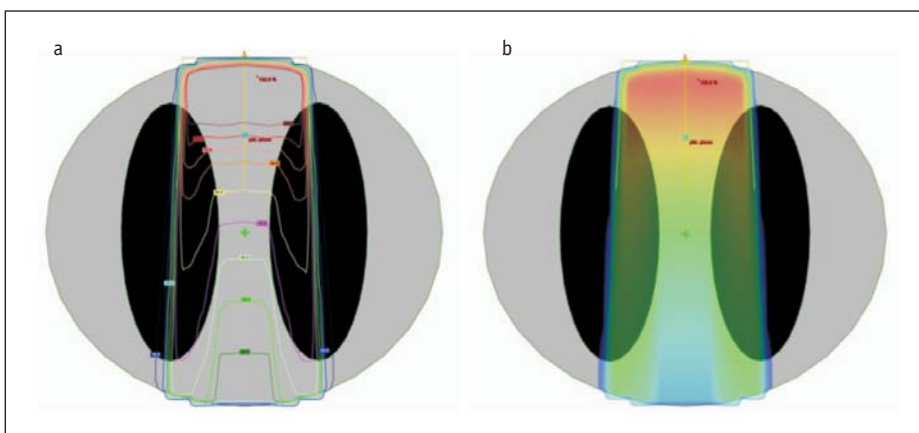
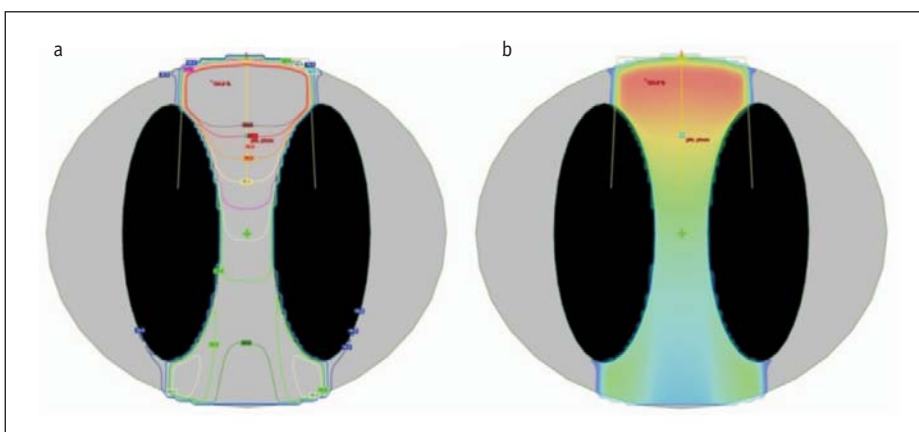


Fig. 3a,b. Dose distribution against the virtual phantom, obtained with the AAA algorithm (own source)

Rys. 3a,b. Rozkład dawki na tle wirtualnego fantomu uzyskany przy pomocy algorytmu AAA (źródło własne)



passing through soft tissues achieves the dose maximum at the depth of 1.5 cm. Beyond that point the dose gradually decreases. In the pulmonary tissue the dose reduction along the beam axis is less intense than in the mediastinum. On the other hand, the AAA algorithm, taking the absence of lateral dispersion into consideration, demonstrates a rapid disappearance of the dose in the lung, and a re-formation of the beam following penetration of the area of higher density (compare Figs. 2-5). Dose distribution model created by the PBC algorithm is perceived differently. The radiation beam passing through subsequent media achieved only one maximum, despite differences of density (Fig. 5).

DISCUSSION

The analysis demonstrated existence of a significant difference in dose distribution modeling offered by two calculation methods - PBC and AAA. The AAA algorithm, taking into account the absence of diffused radiation in low-density tissue (lung) and in the border between media (mediastinum) correctly demonstrates reduction of the dose accumulated in those areas. A similar situation is encountered in case of breast cancer or tumors localized in the head and neck area, considering a subcutaneous position of a tumor or presence of voids (e.g. ethmoid) in its neighborhood [4].

There are numerous reports regarding the compared algorithms in available literature. Knöös et al. [3], and Lax et al. [5] demonstrated that PBC has a tendency for enhancing the dose in the target volume in sites where tissues of densities below the density of water are present. It was demonstrated that the error of calculated dose has a tendency of growing if density of tissues at the border of two media is significantly reduced. M. Bragg et al. [6] analyzed 72 IMRT treatment plans created with the PBC algorithm for prostatic, nasopharyngeal and lung cancers, recalculated with the AAA model. Their results showed no significant differences between PBC and AAA

uwzględnione przez algorytm PBC. Wiązka promieniowania o efektywnym potencjale przyspieszającym 6MV symulowana przy pomocy PBC, przechodząc przez tkanki miękkie uzyskuje maksimum dawki na głębokości wynoszącej 1,5cm. Po jej osiągnięciu dawka stopniowo maleje. W tkance płucnej zanik dawki wzdłuż osi wiązki jest mniej intensywny niż w śródpiersiu. Z kolei algorytm AAA uwzględniający brak rozpraszania bocznego pokazuje gwałtowny zanik dawki w płucu oraz ponowną rozbudowę wiązki po wnikięciu w obszar o zwiększonej gęstości (Porównaj Rys.2-5). Inaczej postrzegane jest modelowanie rozkładu dawki przez algorytm PBC. Wiązka promieniowania przechodząc przez kolejne ośrodki mimo różnic w gęstości, uzyskuje tylko jedno maksimum (Rys.5).

DYSKUSJA

Przeprowadzona analiza wykazała istotną różnicę w modelowaniu rozkładu dawki przy użyciu dwóch metod kalkulacji PBC i AAA. Algorytm AAA uwzględniając brak promieniowania rozproszonego w tkance o małej gęstości (płuco) a także na granicy ośrodków (śródpiersie), prawidłowo zaniża wartość dawki akumulowanej w tych obszarach. W podobny sposób dawka widziana w przypadku raka piersi czy też nowotworach zlokalizowanych w regionie głowa-szyja, z uwagi na podskórne położenie guza lub jego sąsiedztwo z przestrzeniami powietrznymi np. sitowie [4].

W literaturze znaleźć można wiele badań dotyczących porównywanych algorytmów. Knöös i wsp.[3], oraz Lax i wsp.[5] pokazali, że PBC ma skłonność do wzmacniania dawki w objętości tarczowej w miejscach występowania tkanek o gęstościach niższych od gęstości wody. Wykazano, że błąd obliczonej dawki ma tendencję wzrostową kiedy gęstość tkanek na pograniczu dwóch ośrodków ulega znacznemu zmniejszeniu. M. Bragg i wsp.[6] przeanalizowali 72 plany terapeutyczne utworzone w technice IMRT przy zastosowaniu algorytmu PBC dla

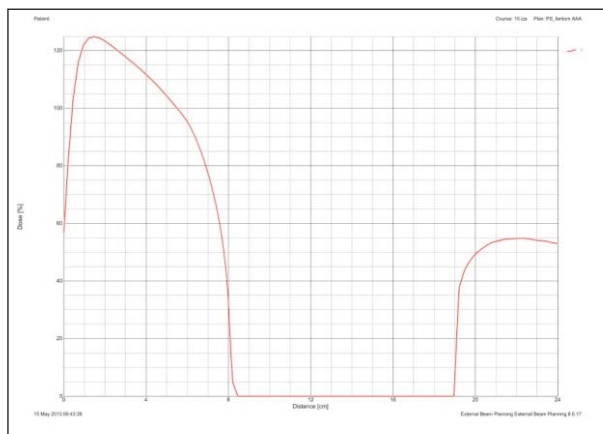


Fig. 4. Dose profile obtained with the AAA algorithm (own source)
Rys. 4. Profil dawki uzyskany przy pomocy algorytmu AAA (źródło własne)

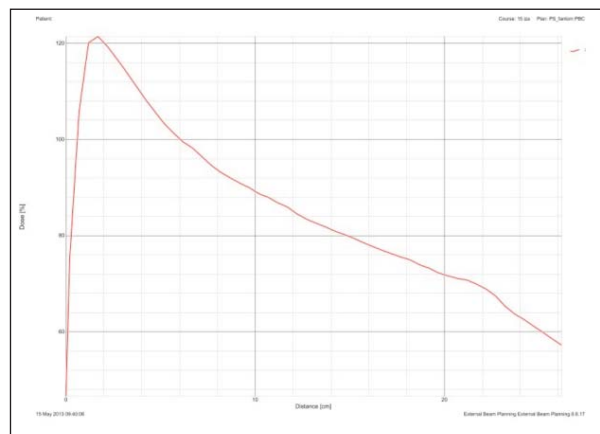


Fig. 5. Dose profile obtained with the PBC algorithm (own source)
Rys. 5. Profil dawki uzyskany przy pomocy algorytmu PBC (źródło własne)

within the pelvis, which is due to a similar density of tissues. However, significant differences were found for dose distribution within the chest and head and neck areas, so in the areas where medium is significantly non-homogenous.

CONCLUSIONS

The comparative analysis of dose distribution for two algorithms: Analytical Anisotropic Algorithm and Pencil Beam Convolution, demonstrated that the AAA model offers a superior accuracy of dose calculation compared to PBC. The analysis demonstrated that PBC should not be used in highly heterogenic areas, including chest and ethmoid.

nowotworów prostaty, ślinianki, nosogardła i płuc, które przekalkulowano zmieniając model kalkulacji dawki na AAA. Otrzymane przez nich wyniki nie wykazały znaczących różnic między PBC i AAA w obszarze miednicy, z uwagi na podobną gęstość tkanek. Stwierdzono natomiast istotne różnice w rozkładzie dawki w regionie klatki piersiowej i głowa-szyja, czyli tam gdzie występują duże niejednorodności ośrodka.

WNIOSKI

Przeprowadzona analiza porównawcza rozkładów dawki dla dwóch algorytmów Analytical Anisotropic Algorithm oraz Pencil Beam Convolution wykazała, że model AAA jest dokładniejszy w obliczaniu dawki w porównaniu do PBC. Przeprowadzona analiza wykazała, iż PBC nie należy stosować w obszarach o dużych niejednorodnościach, takich jak: klatka piersiowa, sitowie.

References/Piśmiennictwo:

1. Cartier L, Auberdic P, Khodri M i wsp.: "Correlation of dosimetric parameters obtained with the analytical anisotropic algorithm and toxicity of chest chemoradiation in lung carcinoma". *Med Dosim* 2012; 37: 152-156
2. Aarupa RL, Nahumb AE, Zacharatoua Ch i wsp.: "The effect of different lung densities on the accuracy of various radiotherapy dose calculation methods: Implications for tumour coverage". *Radioth Oncol* 2009; 91: 405-414
3. Knöös T, Wieslander E, Cozzi L. i wsp.: "Comparison of dose calculation algorithms for treatment planning in external photon beam therapy for clinical situations". *Phys Med Biol* 2006;51:5785-807
4. Panettieri V, Barsoum P, Westermark M i wsp.: "AAA and PBC calculation accuracy in the surface build-up region in tangential beam treatments. Phantom and breast case study with the Monte Carlo code PENelope". *Radioth Oncol* 2009; 93: 94-101
5. Ingmar L, Panettieri V, Berit W i wsp.: "Dose distributions in SBRT of lung tumors: comparison between two different treatment planning algorithms and Monte Carlo simulation including breathing motions". *Acta Oncol* 2006;45:978-88
6. Bragg ChM, Wingate K, Conway J: "Clinical implications of the anisotropic analytical algorithm for IMRT treatment planning and verification". *Radioth Oncol* 2008; 86: 276-284