

JOANNA KAMIŃSKA¹, BARTŁOMIEJ CIESIELSKI²

**POMIAR ROZKŁADU DAWKI OD WIĄZEK ELEKTRONOWYCH
POD OSŁONĄ GAŁKI OCZNEJ
ZA POMOCĄ DETEKTORÓW ALANINOWYCH**

**MEASUREMENT OF DOSE DISTRIBUTION UNDER EYE SHIELD
FOR ELECTRON BEAMS USING ALANINE DETECTORS**

¹ Klinika Onkologii i Radioterapii Uniwersyteckiego Centrum Klinicznego
kierownik: prof. dr hab. Jacek Jassem

² Katedra i Zakład Fizyki i Biofizyki Gdańskiego Uniwersytetu Medycznego
Kierownik: dr hab. Piotr Boguś

Celem badań było określenie rozkładu dawki pod komercyjną osłoną wolframową, wykorzystywaną do osłony gałki ocznej podczas radioterapii z zastosowaniem wiązek elektronowych o energii dla 9 MeV, 12 MeV oraz 16 MeV. Pomiar dawki pod osłoną wykonano za pomocą dozymetrii elektronowego rezonansu magnetycznego (EPR) z zastosowaniem detektorów w postaci filmów alaninowych umieszczonych wzdłuż osi wiązki na różnych głębokościach pod osłoną.

Na głębokościach 5-9 mm pod osłoną zaobserwowano zmniejszenie dawki do wartości 6-14% jej wartości w d_{\max} w polu otwartym, co daje pożądane zmniejszenie dawki w soczewce. Wykazano występowanie maksimum lokalnego o wartości dawki ok. 35-40% dawki maksymalnej w polu otwartym. Maksima te występują na głębokościach ok. 1,5; 3,5 i 6,5 cm dla energii elektronów odpowiednio 9, 12, i 16 MeV i mogłyby stanowić potencjalne zagrożenie dla nerwu wzrokowego i siatkówki. Jednak całkowite dawki stosowane podczas radioterapii przy uwzględnieniu maksimów lokalnych pod osłoną nie przekraczają dopuszczalnych dawek w wyżej wymienionych narządach krytycznych.

Promieniowanie jonizujące w postaci wysokoenergetycznych wiązek elektronów jest często stosowane w leczeniu nowotworów skóry. Jeżeli guz nowotworowy jest zlokalizowany w okolicach oka, radioterapia wiąże się z ryzykiem uszkodzenia soczewki gałki ocznej. W celu jej ochrony stosuje się osłony wolframowe nakładane przez lekarza na powierzchnię gałki ocznej każdorazowo przed aplikacją kolejnej frakcji przepisanej dawki. Producenci osłon często nie podają dokładnych informacji na temat rozkładu dawki pod osłoną dla poszczególnych energii

elektronów, tym samym utrudniając ocenę narażenia na promieniowanie wrażliwych struktur w obrębie gałki ocznej i upewnienie się, że wartości dawek nie przekraczają dawek krytycznych.

W celu pomiaru dawki pod osłoną zastosowano dozymetrię EPR z wykorzystaniem detektorów alaninowych. Dozymetria EPR oparta jest na pomiarze względnych stężeń stabilnych wolnych rodników indukowanych w różnych materiałach pod wpływem promieniowania jonizującego. Do zastosowań medycznych, materiały te muszą charakteryzować się wysoką radioczułością i stabilnością sygnału EPR generowanego pod wpływem promieniowania jonizującego. Tkanki takie jak szkliwo, zębina, kości posiadają te cechy i mogą pełnić rolę biologicznych dozymetrów oraz są one wykorzystywane w biodozymetrii *ex vivo* dawek pochłoniętych przez ofiary wypadków radiacyjnych [1, 4, 6, 8, 14]. Najbardziej rozpowszechnionym, sztucznie wytworzonym materiałem stosowanym w dozymetrii EPR jest krystaliczna alanina, której właściwości dozymetryczne udokumentowano w olbrzymiej liczbie publikacji naukowych i technicznych. Została ona uznana przez międzynarodowe organizacje zajmujące się standaryzacją pomiaru dawki (np. Międzynarodową Agencję Energii Atomowej w Wiedniu, amerykańskie National Institute of Standards and Technology i American Society for Testing and Materials [2]) za referencyjny system dozymetryczny. Podstawowe zalecenia odnośnie metodyki pomiaru w dozymetrii alaninowej są zawarte w uaktualnianych okresowo dokumentach ASTM o randze międzynarodowych standardów-norm [9]. Detektory alaninowe dostępne komercyjnie mają postać tabletek, pręcików lub folii – ich bliższe charakterystyki przedstawiono w pracy [5] i cytowanych w niej odnośnikach literaturowych.

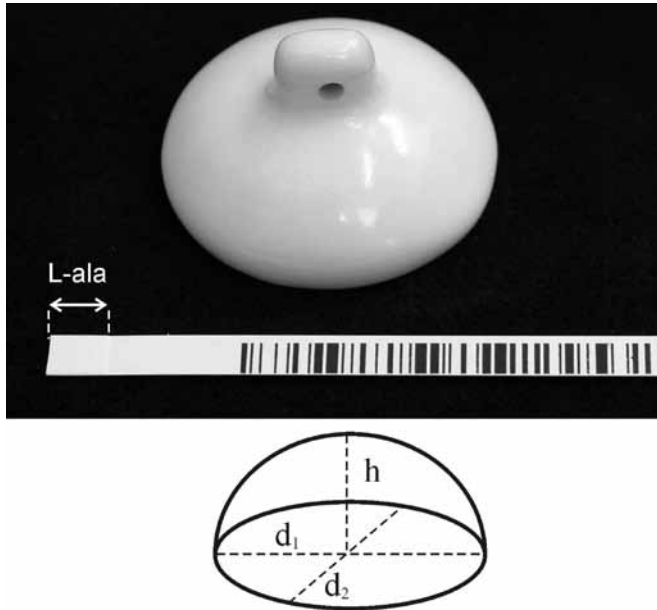
MATERIAŁ I METODY

Jako dozymetr zastosowano filmy alaninowe Bio Max (Eastman Kodak Company, USA) o grubości 311,5 μm (133,5 μm alanina, 178 μm podłoże) (ryc. 1), w postaci pasków o szerokości 4 mm i długości 5 mm (oryginalne detektory o długości 48 mm skrócono ze względu na rozmiar osłony). Osłona wolframowa gałki ocznej była w rozmiarze „S” i miała rozmiary $d_1 = 2,5$ cm, $d_2 = 1,75$ cm i $h = 1,8$ cm.

Pomiary rozkładu dawki pod osłoną wykonano dla trzech energii elektronów: 9 MeV, 12 MeV oraz 16 MeV. Układ pomiarowy przedstawia schematycznie ryc. 2. W każdym napromieniowaniu wiązka elektronową używano 9 detektorów, z których pierwszy umieszczony był bezpośrednio pod osłoną. Wnękę osłony wypełniano woreczkiem polietylenowym z wazeliną, pod którym znajdował się kolejny detektor (0,5 cm od pierwszego). Pozostałe dozymetry umieszczano w osi wiązki pod różnej grubości kwadratowymi płytami z PLEXI o boku 40 cm, które tworzyły fantom symulujący obecność tkanki w czasie radioterapii. Odległości poszczególnych detektorów od wewnętrznej powierzchni osłony wynosiły: 0, 5, 7, 9, 14, 34, 64, 84 i 114 mm.

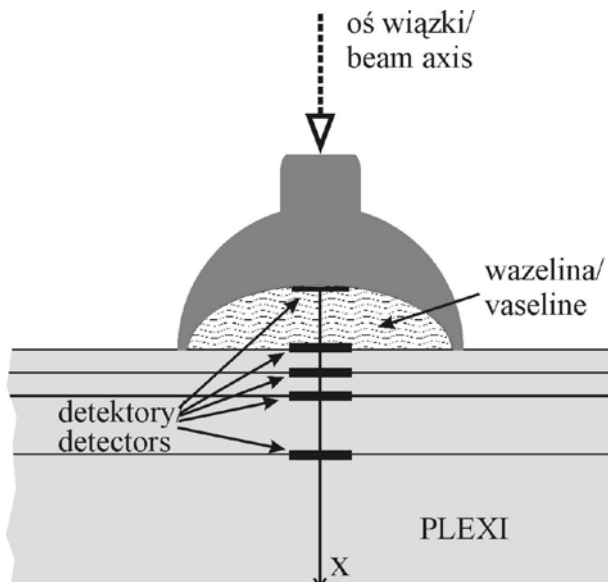
Sygnał EPR w detektorach mierzono trzykrotnie:

- (1) przed napromieniowaniem, w celu określenia indywidualnego sygnału tła każdego detektora,
- (2) po napromieniowaniu pod osłoną, w warunkach ekspozycji dających bez osłony dawkę 300 Gy na głębokości d_{max} ,
- (3) po napromieniowaniu dodatkową dawką 300 Gy, w celu indywidualnej kalibracji każdego detektora.



Ryc. 1. Detektor alaninowy – film alaninowy Bio Max (Eastman Kodak Company, USA) oraz oślona wolframowa

Fig. 1. The tungsten eye-shield and the Bio-Max alanine dosimeter (Eastman Kodak Company, USA)



Rys. 2. Szkic układu pomiarowego

Fig. 2. Diagram of the experimental setup

Z powodu liniowej odpowiedzi alaniny na dawkę w zakresie do 5 kGy [11], porównanie sygnałów dozymetrycznych w etapie (2) i (3) pozwoliło na obliczenie dawki pod osłoną. Sygnał EPR mierzono po 12 h od ekspozycji. Po kolejnych 24 h filmy alaninowe były ponownie napromieniane dawką 300 Gy w celach kalibracyjnych. Przed analizą, każde widmo było normalizowane do amplitudy linii EPR znaczników manganowych (Mn^{2+} w MgO), umieszczonych na stałe we wnętrzu spektrometru, co pozwoliło zredukować wpływ niestabilności czułości spektrometru na natężenia mierzonych sygnałów EPR.

Widma EPR mierzono spektrometrem Bruker EMX, przy modulacji pola magnetycznego 1 mT, zakresie skanu 20 mT i mocy mikrofalowej 10 mW.

Wyznaczenie dawki pod osłoną polegało na numerycznym rozkładzie widm EPR poszczególnych detektorów na ich dwie składowe: sygnał dozymetryczny S_{doz} (indukowany promieniowaniem) i sygnał tła; rozkład ten przeprowadzono procedurą Reglinp z pakietu Excell (Microsoft Office 2003). Dawkę pod osłoną (D_{os}) obliczano wg wzoru:

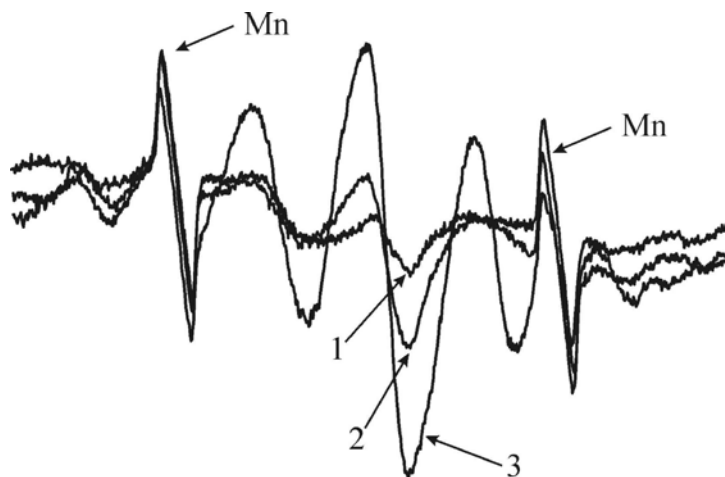
$$D_{os} = \frac{S_{doz}(2) - S_{doz}(1)}{S_{doz}(3) - S_{doz}(2)} \cdot 300 [Gy] \quad (1)$$

gdzie $S_{doz}(1)$, $S_{doz}(2)$ i $S_{doz}(3)$ oznaczają obliczone numerycznie sygnały dozymetryczne w detektorze, zmierzone odpowiednio w etapie (1), (2) i (3).

WYNIKI

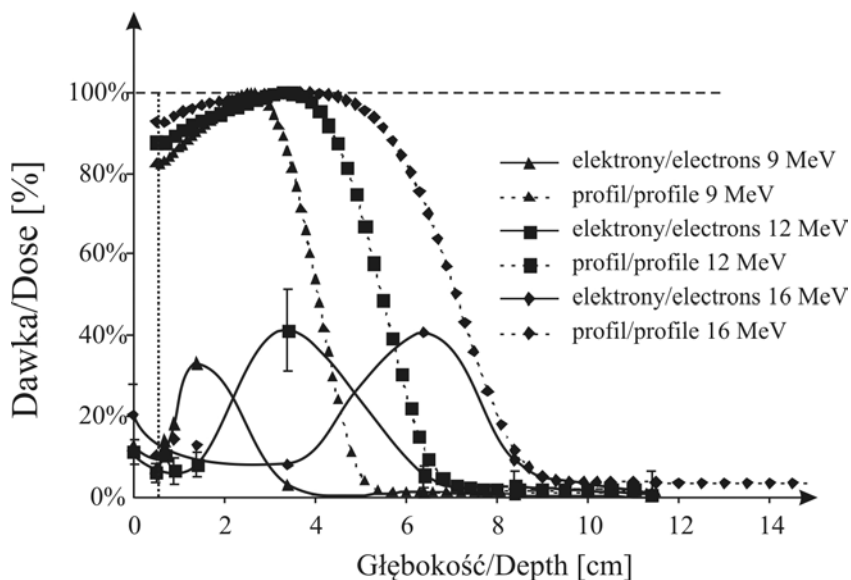
Przykładowe widma EPR detektora alaninowego uzyskane w kolejnych etapach doświadczenia przedstawia ryc. 3.

Zmierzone wartości dawki dla wiązek bez osłony (pomiar dozymetryczny przyspieszacza liniowego Clinac 2300 Silhouette za pomocą analizatora pola leczenia – program MEPHYSTO mcc v.1.3) i pod osłoną przedstawia ryc. 4. Na rycinie dawki są unormowane do 100% na głębokości d_{max} dla poszczególnych energii, w fantomie bez osłony. W przypadku pomiarów dla energii 12 MeV błąd obliczano w oparciu o 3 niezależne eksperymenty, a zaznaczone błędy pomiarowe oznaczają odchylenia standardowe. Dla energii 9 MeV oraz 16 MeV doświadczenie wykonano tylko raz, a niepewności pomiarowe uznano za równe tym, wyznaczonym dla odpowiednich poziomów sygnału dla energii 12 MeV. Dla przejrzystości rysunku niepewności pomiarowe zaznaczono tylko dla energii 12 MeV. Na rysunku nie zaznaczono również niepewności głębokości położenia detektorów – wynosiła ona $\Delta x = \pm 1$ mm. Należy podkreślić, że krzywe ilustrujące wyniki pomiarów dawki pod osłoną nie są tożsame z osiowym rozkładem dawki, a łączą tylko punkty pomiarowe dla poszczególnych energii elektronów. Rzeczywiste rozkłady dawki pomiędzy punktami pomiarowymi, zwłaszcza dla regionów między 9 a 64 mm mogą istotnie odbiegać od narysowanych linii. W konsekwencji rzeczywista lokalizacja maksimum dawki może różnić się nawet o kilkanaście milimetrów od położenia zaznaczonych na wykresie punktów o maksymalnej zmierzonej dawce.



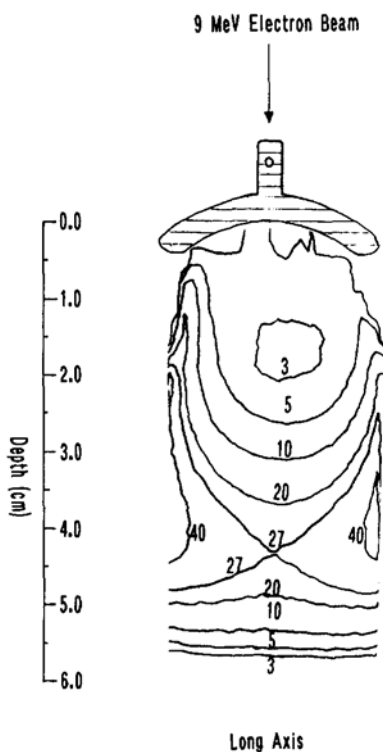
Rys. 3. Widma EPR jednego z detektorów zmierzone (1) przed napromieniowaniem, (2) po napromieniowaniu pod osłoną, (3) po napromieniowaniu dodatkową dawką kalibracyjną 300 Gy

Fig. 3. EPR spectra of a detector measured (1) before irradiation, (2) after irradiation below the eye-shield and (3) after the additional, calibration irradiation with 300 Gy



Ryc. 4. Porównanie rozkładów dawki pod osłoną wolframową osłony z profilami dawki głębokiej w otwartym polu dla wiązek elektronowych 9, 12 i 16 MeV. Pionową linią kropkowaną zaznaczono położenie powierzchni fantomu

Fig. 4. Comparison of the measured dose distributions (solid lines) and the beam profiles in an open field (dashed lines) for 9, 12 i 16 MeV electrons. The vertical, dotted line indicates the position of the phantom surface.



Ryc. 5 Izodozy przestrzennego rozkładu dawki za osłoną wolframową (elektrony 9 MeV, z pracy [15])

Fig. 5. Dose distributions below a tungsten eye-shield for 9 MeV electrons (from paper [15])

DYSKUSJA

Przedstawione wyniki wykazują istotny spadek dawki pod osłoną dla badanych energii elektronów. Poziomą zmierzoną dawkę bezpośrednio pod osłoną osiąga wartość 11-20% dawki w d_{max} , w zależności od energii elektronów, można zatem wnioskować, że przy zastosowaniu osłony, w obszarze rogówki dawka nie powinna przekraczać 20% dawki zadanej. Istotną cechą przestrzennego rozkładu dawki pod osłoną jest występowanie wyraźnego maksimum na głębokości od ok. 1,5 do 7 cm, w zależności od energii elektronów. Dokładne określenie wartości dawki w maksimum i jego położenia nie jest możliwe ze względu na odległości pomiędzy poszczególnymi detektorami w obszarze tego maksimum. Cięższe rozmieszczenie detektorów zastosowano na mniejszych głębokościach (5-9 mm) w celu dokładniejszego określenia dawki w obrębie soczewki, dla której dawka progowa dla efektów deterministycznych (zaćmy) jest na poziomie pojedynczej dawki frakcyjnej w polu otwartym. Typowe głębokości lokalizacji soczewki dla wszystkich zbadanych energii znalazły się w obszarze lokalnego minimum dawki, na poziomie 6-14% procent dawki w d_{max} . Występowanie dla energii 12 i 16 MeV maksimum dawki na głębokościach odpowiednio ok. 3 i 7 cm, na poziomie około 40% dawki w d_{max} . nie stanowi zagrożenia dla skrzyżowania nerwu wzrokowego, dla którego za dawkę krytyczną uznaje się 54 Gy [7]. Przy maksymalnych dawkach stosowanych w radioterapii nowotworów skóry – 60-65 Gy zastosowanie osłony powinno w pełni zapewniać konieczną ochronę tej

ważnej struktury. Występowanie maksimum dawki, o wzrastającej wraz z energią elektronów głębokości, można wytłumaczyć generacją elektronów rozproszonych i wtórnych w obrębie całego napromieniowanego pola i zachodzeniem ich śladów na obszar „cienia” powstającego w wiązce pierwotnej za osłoną. Wraz ze wzrostem energii wzrasta zasięg tych elektronów i maleje rozbieżność ich torów, co powoduje przesuwanie się obserwowanych maksimum na większe głębokości. Jakościowo podobne efekty zaobserwowano w pracy [14] zarówno dla osłon ołowianych jak i wolframowych (ryc. 5).

Trzy niezależne pomiary dla energii 12 MeV dały wyniki jakościowo podobne (z minimum i maksimum dawki na podobnych głębokościach), lecz różniące się od siebie wartością dawek w zakresie ok. $\pm 10\%$ od wartości średniej (w maksimum dawki), co przekracza znacznie niepewność pomiaru EPR pojedynczego detektora. Sugeruje to konieczność zapewnienia w przyszłych pomiarach większej powtarzalności geometrii rozkładu detektorów względem osłony oraz dokładniejszej kontroli osiowości ich położenia względem osi wiązki. Zastosowanie większej ilości, gęściej rozmieszczonych detektorów powinno umożliwić dokładniejsze odtworzenie kształtu rozkładu dawki głębokiej pod osłoną

PIŚMIENNICTWO

1. Alexander G.A., Swarz H.M., Amundson S.A., Blakely W.F., Buddemeier B., Gallez B., Dainiak N., Goans R.E., Hayes R.B., Lowry P.C., Noska M.A., Okunieff P., Salner A.L., Schauer D.A., Trompie F., Turteltaub K.W., Voisin P., Wiley Jr. A.L., Wilkins R.: BiodosEPR-2006 Meeting: Acute dosimetry consensus committee recommendations on biodosimetry applications in events involving uses of radiation by terrorists and radiation accidents. *Radiat. Meas.* 2007, 42, 972. – 2. Annual Book of ASTM Standards, 12.02: Standard practice for use of the alanine-EPR dosimetry system. Philadelphia: ASTM, 1995. – 3. Butson M.J., Cheung T., Yu P.K.N., Price S., Bailey M.: Measurement of radiotherapy superficial X-ray dose under eye shields with radiochromic film. *Phys. Med.* 2008, 24, 29. – 4. Chumak V., Ciesielski B., Sholom S., Schultka K.: Lessons of the 3rd international intercomparison on EPR dosimetry with teeth: similarities and differences of two successful techniques. *Radiat. Prot. Dosim.* 2006, 120, 1-4, 197. – 5. Ciesielski B., Tyszkowska M., Grudniewska A., Penkowski M., Schultka K., PeimelStuglik Z.: The effect of dose on light-sensitivity of radicals in alanine EPR dosimeters. *Spectrochim. Acta A* 2008, 69, 1405. – 6. Fattibene P., Callens F.: EPR dosimetry with tooth enamel: A review. *Appl. Radiat. Isot.* 2010, 68, 2033. – 7. Halperin E.C., Perez C.A., Brady L.W.: Perez and Brady's principles and practice of radiation oncology. 5 ed. Philadelphia: Wolters Kluwer/Lippincott Williams & Wilkins, 2008. – 8. Ikeya M., Miyajima J., Okajima, S.: ESR dosimetry for atomic bomb survivors using shell buttons and tooth enamel. *Jpn. J. Appl. Phys.* 1984, 23, 697. – 9. Practice for Use of the Alanine-EPR Dosimetry System. ISO/ASTM 51607:2004. – 10. Johns H.E., Cunningham J.R.: The physics of radiology. Springfield: Charles C Thomas, 1983.
11. Nagy V.: Accuracy considerations in EPR dosimetry. *Appl. Radiat. Isot.* 2000, 52, 1039. – 12. Shiu A.S., Tung S.S., Gastorf R.J., Hogstrom K.R., Morrison W.H., Peters L.J.: Dosimetric evaluation of lead and tungsten eye shields in electron beam treatment. *J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 1996, 35, 3, 599. – 13. Biological applications of electron spin resonance. ed. H.M. Swartz, J.R. Bolton, D.C. Borg. New York: Wiley-Interscience, 1972. – 14. Trompierz F., Sadlo J., Michalik J., Stachowicz, W., Mazal A., Clairand I., Rostkowska J., Bulski W., Kulakowski A., Sluszniaik J., Gozdz S., Wojcik A.: EPR dosimetry for actual and suspected overexposures during radiotherapy treatments in Poland. *Radiat. Meas.* 2007, 42, 1025. – 15. Weaver R.D., Gerbi B.J., Dusenbery K.E.: Evaluation of eye shields made of tungsten and aluminum in high-energy electron beams. *J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 1998, 41, 1, 233.

J. Kamińska, B. Ciesielski

MEASUREMENT OF DOSE DISTRIBUTION UNDER EYE SHIELD
FOR ELECTRON BEAMS USING ALANINE DETECTORS

Summary

The aim of the study was determination of dose distribution below a commercially available tungsten eye-shield for 9, 12 and 16 MeV electron beams. Dose measurements were performed with EPR dosimetry using alanine film dosimeters. The dosimeters were placed on the beam axis at chosen depths below the eye-shield.

At 5-9 mm depth the measured dose was within 6-14% of the dose at d_{\max} in an open field, what gives a necessary protection inside the eye lens. The local maximum of dose distribution of 35-40% of the dose at d_{\max} was found at the depth of about 1.5, 3.5 and 6.5 cm for energies 9, 12 and 16 MeV, respectively. These maxima potentially could cause a radiation risk to the retina and optic nerve fibers, however, the total doses applied during radiotherapy (the doses at the local maxima) did not exceed the accepted dose limits for those critical organs.

Adres: Joanna Kamińska,
Klinika Onkologii i Radioterapii UCK
ul. Dębinki 7, 80-952 Gdańsk
e-mail: j.kaminska@gumed.edu.pl