

Izabela Wiatrowska^{1,2}, Karolina Majewska²,
Roman Makarewicz^{1,3}, Sebastian Maleszka²,
Paweł Kukuczka², Żaneta Okońska²

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: 16.04.2013

Accepted: 17.05.2013

Published: 28.06.2013

STATISTIC STATYSTYKA

Word count Liczba słów	1237/1046
Tables Tabele	2
Figures Ryciny	4
References Piśmiennictwo	8

Width of Multileaf Collimator – influence for size of irradiated structure PRV

Wpływ szerokości listków kolimatora wielolistkowego na wielkość napromienianej struktury PRV

Original article/Artykuł oryginalny

Summary

The principal aim of radiotherapy is to deliver a dose of ionising radiation to the target volume, with simultaneous minimization of radiation absorbed by healthy tissues. The radiation beam modelling is an important method of minimisation of the dose absorbed by healthy tissues and critical structures. The therapeutic field is usually rectangular or square. Its shape depends on position of the collimator jaws in the therapeutic apparatus. However, a target volume may have various shapes. Therefore, some additional devices are necessary to shape the therapeutic field appropriately to the shape of the irradiated area.

A multileaf collimator (MLC) is a device allowing shaping of irregular fields and reproduction of any shape of the irradiated volume. It is a set of mobile leaves able to block some selected fractions of the radiation beam. When access to the tumour volume is limited by neighbouring organs at risk, MLC width may significantly influence distribution of dose in the tumour and protection of neighbouring critical organs.

Keywords: multileaf collimator (MLC), organs at risk (OAR), peritumoral rind (PRV), dose-volume histogram (DVH), conformity index (CI).

Streszczenie

Podstawowym celem radioterapii jest dostarczenie dawki promieniowania jonizującego do objętości targetu, jednocześnie minimalizując ilość promieniowania zaabsorbowanego w zdrowych tkankach. Modelowanie wiązki promieniowania jest ważnym sposobem minimalizacji dawki pochłoniętej w zdrowych tkankach oraz strukturach krytycznych. Pole terapeutyczne najczęściej przyjmuje kształt prostokąta lub kwadratu, które jest kształtowane przez szczęki kolimatora w aparacie terapeutycznym. Jednak objętość docelowa przyjmuje różne kształty, w związku z tym wymagane są dodatkowe urządzenia potrzebne do ukształtowania pola terapeutycznego dostosowanego kształtem do obszaru napromienianego.

Kolimator wielolistkowy, to urządzenie służące do formowania pól nieregularnych oraz odtwarzania dowolnego kształtu objętości napromienianej. Jest to zestaw ruchomych listków, które posiadają możliwość blokowania niektórych frakcji wiązki promieniowania. W sytuacji kiedy dostęp do objętości guza jest ograniczony z powodu sąsiadujących z nim organów krytycznych, szerokość MLC może mieć istotny wpływ na rozkład dawki w guzie oraz ochronę narządów krytycznych do niego przyległych.

Słowa kluczowe: kolimator wielolistkowy (MLC), organy krytyczne (OAR), pierścień okołoguzowy (PRV), histogram dawka-objętość (DVH), współczynnik konformalności (CI)

INTRODUCTION

The basic aim of radiotherapy is to deposit a dose of ionising radiation within the target volume with simultaneous minimization of the amount of radiation absorbed by healthy tissues. The radiation beam modelling is an important method of minimisation of the dose absorbed by healthy tissues and critical structures. Usually a therapeutic field is rectangular or square, and the shape depends on the collimator jaws in the therapeutic apparatus. However, the shape of a target volume may be different. Therefore, additional devices are necessary, that would shape the therapeutic field adapting it to the shape of the irradiated area.

A multileaf collimator (MLC) is a device allowing shaping of irregular fields and reproduction of any shape of the irradiated volume. It is a set of mobile leaves able to block some selected fractions of the radiation beam. Number and shape of leaves in the MLC may be variable. A typical collimator is equipped with 40 to 120 pairs of opposing leaves made of tungsten. Their position and movement are controlled by a computer [1,2,3]. When access to the tumour volume is limited by neighbouring organs at risk (OAR), the MLC width may significantly influence the dose distribution in the tumour and protection of neighbouring OARs [4].

Purpose of the study is to compare the planned organ at risk volume (PRV) located in the closest vicinity of the neoplastic lesion in patients with prostatic cancer, irradiated with external beams in course of teleradiotherapy, with use of the *MLC80* and the *MLC120* collimator.

MATERIAL AND METHODS

The analysis was performed in a group of 17 patients with confirmed prostatic cancer, treated in the Oncology Centre in Bydgoszcz in 2012. Patients were irradiated with external beams (EBRT) in form of photons with the accelerating potential of 15MV, using a 4-field technique (so called, box) with beams orientation at 0°, 90°, 180° and 270°, with a multileaf collimator (MLC). Therapeutic plans were created with *MLC* width of 1cm (*MLC80*) and of 5mm (*MLC120*), depending on the selected apparatus used for irradiation of a patient. The total therapeutic dose of the radiotherapy was 65Gy. Patients were irradiated once daily with a fraction dose (2.6 Gy), five days a week. The dose specification at the reference point was consistent with requirements of the ICRU report. Transverse sections from computed tomography were used for the therapy planning. Planning target volume (PTV) and organs at risk (OAR) were marked on Ct scans.

WSTĘP

Podstawowym celem radioterapii jest zdeponowanie dawki promieniowania jonizującego w objętości docelowej (targecie), jednocześnie minimalizując ilość promieniowania zaabsorbowanego w zdrowych tkankach. Modelowanie wiązki promieniowania jest ważnym sposobem minimalizacji dawki pochłoniętej w zdrowych tkankach oraz strukturach krytycznych. Zazwyczaj pole terapeutyczne ma kształt prostokąta lub kwadratu, który jest kształtowany przez szczęki kolimatora w aparacie terapeutycznym. Jednak objętość docelowa (target) przyjmuje różne kształty w związku z tym wymagane są dodatkowe urządzenia potrzebne do ukształtowania pola terapeutycznego dostosowanego kształtem do obszaru napromienianego.

Kolimator wielolistkowy (*MLC-Multileaf Collimator*) to urządzenie służące do formowania pól nieregularnych oraz odtwarzania dowolnego kształtu objętości napromienianej. Jest to zestaw ruchomych listków, które posiadają możliwość blokowania niektórych frakcji wiązki promieniowania. Ilość i kształt *MLC* jest różny. Typowy kolimator posiada od 40 do 120 par naprzeciwlegle położonych listków wolframowych, których położenie i ruch jest sterowany komputerowo [1,2,3]. W sytuacji kiedy dostęp do objętości guza jest ograniczony z powodu sąsiadujących z nim narządów krytycznych (OAR), szerokość *MLC* może mieć istotny wpływ na rozkład dawki w guzie oraz ochronę OAR do niego przyległych [4].

Celem badania jest porównanie objętości napromienianych zdrowych tkanek (PRV) znajdujących się w najbliższej okolicy zmiany nowotworowej u chorych z rakiem gruczołu krokowego, napromienianych wiązkami zewnętrznymi w teleradioterapii przy zastosowaniu kolimatora *MLC80* oraz *MLC120*.

MATERIAŁ I METODY

Analiza została przeprowadzona na grupie 17 chorych z rozpoznaniem rakiem gruczołu krokowego leczonych w Centrum Onkologii w Bydgoszczy w roku 2012. Chorzy zostali poddani napromienieniu wiązkami zewnętrznymi (EBRT) w postaci fotonów o potencjale przyspieszającym 15MV w technice czteropolowej (tzw. box) o orientacji wiązek 0°, 90°, 180° i 270° z zastosowaniem kolimatora wielolistkowego (MLC). Plany terapeutyczne tworzono z zastosowaniem *MLC* o szerokości 1cm (*MLC80*) jak i 5mm (*MLC120*), w zależności od wybranego aparatu, na którym pacjent był napromieniany. Całkowita dawka terapeutyczna w radioterapii wynosiła 65Gy. Chorych napromieniano raz dziennie dawką frakcyjną (2,6Gy) przez 5 dni w tygodniu. Specyfikacja dawki w punkcie referencyjnym była zgodna z wymogami raportu ICRU. Do planowania leczenia wykorzystano przekroje poprzeczne tomografii komputerowej, na których dokonano oznaczenia struktur objętych tkanką nowotworową (*PTV-Planning Target Volume*) oraz narządy krytyczne (*OAR-Organ at Risk*)

W celu porównania planów leczenia stworzonych przy pomocy dwóch odmiennych kolimatorów (*MLC80*

In order to compare plans of therapy created with two different collimators (*MLC80* contra *MLC120*), original therapeutic plans were re-calculated for the given MLC, changing no other parameters except for the multileaf collimator. If a patient was irradiated with the *MLC80* collimator, plans were re-calculated into *MLC 120* plans and vice-versa. Moreover, a peritumoral rind (PRV) of 2 cm width was created in order to evaluate the dose in healthy tissues directly adjacent to the target volume (PTV) (Fig. 1a,b). Dose-volume histograms (*DVH*) for the PRV structure receiving 50%, 80%, 90% and 100% of the dose were analysed. In order to evaluate the conformity of the dose distribution in the target area, the conformity index (CI) was calculated.

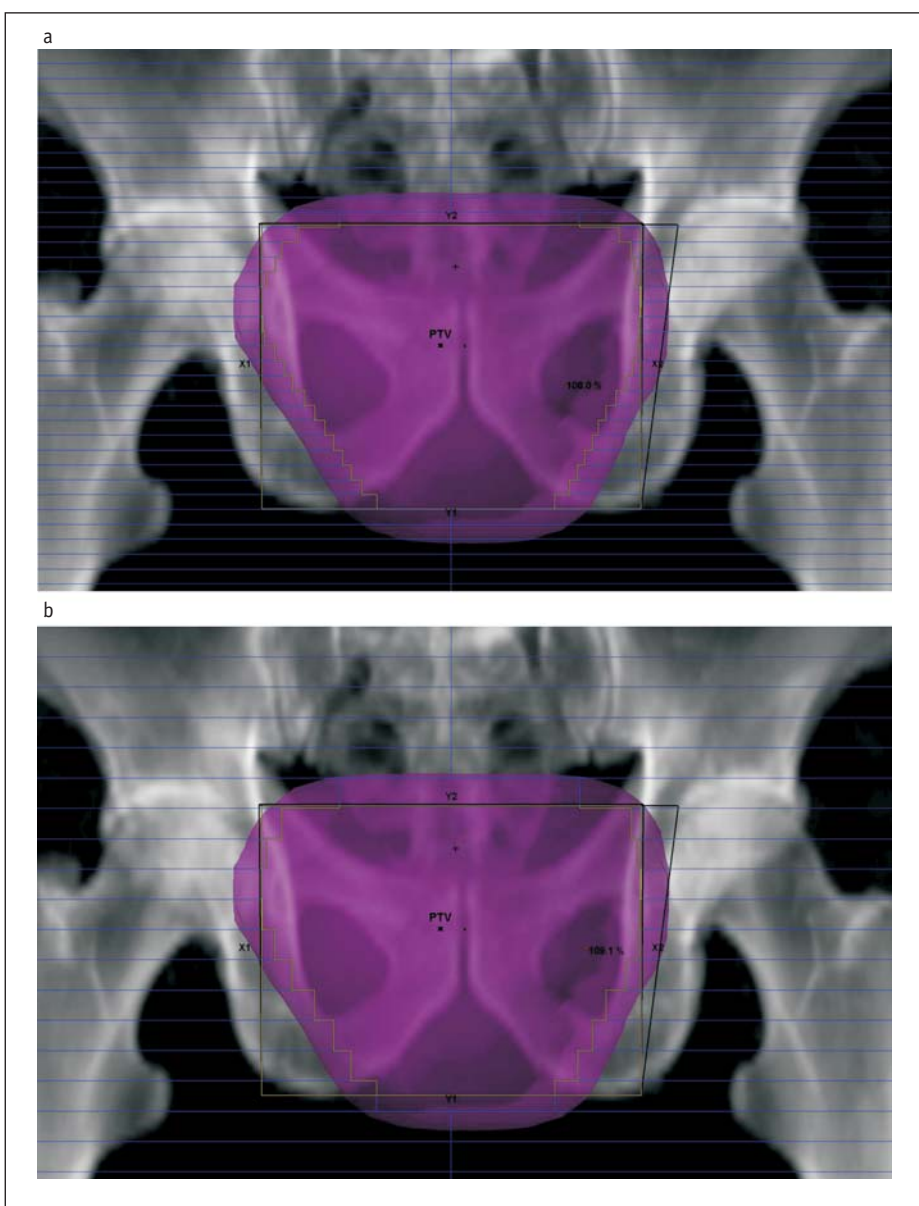
The Shapiro-Wilk test was used for evaluation of normality of the tested variable. Because the test demonstrated no normality of variable distribution, the Wil-

kontra *MLC120*), przeliczono oryginalne plany terapeutyczne z użytym MLC nie zmieniając żadnych parametrów z wyjątkiem kolimatora wielolistkowego. W przypadku gdy chorego napromieniano przy użyciu kolimatora *MLC80* wówczas plany przeliczono na plany z *MLC 120* i na odwrót. Ponadto utworzono strukturę PRV (*Peritumoral Rind*) o szerokości 2cm w celu oszacowania dawki w zdrowych tkankach bezpośrednio przylegających do objętości targetu (PTV) Fig.1a,b. Analizie poddano histogramy (*DVH-Dose Volume Histogram*) zależności dawka-objętość dla struktury PRV otrzymującej 50%, 80%, 90% i 100% dawki. W celu oceny konformalności rozkładu dawki w obszarze tarczowym obliczono współczynnik konformalności (CI; Conformity Index).

W celu oceny czy badana zmienna ma rozkład normalny zastosowano test Shapiro-Wilka. Z powodu braku uzyskania normalności rozkładu zmiennych w celu po-

Fig. 1a,b. Shape of the irradiated field and its inclusion in the 2cm-width PRV structure with *MLC120* and *MLC80*, respectively

Fig. 1a,b. Kształt pola napromienianego i objęcie go przez strukturę PRV o szerokości 2cm przy użyciu odpowiednio *MLC120* i *MLC80*



coxon rank order test was used for comparison of significance of differences. Differences with probability of $p < 0.05$ were accepted as statistically significant.

RESULTS

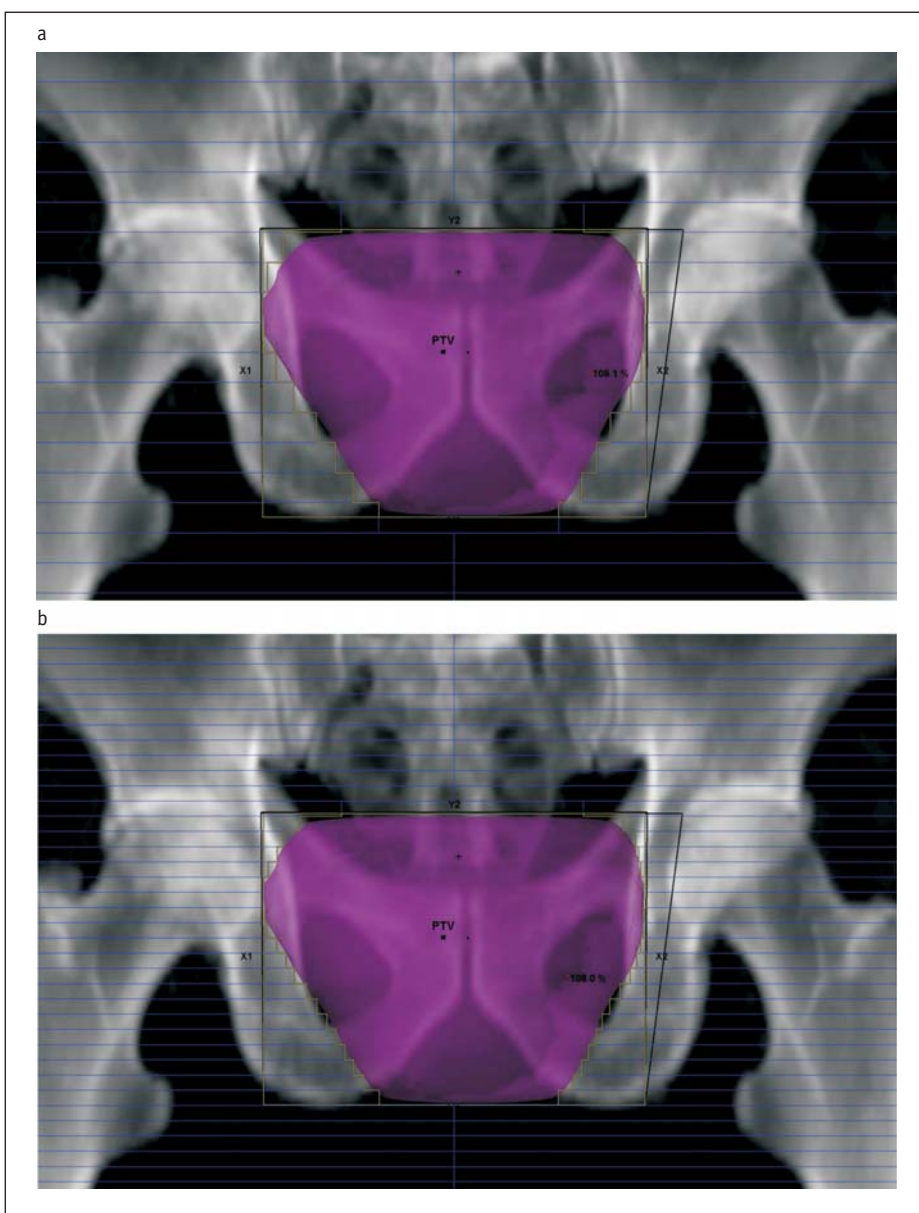
Width of the PRV structure was selected so that it extended beyond borders of the MLC edge adapted to the target volume. The purpose of that was to evaluate the dose in the whole area of healthy tissues involved in the irradiated area. If lower width of the structure is applied (1 cm), between MLC edges and PRV there are some areas of healthy tissue receiving a dose, but excluded from the PRV volume (so called, steps) (Fig. 2a,b). In that case, for that area of healthy tissue the dose cannot be determined (Fig. 3).

równania istotności różnic, zastosowano test kolejności rang Wilcozona. Za istotne statystycznie różnice uznano te, dla których prawdopodobieństwo $p < 0,05$.

WYNIKI

Szerokość struktury PRV dobrano w taki sposób, aby wychodziła ona poza granice krawędzi MLC dostosowanego do objętości tarczowej, tak aby oszacować dawkę w całym obszarze zdrowych tkanek znajdujących się w polu napromienianym. W przypadku zastosowania tej struktury o mniejszej szerokości (1cm), między krawędziami MLC a PRV występują obszary zdrowych tkanek otrzymujące dawkę, jednak nie zawierające się w objętości PRV (tzw. schodki) Fig.2a,b. Wówczas, dla tego obszaru zdrowych tkanek dawka nie może być wyznaczona Fig.3.

Fig. 2a,b. Shape of the irradiated field and its inclusion in the PRV structure of 1 cm width, with MLC80 and MLC120, respectively
Fig. 2a,b. Kształt pola napromienianego i objęcie go przez strukturę PRV o szerokości 1cm przy użyciu odpowiednio MLC80 i MLC120



A mean target volume was 255.65cm³ (range 98.36 – 388.82cm³), and the mean PRV volume was 997.17 cm³ (range 545.37 – 1302.95 cm³). Mean CI value was 2.16 (median 2.14) with MLC80 and 2.1 (median 2.06) with MLC120 (Tab. 1). Despite small differences between CI values (MLC80 vs. MLC120) a statistically significance difference was demonstrated (p<0.001374).

Analysing the correlation between the CI and the target volume it was demonstrated that there is a very strong significant correlation between the conformity index and the irradiated volume (PTV) (p<0.000000 for MLC80 and MLC120).

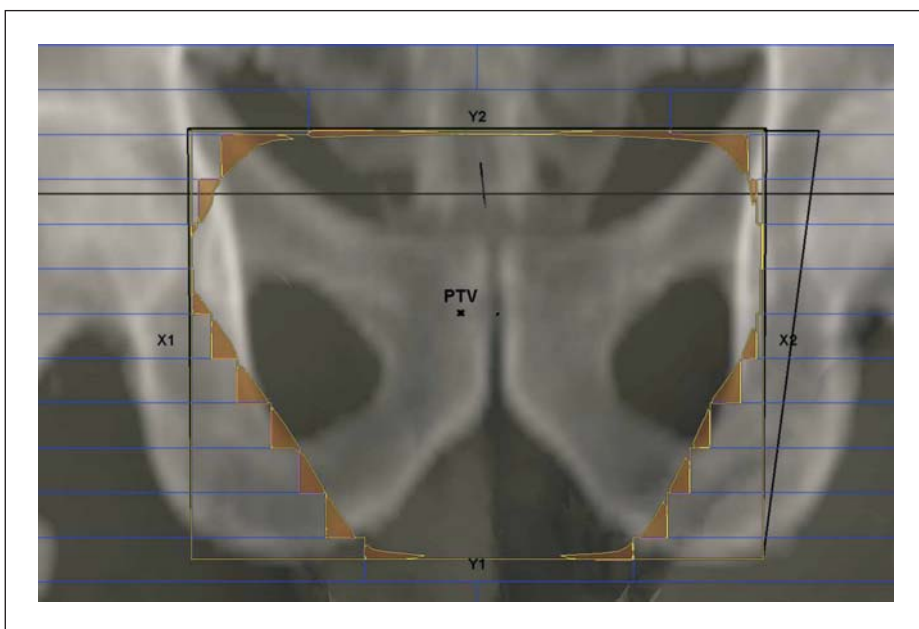
Comparing the PRV structure receiving 50%, 80%, 90% and 100% (PRV50%, PRV80%, PRV90%, PRV100% with MLC80 vs. MLC120) of the assigned (therapeutic) dose in the target volume, statistically significant differences were obtained for all instances, except for PRV100%. Detailed results are presented in the Table 2.

Średnia wartość objętości targetu wynosiła 255,65cm³ (zakres 98,36 - 388,82cm³), natomiast średnia wartość objętości PRV wynosiła 997,17 cm³ (zakres 545,37 - 1302,95 cm³). Wartość średnia CI wynosiła 2,16 (mediana 2,14) przy zastosowaniu MLC80 oraz 2,1 (mediana 2,06) przy zastosowaniu MLC120 (Tab.1). Pomimo małych różnic między wartościami CI (MLC80 vs. MLC120), stwierdzono istotną statystycznie różnicę (p<0,001374).

Analizując zależność współczynnika CI od objętości targetu stwierdzono, że pomiędzy wartościami współczynnika konformalności a objętością napromienianą (PTV) występuje bardzo wysoka istotna korelacja (p<0,000000 dla MLC80 i MLC120).

Porównując strukturę PRV otrzymującą 50%, 80%, 90% i 100% (PRV50%, PRV80%, PRV90%, PRV100% przy zastosowaniu MLC80 vs. MLC120) dawki przypisanej (terapeutycznej) w objętości targetu, uzyskano istotne statystycznie różnice z wyjątkiem PRV100%. Szczegółowe wyniki przedstawiono w tabeli 2.

Fig. 3. Area of healthy tissue contained in, so called, steps
Fig. 3. Obszar zdrowych tkanek znajdujących się w tzw. schodkach



Tab. 1. Recapitulation of CI values (Conformity Index)

	MLC80 (1cm)	MLC120 (5mm)
CI (mean)	2.16	2.10
CI (stand. dev.)	0.16	0.15
CI (range)	1.96-2.52	1.84-2.37

Tab. 2. Comparison of percent ratio of the therapeutic dose deposited in the PRV structure with MLC80 and MLC120

PRV (Peritumoral Rind)	MLC 80 vs. MLC 120
PRV50%	p<0.000014
PRV80%	p<0.000012
PRV90%	p<0.000016
PRV100%	none

Tab. 1. Podsumowanie wartości CI (Conformity Index)

	MLC80 (1cm)	MLC120 (5mm)
CI (średnie)	2,16	2,10
CI (odch. st)	0,16	0,15
CI (zakres)	1,96-2,52	1,84-2,37

Tab. 2. Porównanie % dawki terapeutycznej zdeponowanej w strukturze PRV przy zastosowaniu MLC80 i MLC120

PRV (Peritumoral Rind)	MLC 80 vs. MLC 120
PRV50%	p<0,000014
PRV80%	p<0,000012
PRV90%	p<0,000016
PRV100%	brak

Figure 1 presents a sample dose-volume histogram (DVH) for the PRV structure. In the histogram the volume of healthy tissue receiving a dose of radiation during the radiotherapy with *MLC80* and *MLC120* is represented as solid lines for both MLC (triangles and squares). As indicated by the histogram, application of the multileaf collimator of 5 mm width causes reduction of the PRV area, thus ensuring its better protection. That is associated with a more precise adaptation of the collimator leaves to the irradiated volume (target).

DISCUSSION

The analysis demonstrated that there are small, yet significant differences between the *MLC80* collimator of 1 cm width and the *MLC120* collimator of 5mm width. Selection of the *MLC120* collimator improves conformity ($p < 0.000000$) and reduces the volume of irradiated healthy tissue (*PRV*) adjacent to the neoplastic lesion, for *PRV50%*, *PRV80%*, *PRV90%* and *PRV100%* – $p < 0.000014$; $p < 0.000012$; $p < 0.000016$; none, respectively.

There are many literature reports regarding studies on effect of the MLC width on parameters of therapy, that is the number of monitor units (MU), conformity index (CI), homogeneity index (HI), dose distribution in the target area, protection of organs at risk. Numerous studies support superiority of the collimator with smaller leaves in conformal therapy and in the *IMRT* technique for various tumour localisations. Wu et al. [5] comparing the *IMRT* technique with *MLC* of 4mm with and the *MLC* of 10mm in prostatic cancer demonstrated a better protection of healthy tissue adjacent to the target volume with *MLC* 4mm. Kubo et al. [6] studied effect of *MLC* of various width (1.7-3mm and 10mm) in radiosurgery (cerebral tumours) and then in the 3D conformal technique (prostatic cancer). A positive effect of the collimator with smaller leaves on the value of the conformity index and protection of organs at risk was demonstrated

Na Ryc. 1. przedstawiono przykładowy histogram *DVH* (*Dose Volume Histogram*) zależności dawka-objętość dla struktury *PRV*. Objętość zdrowych tkanek otrzymująca dawkę promieniowania w radioterapii przy użyciu *MLC80* oraz *MLC120* zaprezentowano na histogramie w postaci linii ciągłych odpowiednio dla *MLC* (trójkąty i kwadraty). Jak wynika z histogramu, zastosowanie kolimatora wielolistkowego o szerokości 5mm powoduje redukcję obszaru *PRV*, a tym samym lepszą jego ochronę. Jest to związane z precyzyjniejszym dopasowaniem się listków kolimatora do objętości napromienianej (targetu).

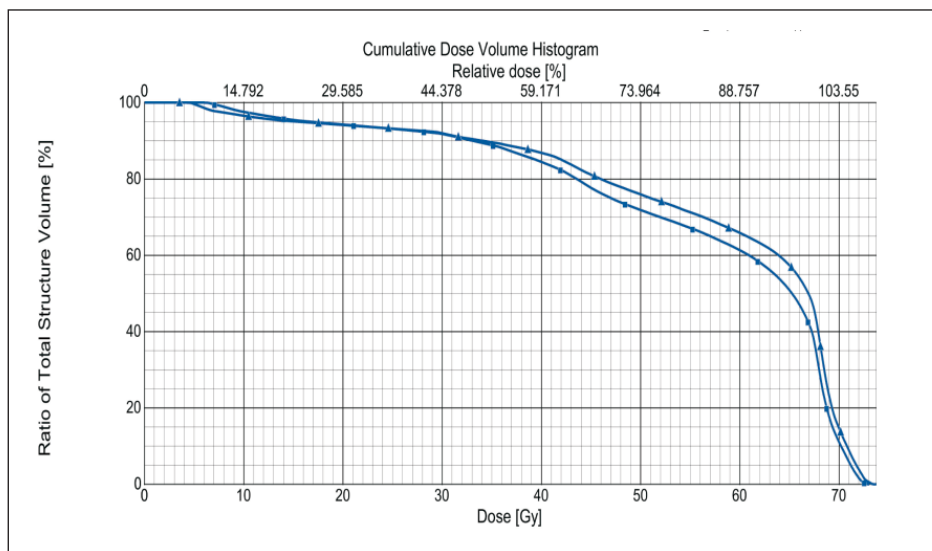
DYSKUSJA

Przeprowadzona analiza pokazała, że pomiędzy kolimatorem *MLC80* o szerokości 1cm a *MLC120* o szerokości 5mm istnieją małe, ale istotne różnice. Zastosowanie kolimatora (*MLC120*) polepsza konformalność ($p < 0.000000$) oraz redukuje objętość napromienianych zdrowych tkanek (*PRV*) przylegających do tkanek zmienionych nowotworowo, odpowiednio dla *PRV50%*, *PRV80%*, *PRV90%* i *PRV100%* ($p < 0.000014$; $p < 0.000012$; $p < 0.000016$; brak).

W literaturze istnieje szereg badań dotyczących wpływu szerokości *MLC* na parametry leczenia tj. ilość jednostek monitorowych (*Monitor Units-MU*), indeks konformalności (*Conformity Index-CI*), indeks jednorodności (*Homogeneous Index-HI*), rozkład dawki w obszarze tarczowym, ochrona narządów krytycznych. Liczne badania potwierdzają przewagę kolimatora z mniejszymi listkami w radioterapii konformalnej jak i technice *IMRT* dla różnych lokalizacji nowotworów. Wu i wsp. [5] porównując *MLC* o szerokości 4mm z *MLC* 10mm w raku gruczołu krokowego stosując technikę *IMRT*, uzyskała lepszą ochronę tkanek zdrowych przylegających do objętości targetu przy zastosowaniu *MLC* 4mm. Kubo i wsp. [6] badali wpływ różnej szerokości *MLC* (1,7-3mm i 10mm) w radiochirurgii (guzy mózgu) a następnie

Fig. 1. A histogram presenting a comparison between irradiated PVR volumes for two applied collimators (*MLC80*-(triangles), *MLC120*-(squares))

Ryc. 1. Histogram przedstawiający porównanie napromienianej objętości *PRV* w zależności od zastosowanego *MLC* (*MLC80*-(trójkąty), *MLC120*-(kwadraty))



for both techniques. Monk et al. [7], and Chern et al. [8] compared the effect of *MLC 3mm* and *MLC 5mm* on the CI value in stereotactic radiotherapy and stereotactic radiosurgery. CI results obtained by them were significantly lower in case of application of the *MLC 3mm*.

Our study results support the observation that with lower *MLC* of 5mm (120) the conformity index is significantly lower compared to the *MLC 10mm* (80). Also protection of healthy tissue (*PRV*) and of organs at risk located in close vicinity of the tumour is more favourable with *MLC120*.

CONCLUSIONS

Analysing therapy plans with application of two different *MLC* widths it may be concluded that with smaller leaves healthy tissue (*PRV*) / organs at risk positioned within the irradiated field are better protected. That is due to a more precise adaptation of the *MLC* to the target shape/volume.

w technice konformalnej *3D* (rak prostaty). W obu technikach stwierdzono pozytywny wpływ kolimatora z mniejszymi listkami na wielkość indeksu konformalności oraz ochronę narządów krytycznych. Monk i wsp. [7] a także Chern i wsp. [8], porównywali wpływ *MLC 3mm* i *MLC 5mm* na wielkość *CI* w radioterapii stereotaktycznej i radiochirurgii stereotaktycznej. Uzyskane przez nich wyniki *CI* były istotnie niższe w przypadku zastosowania *MLC 3mm*.

Uzyskane przez nas wyniki badań potwierdzają, że stosując mniejsze *MLC 5mm*(120) indeks konformalności jest istotnie niższy w porównaniu z *MLC 10mm*(80), a także ochrona tkanek zdrowych (*PRV*) i narządów krytycznych znajdujących się w najbliższym sąsiedztwie guza, wypada korzystniej przy użyciu *MLC120*.

WNIOSKI

Analizując plany leczenia przy zastosowaniu dwóch różnych szerokości *MLC* można stwierdzić, że przy użyciu mniejszych listków tkanki zdrowe (*PRV*) / narządy krytyczne znajdujące się w polu napromienianym, są lepiej chronione. Ma to związek z precyzyjniejszym dostosowaniem się *MLC* do kształtu/objętości targetu.

References/Piśmiennictwo:

1. Matjaz Jeraj, Vlado Robar „Multileaf collimator in radiotherapy” *Radiol Oncol* 2004; 38: 235-240.
2. Fizyka Medyczna Tom 9 pod redakcją Macjeja Nałęcza Akademicka Oficyna Wydawnicza Exit Warszawa 2002.
3. A. Rembielak „Radioterapia w przypadku raka stercza z zastosowaniem techniki modulacji intensywności wiązki (IMRT)” *Urol Pol* 2006; 59
4. Youling Gong, Shichao Wang, Lin Zhou i wsp.: „Dosimetric comparison using different multileaf collimators in intensity-modulated radiotherapy for upper thoracic esophageal cancer”. *Radiat Oncol* 2010; 5
5. Wu Q, Mohan R, Stein J i wsp.: „The impact of leaf width of *MLC* on intensity-modulated 3DCRT of prostate”. *Med Phys* 1996; 23-1170.
6. H. Dale Kubo, Richard B. Wilder, Conrad T. E. Pappas: „Impact of collimator leaf width on stereotactic radiosurgery and 3D conformal radiotherapy treatment plans”. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1999; 44: 937-945.
7. Jacqueline Elizabeth Monk, Julian Richard Perks, David Doughty i wsp.: „Comparison of micro-multileaf collimator with a 5mm-leaf-width collimator for intracranial stereotactic radiotherapy”. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2003; 57: 1443-1449.
8. Shyh-Shi Chern, Dennis D. Leavitt, Randy L. Jensen i wsp.: „Is smaller better? Comparison of 3-mm and 5-mm leaf size for stereotactic radiosurgery: A dosimetric study. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2006; 66: S76-S81