Зборник радова Факултета техничких наука, НовиСад

УДК: 621.317
ДОИ: https://doi.org/10.24867/35RB01Probojcevic

Анализа и прорачун параметара радиохируршког система

Analysis and Calculation of Radiosurgical System Parameters

Мила Пробојчевић, *Факултет техничких наука, Нови Сад*

Студијски програм – БИОМЕДИЦИНСКО ИНЖЕЊЕРСТВО

Кратак садржај – *Циљ овог рада је да се, применом идеализованог модела дозног поља, анализира утицај ширине колиматора и конфигурације шотова на расподелу дозе код сложене туморске лезије. Анализиране су изодозне линије, дозно-запремински хистограми и дозиметријски параметри за план са једним и два шота. Овако дефинисана анализа омогућава да се, у контролисаном и идеализованом нумеричком окружењу, прикаже утицај одређених параметара система на исход плана третмана.*

Кључне речи: *гама нож, колиматори, дозна расподела*

Abstract – *The aim of this study is to evaluate how collimator size and shot configuration influence dose distribution in a complex tumor geometry using an idealized numerical dose model. The analysis includes isodose maps, dose–volume histograms, and dosimetric indices for both single-shot and dual-shot treatment configurations. By examining these parameters within a controlled and simplified computational environment, the study highlights how specific planning choices affect the overall quality and effectiveness of stereotactic radiosurgery plans.*

Keywords: *gamma knife, collimators, dose distribution*

НАПОМЕНА: Овај рад проистекао је из мастер рада чији ментор је био др Платон Совиљ, ред. проф.

1. УВОД

Стереотактичка радиохирургија (енгл. *stereotactic radiosurgery*, SRS) представља неинвазивну методу лечења тумора и других патолошких промена унутар лобање применом високо фокусираног јонизујућег зрачења у једној или неколико фракција. За разлику од конвенционалне радиотерапије, која испоручује ниску дозу зрачења у већем броју поновљених фракција и обухвата релативно широко поље зрачења, стереотактичка радиохирургија користи ограничен број фракција са знатно већом дозом по фракцији. На овај начин се омогућава прецизно фокусирање зрачења у циљни волумен уз минимално оштећење здравог околног ткива. Гама нож (енгл. *Gamma Knife,* GK) представља један од најзначајнијих система за стереотактичку радиохирургију мозга, који је средином двадесетог века развио шведски неурохирург Ларс Лексел [1].

2. ГАМА НОЖ

2.1. Физичке основе и геометрија система

Основни физички принцип рада гама ножа се заснива на принципу центра лука. Циљна тачка се позиционира у геометријски центар полусферне конфигурације извора, тако да се сви појединачни снопови гама зрачења укрштају у једној тачки, тзв. изоцентру [2]. Овај концепт омогућава тродимензионално позиционирање циљног волумена у прецизно дефинисаном Декартовом координатном систему, уз могућност усмеравања зрачења из великог броја праваца са изузетно високом тачношћу. Извор зрачења у гама нож систему је радиоактивни изотоп кобалт-60 (Co-60), који се добија неутронском активацијом стабилног кобалта-59 у нуклеарном реактору. Гама нож је конципиран као систем са сферном конвергентном геометријом, тако да је укупно 201 извор кобалт-60 распоређен унутар масивног челичног кућишта у полусферној конфигурацији, тако да оса сваког извора пролази кроз изоцентар. Сваки појединачни сноп има релативно ниску дозну снагу, па пролазак кроз здраво ткиво не изазива значајно оштећење. Међутим, у изоцентру се 201 сноп суперпонира, што доводи до формирања високог локалног максимума дозе. Овако дефинисана геометрија омогућава веома стрмо опадање дозе изван циљног волумена, што представља једну од кључних предности гама ножа у односу на друге радиохируршке системе [3].

2.2. Конструкција и компоненте система

Радиоактивни извори смештени су унутар масивног полусферног челичног блока и представљају централни елемент система. Сваки извор се налази у сопственом металном каналу који дефинише прецизан угао емисије гама зрака у односу на централну осу уређаја. Сваки појединачни сноп затим пролази кроз колиматорски систем, који чине металне цевчице и отвори специјално обликовани да дефинишу пречник, облик и усмерење зрачења. Примарни колиматори уграђени су директно у конструкцију уређаја и имају улогу грубог ограничавања угла емисије. Прецизна контрола ширине снопа добија се путем секундарних колиматора смештених у колиматорским кацигама [1, 3]. Кључни елемент целокупног система је стереотактички рам, који омогућава стабилну

фиксацију главе пацијента и дефинисање координатног система Декартовом простору. Позиционирање пацијента у односу на изоцентар врши се помоћу аутоматизованог система за позиционирање, који омогућава померање рама у три ортогонална правца. Цео систем смештен је у челично кућиште које обезбеђује ефикасну заштиту медицинског особља. Кућиште садржи аутоматизовани механизам заштитних врата који омогућава емитовање зрачења искључиво током третмана. Комбинованим деловањем свих описаних компоненти постиже се висок степен просторне прецизности, механичке стабилности и поновљивости поступка [3,4].

3. ДОЗИМЕТРИЈА, ЗАШТИТА И ПЛАНИРАЊЕ

3.1. Радиобиолошка основа и ограничења здравог ткива

Дејство јонизујућег зрачења на биолошко ткиво представља сложен процес који се одвија на молекуларном, ћелијском и ткивном нивоу. Најважнији догађај унутар ћелије је јонизација, односно избацивање електрона из атомских орбита услед апсорпције енергије високоенергетских фотона. Овим процесом настају примарни јони и слободни радикали који могу оштетити виталне компоненте ћелије, међу којима је најкритичнија дволанчана ДНК. Оштећење ДНК може настати директним или индиректним механизмом, а коначан исход ових процеса зависи од врсте ћелије, фазе ћелијског циклуса, присуства механизма поправке ДНК и апсорбоване дозе зрачења и може резултовати потпуном репарацијом, апоптозом, митотичком катастрофом или некрозом. У контексту радиохирургије гама ножем, где се примењује висока доза у једној фракцији, пресудна је за способност зрачења да изазове неповратна оштећења ДНК код туморских ћелија, уз минимално нарушавање виталних функција околног здравог ткива. Оваква биолошка селективност представља основу клиничке ефикасности ове методе [5].

Ефикасност стереотактичке радиохирургије и од очувања здравих можданих структура које окружују циљни волумен. За разлику од туморских ћелија, здраве ћелије имају ограничену способност репарације када је доза испоручена одједном, због чега чак и релативно мали волумени могу развити некрозу уколико се пређе одређени праг. Степен токсичности зависи и од апсолутне дозе и од запремине ткива која ту дозу прима. Веће лезије захтевају више изоцентара и веће колиматоре, што доводи до ширења зоне високих изодоза и повећава запремину здравог околног ткива које прима зрачење. Из тог разлога су ограничења здравог ткива често доминантан фактор у одређивању плана, па се избор колиматора и облик изодозних површина прилагођавају тако да критичне структуре мозга остану унутар прихватљивих дозних прагова [6].

3.2. Формирање изодозних површина

Изодозне површине представљају централни концепт у анализи дозне расподеле у стереотактичкој радиохирургији. Оне се дефинишу као 3D површине које повезују све тачке у простору које примају исту апсорбовану дозу зрачења. У 2D приказима ове површине се визуализују као изодозне линије односно криве једнаке дозе. Конкретно, у систему гама ножа, због симетричне геометрије извора зрачења и принципа центра лука, изодозне површине имају приближно сферни облик. Највиша доза је локализована у изоцентру, док доза нагло опада према периферији. Овај ефекат, познатији као стрми дозни градијент, представља једну од најважнијих физичких предности гама ножа, јер омогућава да висок ниво дозе остане ограничен на циљни волумен, уз минимално оштећење здравог ткива. У клиничкој пракси, изодозне површине се најчешће изражавају као проценти у односу на максималну дозу у изоцентру. За терапијску изодозу најчешће се користи површина која обухвата 50 % или 70 % максималне дозе, јер обезбеђује добар баланс између ефикасности третмана и очувања здравог ткива. Квалитет дозне расподеле процењује се према степену подударности између изодозне површине и облика туморског ткива, што представља меру конформности, као и према равномерности дозе унутар циљног волумена, што се описује као хомогеност. Код неправилно обликованих лезија, висока конформност се постиже комбиновањем више изоцентара и различитих ширина снопова. Овај приступ омогућава формирање комплексних изодозних површина које прате морфологију лезије и представља основу савременог планирања у гама нож радиохирургији [7,8].

4. НУМЕРИЧКО МОДЕЛОВАЊЕ И АНАЛИЗА ДОЗНЕ РАСПОДЕЛЕ

4.1 Модел дозне расподеле и методологија анализе

Модел је реализован у програмском окружењу MATLAB, на 3D правоугаоној мрежи тачака која представља део интракранијалног простора око изоцентра зрачења. Нумеричко окружење је дефинисано тако што су координате *x, y* и *z* равномерно распоређене у интервалу од *-L* до *+L*, са кораком *step*. На тај начин је формирана кубна мрежа тачака у којој је свака тачка описана сопственом просторном координатом и растојањем од изоцентра. За сваку тачку мреже рачуна се:

$$r = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2}\ , \qquad (1)$$

где параметар *r* [mm] представља удаљеност било које тачке мреже од изоцентра. Дозни профил појединачног снопа је апроксимиран функцијом типа потиснути Гаус четвртог реда, која реалистичније описује нагли пад дозе изван центра зрачења од класичне Гаусове функције. Кључни параметар ове расподеле је ширина снопа на половини максималне висине *FWHM* [mm], која у клиничкој пракси одговара номиналном пречнику колиматора. Ефективни параметар ширине дистрибуције *σ* [mm] се добија следећим изразом:

$$\sigma = \frac{FWHM}{2\sqrt{2ln2}}. \qquad (2)$$

На основу тога, модел дозног поља једног шота дефинише се функцијом:

$$D_{raw}(r) = e^{[-(\frac{r}{\sigma})^4]}, \qquad (3)$$

при чему је $D_{raw}(r)$ бездимензиона вредност дозе у тачки на растојању r. Како би се модел ускладио са типичним стереотактичким дозама, целокупно дозно поље је скалирано тако да максимална доза у изоцентру износи 32 Gy. Скалирање је извршено нормализацијом:

$$D(x,y,z) = D_{raw}(x,y,z) \cdot \frac{32}{\max(D_{raw})}, \quad (4)$$

где је $D(x,y,z)$ [Gy] апсорбована доза у тачки мреже, а $\max(D_{raw})$ [Gy] максимална вредност модела пре нормализације. Овим поступком се обезбеђује да је:

$$D_{max} = 32 \text{ Gy}. \quad (5)$$

У даљој анализи маргинална доза је постављена на 16 Gy, што одговара педесетопроцентној изодози у односу на максималну дозу у изоцентру. Ова вредност је изабрана јер је 50 % изодоза референтна линија у стандардној клиничкој пракси за гама нож [8, 9, 10].

У оквиру модела анализиран је случај сложене, неправилне лезије, код које су истовремено присутне две сферичне компоненте различитих пречника, $R_1 = 5$ mm и $R_2 = 3$ mm, при чему је растојање између њихових центара $d = 7$ mm. На 3D мрежи је формирана бинарна маска тумора која обухвата унију две сферичне запремине тумора. Тачка мреже припада тумору уколико задовољава бар један од услова:

$$(x^2 - x_1) + (y^2 - y_1) + (z^2 - z_1) \leq R_1^2, \quad (6)$$

$$(x^2 - x_2) + (y^2 - y_2) + (z^2 - z_2) \leq R_2^2, \quad (7)$$

где су (x_1, y_1, z_1) и (x_2, y_2, z_2) координате центара веће и мање туморске компоненте. На основу овако дефинисане туморске маске, маска здравог ткива је формирана тако што све тачке које не припадају тумору чине запремину нормалног ткива. За овакву сложену лезију су упоређена два плана зрачења - план са једним шотом и план са два шота. У плану са једним шотом је коришћен колиматор ширине $FWHM = 16$ mm, постављен у заједничком изоцентру две туморске компоненте. Са друге стране, у плану са два шота су коришћена два колиматора различите ширине, где је колиматор веће ширине $FWHM = 16$ mm позициониран тако да покрије већу туморску лезију, док је колиматор мање ширине $FWHM = 8$ mm усмерен ка мањој лезији. Укупна расподела дозе је добијена сабирањем доприноса оба шота и накнадном нормализацијом на исту максималну дозу и маргиналну дозу као у плану са једним шотом, чиме је омогућено директно поређење планова. На основу овако дефинисаних дозних поља, маски тумора и нормалног ткива, за сваки план су формирани дозно-запремински хистограми посебно за тумор и за здраво ткиво. У оквиру нумеричког поступка, дозе унутар изабране маске се посматрају као скуп дискретних вредности по вокселима, групишу се у мали број уских дозних интервала, а затим се рачуна кумулативни удео запремине која прима дозу једнаку или већу од задате вредности. На тај начин су добијене DVH криве које квантитативно описују расподелу дозе у туморској лезији и нормалном ткиву за посматране планове лечења [7, 8, 9].

Поред формирања модела, предвиђено је и израчунавање кључних дозиметријских параметара који се користе у стереотактичкој радиохирургији за процену квалитета плана. Ови параметри се добијају на основу дозно-запреминских хистограма, а обухватају дозу покривености D_{95} [Gy] као и стандардне радиобиолошко-геометријске параметре: покривеност Coverage, индекс конформности (енгл. *conformity index*, CI) и запремина нормалног ткива која прима најмање 12 Gy $V12$ [mm^3] . Ове величине се у моделу рачунају директно из дискретних дозних вредности у појединачним вокселима. Формално, основни параметри се дефинишу следећим формулама:

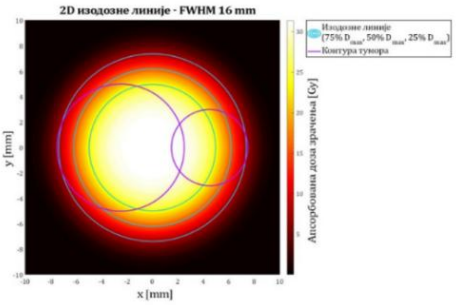
$$Coverage = \frac{TV_{Dm}}{TV}, \quad (8)$$

$$CI = \frac{TV_{Dm}^2}{TV \cdot PIV}, \quad (9)$$

где је TV [mm^3] укупна запремина тумора, TV_{Dm} [mm^3] запремина тумора која прима дозу једнаку или већу од маргиналне дозе, PIV [mm^3] запремина простора у ком доза достиже најмању маргиналну вредност [4, 8, 9].

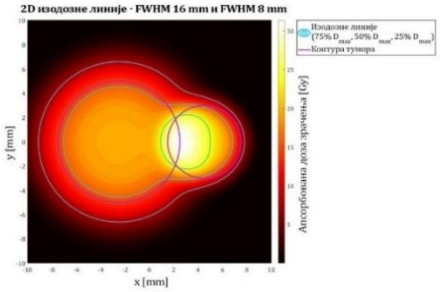
4.2 Резултати

На слици 1 је приказана 2D изодозна мапа са једним шотом, користећи колиматор ширине 16 mm, за сложену, двокомпонентну туморску структуру. Из приказа се уочава да изодозне линије углавном прате геометрију веће туморске компоненте, док мања компонента није у потпуности обухваћена маргиналном дозом. Област 50 % D_{max}, која је у моделу дефинисана као референтна маргинална доза, распоређена је тако да се доминантно концентрише око већег дела лезије, док мања компонента тумора остаје делимично покривена и са зонама знатно нижих доза. Ово указује на ограничења примене једног шота која се огледају у недостатку локалне прецизности што доводи до недовољног покривања сложене, асиметричне структуре.



Слика 1. 2D изодозне линије-план са једним шотом ширине колиматора 16 mm

Са друге стране, на слици 2 је приказан план са два шота, где је примењена комбинација колиматора ширине 16 mm за већу и 8 mm за мању туморску компоненту. У овом случају дозне линије природније прате цео облик туморске структуре. Маргинална доза равномерно обухвата обе компоненте, а зона високих доза је прецизно локализована и у већем и у мањем делу лезије, без непотребног ширења у околно ткиво. Мањи колиматор доприноси бољој просторној дефиницији дозе у мањем тумору, док већи колиматор стабилно покрива већу компоненту, чиме се постиже значајно боља укупна конфигурација дозног поља.



Слика 1. 2D изодозне линије-план са два шота ширина колиматора 8 mm и 16 mm

На дозно-запреминском хистограму, приказаном на слици 3, може се уочити изразита разлика између плана са једним шотом и плана са два шота. Крива која одговара плану са једним шотом показује изражену неуједначеност, при чему се значајан део туморске запремине налази у домену ниских доза, док само ограничена регија достиже вредности блиске терапијском опсегу. Овакав облик криве одражава недовољно покривање, што је у складу са просторним приказима изодоза на сликама где се примећује да 50 % изодоза не обухвата читаву сложену структуру. Са друге стране, DVH крива за план са два шота приказује да је већи део тумора изложен вишим дозама, а нагиб криве је стабилнији и ближи очекиваном профилу за адекватно зрачење сложених лезија. Може се закључити да се другачијим распоредима шотова постиже боља дистрибуција дозе односно да већи колиматор обезбеђује покривеност шире компоненте, док мањи колиматор локализује дозу у ужој области мањег туморског дела.



Слика 2. Поређење DVH кривих за план са једним и два шота

Разлике између два приступа додатно су потврђене вредностима дозиметријских параметара приказаним у табели 1. План са једним шотом показује ниску вредност *D95* и ограничену покривеност, што значи да маргинална доза не обухвата целу волуменску конфигурацију. Конформитет је низак, што указује на то да изодозна површина не прати адекватно сложену геометрију тумора, а вредност *V12* је велика, што резултује тиме да значајна запремина околног ткива прима непотребно веће дозе. Супротно томе, у плану са два шота се примећује већа вредност *D95*, што указује да оба туморска сегмента добијају дозу која је у складу са терапијским циљем. Покривеност је већа и стабилнија, а конформитет је приближно двоструко бољи, што показује да изодозна површина много прецизније прати облик двокомпонентне структуре. Вредност *V12* знатно мања, што указује на чињеницу да двоструки распоред снопова смањује непотребно зрачење нормалних можданих структура. На основу приложених резултата, може се закључити да план са два шота обезбеђује значајно бољи компромис између покривености, конформитета и заштите нормалног ткива. Овај приступ пружа могућност да обе компоненте сложене лезије буду адекватно обухваћене терапијском дозом, што један сноп, чак и великог пречника, не може да постигне у овом моделу.

Табела 1. Поређење дозиметријских параметара.

План	D95 [Gy]	Coverage	CI	V12 [mm^3]
1 шот	7.15	0.77	0.38	773.77
2 шота	14.83	0.79	0.75	275.06

5. ЗАКЉУЧАК

Анализа идеализованих модела туморских лезија показала је да избор колиматора и конфигурације шотова пресудно утичу на квалитет дозне расподеле у стереотактичкој радиохирургији гама ножем, при чему различити колиматори и више шотова обезбеђују боље дозиметријске параметре код сложенијих геометрија. Овакви модели омогућавају боље разумевање основних принципа формирања дозне расподеле и представљају основу за будућа проширења која би укључила реалистичније клиничке сценарије.

6. ЛИТЕРАТУРА

[1] L. M. Halasz, J. K. Rockhill, *Stereotactic radiosurgery and radiotherapy for brain metastases*, Surg. Neurol. Int., 2013.
[2] A. Bijlani et al., *SRS and SBRT cost-effectiveness results*, Front. Oncol., 2013.
[3] D. Schlesinger, *Historical and technical overview of Gamma Knife radiosurgery*, AAPM Summer School, 2014.
[4] IAEA, *Radiation Oncology Physics – Stereotactic Irradiation*, 2005.
[5] D. T. Goodhead, *Clustered DNA damage from ionizing radiation*, Int. J. Radiat. Biol., 1994.
[6] ICRU Report 91, *Prescribing, Recording, and Reporting Stereotactic Treatments*, ICRU, 2017.
[7] L. E. Olsson et al., *3D dose mapping from Gamma Knife treatment using gel dosimetry*, Radiother. Oncol., 1992.
[8] K. Antończyk-Szewczyk, B. Kozłowska, *Treatment planning parameters in Gamma Knife technique*, Appl. Radiat. Isot., 2021.
[9] A. Y. Xu et al., *Dose differences between three dose calculation algorithms in Leksell GammaPlan*, J. Appl. Clin. Med. Phys., 2014.

Кратка биографија:



Мила Пробојчевић рођена је у Нишу 2002. године. Мастер рад на Факултету техничких наука из области Биомедицинског инжењерства - Одабрана поглавља из биомедицинске инструментације одбранила је 2026. године.
контакт: mila.probojcevic@gmail.com