

СОФИЙСКИ УНИВЕРСИТЕТ „СВ. КЛИМЕНТ
ОХРИДСКИ“

ФИЗИЧЕСКИ ФАКУЛТЕТ



ДИПЛОМНА РАБОТА

За придобиване на образователно-квалификационна степен
„магистър“

на тема:

**Валидиране на модела на
многолистовия колиматор в
планиращата система**

Изготвил: Мария Войкова Симеонова, ф.н. 0PH3500028,

МП „Медицинска физика“, 2 курс

Дипломен ръководител: Божидар Кръстев

Консултант: доц. Д-р Красимир Митев

Съдържание

1.	Въведение	3
2.	Материали и методи	4
2.1.	Апаратура.....	4
2.1.1.	LINAC.....	4
2.1.2.	Многолистов колиматор MLC.....	10
2.2.	TPS	14
2.2.1.	Въвеждане в експлоатация на планиращата система.....	17
2.2.2.	Моделът на MLC в TPS	21
2.3.	Детектори за QA.....	22
2.4.	Фантоми в лъчелечението.....	24
3.	Въвеждане в експлоатация на ELM.....	25
4.	Методика на тестване на новия модел на многолистовия колиматор.....	29
4.1.	Wallpaper тест	29
4.2.	Обеми за радиохирургия	30
4.3.	Метод за сравнение. γ -индекс	31
5.	Резултати.....	33
5.1.	ELM	33
5.2.	Wallpaper тест	35
5.3.	Обеми за радиохирургия	36
6.	Заключение.....	39
7.	Библиография	40

1. Въведение

Съвременното лъчелечение се основава на прецизно планиране и точно реализиране на предписаната доза в мишенния обем при максимално щадене на околните здрави тъкани. С навлизането и широкото приложение на техники като модулирано по интензитет лъчелечение (IMRT), обемно-модулирана ротационна терапия (VMAT) и стереотактична радиохирургия (SRS) изискванията към точността при пресмятане на дозата и геометричното оформяне на лъчевото поле значително нарастват. В този контекст многолистовият колиматор (MLC) е един от ключовите компоненти на съвременния линеен ускорител, тъй като позволява динамично и прецизно моделиране на формата и интензитета на лъчевия сноп.

Коректното моделиране на MLC в планиращата система е от съществено значение за точността и повторемостта при изпълнение на дозиметричния план. Геометричните особености на листовите, като заоблените им краища и „tongue-and-groove” дизайнът, както и специфични за MLC параметри като пропускането между срещуположни листове и утечката между съседни листове, оказват влияние върху реално получената доза, особено при малки полета и динамични техники на облъчване. Поради това въвеждането и валидирането на усъвършенствани модели, като Enhanced Leaf Model (ELM), е важна стъпка за подобряване на съответствието между изчислената от планиращата система и реално получената от пациента доза.

Настоящата дипломна работа разглежда валидирането на модела на многолистовия колиматор в планиращата система Varian Eclipse. Акцентът е поставен върху сравнението между до скоро използвания стандартен модел и подобрения Enhanced Leaf Model, както и върху оценката на влиянието им при тестови конфигурации и планове, близки до условията в радиохирургията. Целта е да се оцени доколко подобреният модел допринася за по-точно пресмятане на дозата от планиращата система.

2. Материали и методи

2.1. Апаратура

2.1.1. LINAC

Фотонният сноп, получен от линеен ускорител, е спирачното лъчение, получено при Кулоново взаимодействие на ускорени електрони с волфрамова мишена (1) или друга мишена с висок атомен номер. Класическият модел на ускорителите е ускоряване на заредени частици (в случая електрони) по права линия чрез електромагнитно поле. За медицинско приложение най-често се използва модел, при който за ускорението на заредените частици се използва електрическата компонента на Лоренцовата сила (2). При ускоряването на заредени частици се взема предвид масата им. Колкото по-малка е масата на частиците, толкова по-големи радиационни загуби има при отклоняване от траекторията им поради което електрони се ускоряват по права линия (2).

В практиката се разглеждат два типа линейни ускорители:

- I. Едномодален, с една номинална енергия на фотонния сноп, обикновено 6 MV.
- II. Мултимодален – с няколко различни номинални енергии на електронни и фотонни лъчения

Енергията на електроните се определя от ускоряващото напрежение, като връзката между кинетичната енергия и напрежението се дава по формулата:

$$T_e = \frac{1}{2} m_e v_e^2 = -eU \quad (1)$$

където:

v_e - скоростта на електрона;

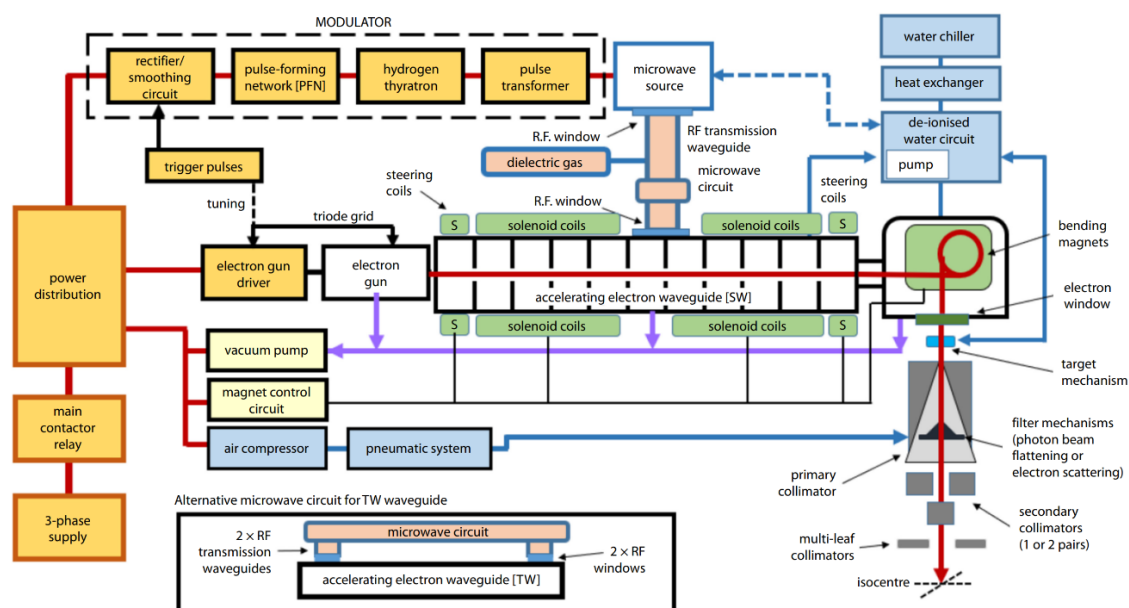
e - елементарния заряд на електрона;

m_e - масата на електрона;

U - напрежението, което създава електричното поле

За да бъдат ускорени електроните и енергията им да бъде от порядъка на MeV, се отчита ограничението на кинетичната енергия от класическа гледна точка - когато скоростта на електроните стане близка до тази на светлината.

При разглеждане на случай, в който векторът на скоростта на електрона е колинеарен на електричната компонента от ЕМП, електроните се ускоряват само от електричното поле, не им влияе магнитната компонента на ЕМП (2).



Фигура 1 Основни компоненти на линейния ускорител (3)

Основните компоненти на линейния ускорител са: модулатор, инжекционна система - електронната пушка, източник на микровълново радиочестотно поле (магнетрон или клистрон), вълновод, магнитна система за насочване на снопа електрони, мишена, изравнителен филтър, колимираща система и пациентна маса.

Кратко описание на основните компоненти:

1) Модулатор

Модулаторът на ускорителя има за цел да генерира високоволтови импулси. Той се състои от няколко основни компоненти, първият от които е HV токоизправител. Осигурява се бързо преминаване между високото напрежение и земния потенциал чрез превключвател¹. Фундаменталната функция на модулатора е основното изискване за захранване на един медицински линеен ускорител. За генерирането на микровълнова мощност, която да е от порядъка на MW, е необходима електрическа енергия от порядъка на десетки kV (2).

2) Източник на микровълнова мощност

Източник на микровълновата мощност е магнетрон или клистрон. Кой ще бъде източник на радиочестотата зависи от мощността, която е необходимо да се постигне и предпочитанията на производителя – за генерирането на големи

¹ Представлява газонапълнени тръби най-често с водород, в които има заземен катод и анод, ток протича между тях чрез дъгов плазмен разряд.

микровълнови мощности се използва клистрон (2). В рамките на дипломната работа е използван линеен ускорител, който работи с клистрон.

3) Инжекционна система

Инжекционна система/електронна пушка – електроните могат да бъдат получени в следствие на термично излъчване от нагрят катод или от гореща метална нишка – най-често волфрам. (Пулсиращ електронен сноп се получава при прилагане на напрежение от около 10 kV.) Катодът (металната нишка) е ограден с метален електрод, чиято форма е специално подбрана, така че да се генерира паралелен/успореден електронен сноп. В линейните ускорители се използват основно две конфигурации на електронната пушка – триодна система и диодна система (2; 3).

4) Вълновод

След получаване на микровълновата мощност от клистрона тя трябва да бъде отведена до ускоряващия вълновод. Това се случва посредством transmission waveguides - в тях няма електрони² (2).

Ускоряващият вълновод е най-често медна тръба, в която има кухини, които се образуват от дискове с процеп в центъра им. Микровълновата мощност образува силни магнитни и електрични полета в кухините, под чието действие се ускоряват електроните. Вълноводите са основно два типа – с бягаща и със стояща вълна. Дължината на вълновода може да бъде около 30cm (4 MeV крайна енергия на електроните) и да достигне до приблизително 150 cm (крайна енергия на електроните около 25 MeV) (3).

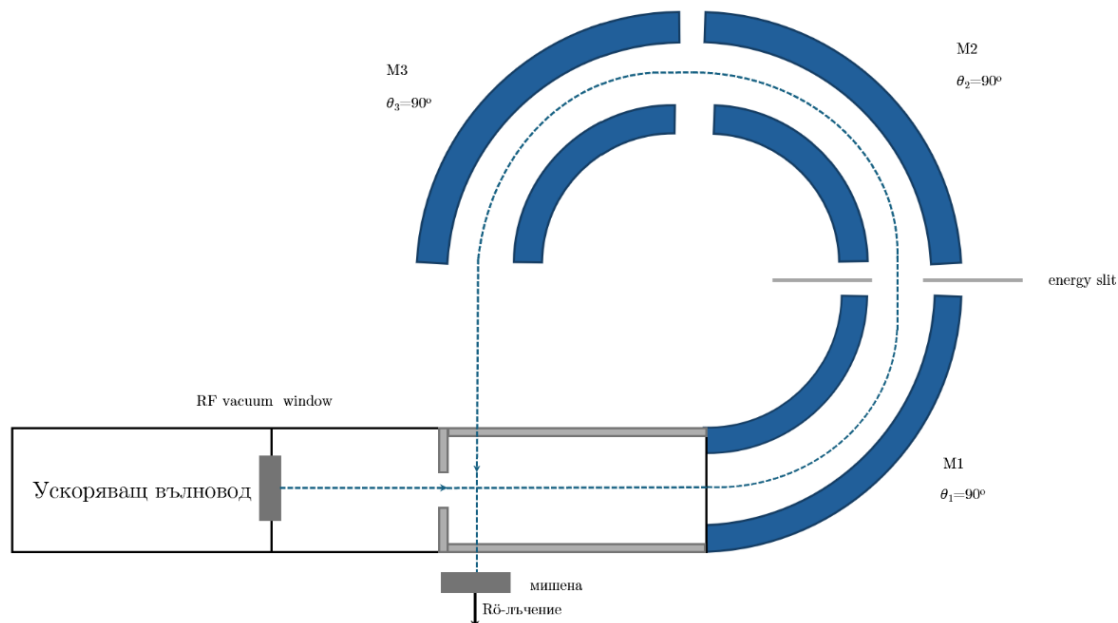
5) Магнитна система (bending magnets)

Възможните градуси, на които може да бъде „огънат“ снопа – да се закриви траекторията му в желаната посока, са 90°, 112,5° и 270° (1; 11; 10). В тази дипломна работа е използван линеен ускорител Varian Clinac iX, при който снопа се закривява на 270°, което осигурява минимален размер на фокуса след излизането му от магнитната система. Тя работи както следва:

Наблюдава се ахроматичен сноп след излизането му от системата. Закривяването се постига чрез 3 магнита, всеки от които закривява на 90°. Всички електромагнити изискват употребата на големи токове, което налага непременно употребата на водно охлаждане (2). Водното охлаждане на цялата машина се

² Те обикновено представляват газонапълнена тръбичка с налагане малко над атмосферното – газът, изпълващ вълновода, е нужно да е диелектричен, тъй като те имат пренебрежима топло – и електропроводимост (2).

случва при температура на водата около 40°C, за да се избегне развиването на микроорганизми вътре в нея (4).



Фигура 2 Схематично представяне на магнитна система за закривяване на електронния сноп на 270° (изображението е схематично – снопът след М3 не се пресича със снопа, излизащ от ускоряващия вълновод - на схемата изглежда по този начин поради ограниченията на 2D представянето) (2)

Рентгеновият сноп се получава след като електронният сноп напусне транспортната система и взаимодейства с мишената, при което се наблюдава спирачно лъчение. Спирачното лъчение има непрекъснат спектър, тъй като фотоните, които се получават са резултат от Колоновото взаимодействие на електроните с полето на ядрото. При това взаимодействието от един електрон могат да се получат няколко фотона, чиято енергия да е в диапазона от няколко MeV до няколко eV³. Оценка на добива на рентгеново лъчение (*yield* (%)) може да се даде по следната формула:

$$yield (\%) = \frac{x - ray\ power\ output}{electron\ power\ input} = 0,035 Z_{target} E_{MeV}$$

(2)

Уравнение (2) дава линейна връзка между получения рентгенов сноп и атомния номер на мишената (2).

³ Максималната енергия на фотоните е енергията на електрона, при взаимодействието му с мишената

6) Главата на апарата

Компонентите на линейния ускорител, които се намират в главата на апарата, са следните:

1. Мишена (target)

Както се вижда от уравнение (2), трябва да се вземе предвид атомният номер на мишената – обикновено се подбира такава с голям атомен номер (волфрам W). Освен атомния ѝ номер, трябва да се избере и подходяща дебелина. Фактор, който трябва да бъде отчетен при пресмятане на дебелината на мишената, е радиационната дължина на електроните в съответния материал. Отчита се още и на какъв ъгъл ще се отклони снопа, в зависимост от радиационната дължина (5) и дебелината на мишената. Отклонението намалява с увеличаване на енергията на електроните от електронния сноп, но се увеличава с увеличаване дебелината и радиационната дължина на мишената (2). Мишената трябва да бъде достатъчно дебела, за да не преминат електрони от електронния сноп през нея и да не замърсят рентгеновото лъчение, но и достатъчно тънка, така че термичните ефекти да са минимални. Полученото спирачно лъчение зависи както от кинетичната енергия на електроните, така и от дебелината на мишената. В зависимост от параметрите на мишената, тя може да бъде тънка или дебела.

$$\phi = \frac{15}{E_{MeV}} \sqrt{\frac{d}{L_r}} \quad (3)$$

Където:

ϕ – ъгъл на отклонение на рентгеновия сноп след мишената

d – дебелина на мишената

L_r – радиационна дължина

E_{MeV} – енергия на електронния сноп

За тънка мишена интензитетът на полученото лъчение е пропорционален на произведението на кинетичната енергия на електроните E_k и атомния номер на мишената Z . За дебела мишена при определяне на интензитета на лъчението се отчита и енергията на фотоните (3). След като рентгеновият сноп вече е факт е необходимо да се оформи неговия профил – необходимо да има конусовидна форма. Фотонното лъчение затихва във вещество според закона на Beer-Lambert и той също трябва да бъде взет предвид, когато се подбират колиматорите. Снопът, който се използва за третиране, се състои от вече споменатото спирачно лъчение и характеристично лъчение от мишената, но и филтрите, който са поставени по пътя на снопа. Съотношението на характеристично лъчение към спирачно лъчение в снопа зависи от кинетичната енергия на електроните: колкото

по-висока е енергията на електроните, толкова по-малък принос има спирачното лъчение в получения сноп (3).

2. Първичен колиматор

Формирането на рентгеновият сноп започва от първичния колиматор. Той обикновено е направен от материал с голям атомен номер, а неговият размер определя максималните размери на лъчевото поле. Първичният колиматор поглъща всички рентгенови лъчи с енергия под 0,5 MV, както и разсеяните след Комптъново разсейване. Полето на рентгеновия сноп след напускане на първичния колиматор има кръгло сечение и диаметър около 50 cm в равнината на изоцентъра. Първичният колиматор осигурява също така и радиационна защита, обирайки утечка от рентгеновото лъчение, което е напуснало първичния сноп, както и електрони (2).

3. Изравнителен филтър



Фигура 3 Снимка на изглаждащ филтър, използва за 10MV лъчение, диаметър 8 cm (2)

След като нискоенергетичното фотонно лъчение бъде погълнато от първичния колиматор, то може да премине през т.нар. изглаждащ филтър – неговата цел е да изравни профила на лъчевото поле, така че да се наблюдава равномерно разпределение на интензитета на рентгеновото лъчение. Изглаждащият филтър може да бъде поставен и в самия първичен колиматор. Около 70% от фотоните по централната ос на снопа биват погълнати. В

изглаждащия филтър се наблюдава Комптъново разсейване, като разсеяните фотони в резултат от процеса допринасят за формирането на полусянката на лъчевото поле (2). Както първичния колиматор, така и изглаждащият филтър е направен от материал с висок атомен номер Z , като е възможна употребата на алуминий и мед (сравнително по-нисък атомен номер). Специфичното на изглаждащия филтър е неговата форма – по-дебел по-оста, по-тънък в краищата. След преминаване през филтъра се наблюдава „втвърдяване“ на лъчението (1; 2).

4. Йонизационна камера (Monitor chamber)

След като вече е създаден рентгеновият сноп и е изгладен неговият профил, е необходимо да се проследят няколко параметъра:

- Мощност на дозата
- Интегралната доза
- Насочване на електронния сноп

- Симетрията на електронния сноп

Параметрите на снопа се проследяват от повече от една йонизационна камера, като различните производители имат различни предпочитания за вида йонизационни камери, които използват. Проследяването на параметрите на снопа е от изключително значение за безопасността на пациента, като според европейския стандарт IEC 60601-2-1:2021 са необходими две независими една от друга йонизационни камери. Двете йонизационните камери са монтирани като един компонент в главата – една върху друга (2; 3). Изискванията към мониторинговата система от йонизационни камери са да имат минимално влияние върху снопа; откликът на йонизационната камера да е независещ от околните температура и налягане; да могат да работят при условия на насищане (3).

5. Вторичен колиматор с челюсти

Неговата цел е да превърне получения до момента рентгенов сноп в клинично използваем такъв – това се постига чрез движение на челюстите и оформяне на полето чрез „отрязване“ на рентгеновите лъчи извън желаната форма. Челюстите са направени от материал, в който лъчението затихва силно (като комбинация от олово, стомана, а понякога и волфрам), като в добре конструирания линейни ускорители няма утечка на рентгенови лъчи от челюстите на вторичния колиматор. Челюстите са дебели около 10 cm. Ограничението тук е, че формата на снопа е правоъгълна, което рядко отговаря на формата на планирания мишенен обем (2).

Важно е да се отбележат и характеристиките на полето като полусаянка, размер, изравненост, симетрия:

- Полусаянката е следствие от две неща – източникът на рентгеново лъчение не е точков и разсейването от вторичните колиматори. Полусаянката зависи от енергията и размера на полето.
- Размерът на полето се дефинира като широчината на профила на полето за 50% от дозата по централна ос (2).
- Изравнеността на полето се определя като отношението между максималната доза към минималната доза в загладената част от профила на полето (2).
- Симетрията на полето се определя като отношението на дозата в две точки, симетрични по отношение на централната ос, които се намират в гладката част на снопа. Прави се отношение на по-високата към по-ниската доза в тези две точки. Максималното отношение определя симетрията на полето (2).

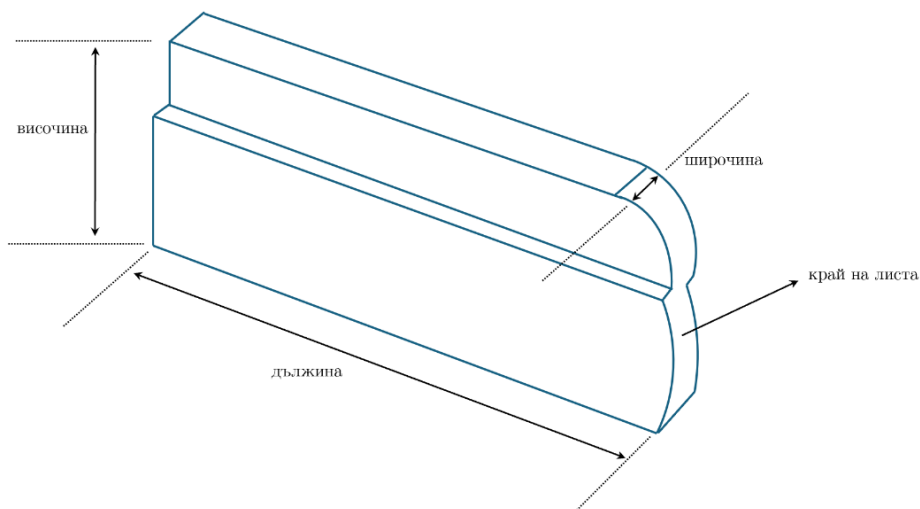
2.1.2. Многолистков колиматор MLC

За да се осигури по-точно оформяне на полето по мишенния обем, се предлага многолистковия колиматор (2). Многолистковият колиматор макар и след първоначалната му разработка да не е бил задължителна част от медицинския

линеен ускорител, към днешна дата се оказва безценно допълнение, тъй като осигурява модулация на интензитета на полето при терапия (3).

2.1.2.1. Устройство и принцип на работа на MLC

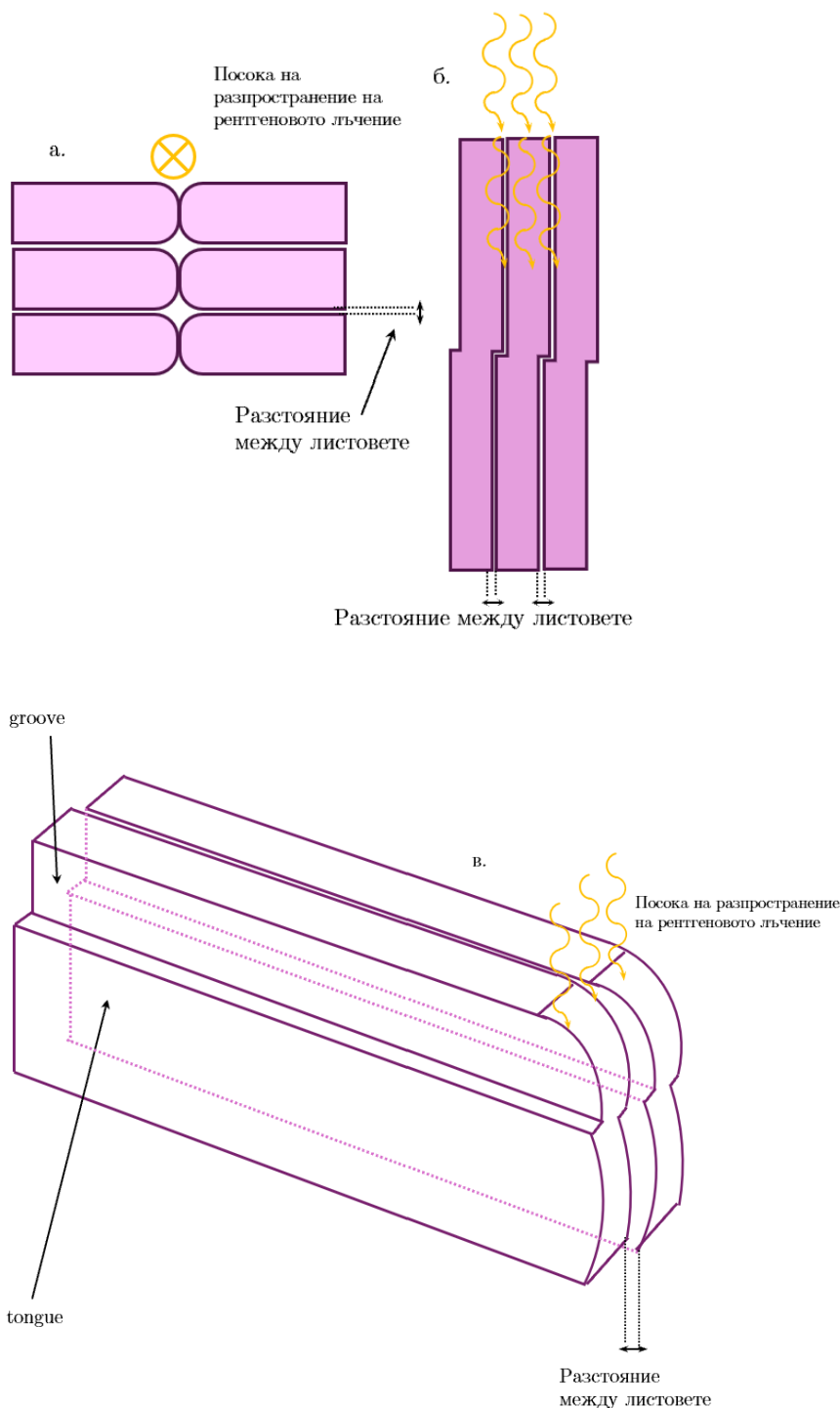
MLC – multi-leaf collimator – т. нар. многолистов колиматор, се състои от високи, но тънки плочи, чиято геометрия е специфична за съответния модел линеен ускорител. Листовите са групирани в срещуположни двойки и при движението им е възможно моделиране на полето съобразно третирувания обем. Всеки лист на многолистовия колиматор е направен от материал с висок атомен номер (олово, волфрам). Препоръчва се материалът да е волфрам, макар оловото да е по-евтиният материал – волфрамът има по-добри механични свойства (2).



Фигура 4 Схематично устройство на лист от многолистовия колиматор (2; 6; 7)

Три са основни приложения на MLC според доклад №72 на ААРМ (Американската асоциация на физиците в медицината): първото от които е да замени обикновеното блокиране на лъчението, тъй като чрез него може да се постигне която и да е желана форма на полето, след което да бъде съхранена под формата на файл и използвана отново; да може да се регулира формата на полето при въртенето на рамото на ускорителя и да даде възможност за контрол на интензитета на полето (6).

За клиничната практика важни параметри, които характеризират MLC, са широчината и броят на листовите, както и какъв е размерът на най-малкото и най-голямото поле, което може да бъде създадено. Размерът на полето не зависи линейно от движението на отделните листови. С цел по-добра разделителна способност в централната част на полето някои модели линейни ускорители имат MLC с различни по широчина листови – тези в централната част са по-тънки от тези в периферията (2; 8).



а. Изглед на затворени листови на MLC - от гледна точка на източника;

б. Изглед на листовите от едната страна на MLC - the tongue-and-groove, ограничаващ утечката между листовите;

в. Схематично триизмерно представяне на листовите от едната страна на MLC

Фигура 5 Схематично представяне на дизайнът на листовите на многолистовия колиматор - the tongue-and-groove дизайнът (2; 7; 6)

В настоящата дипломна работа се разглежда специфично MLC Milenium 120, производство на Varian. Схематичното устройство на лист от този многолистов колиматор е представено Фигура 5. Движението на листовите на MLC е възможно, благодарение на задвижващия винт, който е разположен по дължината на листа (9). Рентгеновият сноп се разпространява успоредно на височината на листа на многолистовия колиматор – тя определя как затихва лъчението в колиматора.

В зависимост от производителя на линейния ускорител (Varian, Elekta) се наблюдава различна реализация на многолистовия колиматор, въпреки това е възможна основна класификация на типовете MLC: тип А, тип В, тип С, тип D. Основните различия се състоят в това къде е разположен многолистовия колиматор, дали може да замени някой от другите колиматори, широчината и дължината на листовите, както и дали дизайнът на листовите е с tongue-and-groove форма и, ако да, то какъв точно е той. В различните модели един и същи производител може да реализира MLC от един тип, като промени броя и широчината на листовите (например: Varian Millennium и Millennium HD – и двата линейни ускорителя имат MLC тип А, но различен брой и широчина на листовите в централната част и периферията; поради тези различия се наблюдават различия и максималния размер на полето, утечката между лийфовете и tongue-and-groove ефекта).

2.1.2.2. Основни характеристики на MLC

Основните параметри са пропускането между срещуположни листове (dosimetric leaf gap – DLG) и пропускането между листовите. Пропускането между срещуположни листове отчита, че има разлика между механичната позиция на листовите и създаденото лъчево поле.

Трябва да се направи разлика между геометричен отвор, представляващ механичното разстояние между срещуположни листове на колиматора (Leaf gap) и DLG. Пропеът между листовите може се използва, за да се моделира механичното отместване (mechanical offset), както и отместването на полусянката в следствие на заоблените краища на листовите (9). Dosimetric Leaf Gap (DLG) е параметър, специфичен за съответния линеен ускорител, зависи от снопа, енергията и редица други фактори (10; 7).

DLG отчита отечката, която се получава между затворени срещуположни листове, в следствие на заоблените ръбове на листовите и факта, че листовите всъщност не се докосват, за да се избегнат колизии. При такава геометрия на върховете на листовите, широчината на полусянката е по-малка, отколкото при листове с прави краищата, като полусянката зависи от това на какво разстояние е листа от централната ос (2; 8). DLG отчита частичната пропускливост през заоблените краища на листове на MLC и показва разликата между радиологичната и механичната граница на полето (11) .

Освен разстоянието между краищата на срещуположните листове, за да може съседните листове на многолистовия колиматор да се движат, има малко разстояние и между тях, което определя наличието на пропускане между листовите. Обуславя се нуждата от специфичната форма на листовите, показана на фигурата – т. нар. „tongue-and-groove” – така че да има припокриване на листовите, което да намали утечката между тях. Пропускането между листовите на MLC е характеристика, която се следи, тъй като тя допринася за

неопределеността на реализираната в пациента доза, и се дължи на тънкия слой въздух между тях (2; 7; 10). Утечката от MLC се дефинира като съотношение между измерената доза при отворено MLC и дозата при напълно затворено MLC в страни от механичния отвор.

2.1.2.3. Tongue-and-groove ефект

Когато един лист от многолистовия колиматор навлезе в полето пред останалите от този блок, заради дизайнът tongue-and-groove се наблюдава допълнително затихване на фотонния сноп в сравнение със затихване при отсъствие на тази геометрия. При припокриване на участъци със засенчване в резултат от геометрията на листовите се наблюдава локално по-ниска реализирана доза. Този ефект се нарича tongue-and-groove ефект и е особено осезаем, когато се използва динамична терапия, при асинхронни движения на съседни двойки листове на многолистовия колиматор (2; 10; 7).

Моделирането на tongue-and-groove, заоблените краища на листовите и утечката⁴ от многолистовия колиматора имат основен принос при изготвянето на планове за модулирано по интензитет ЛЛ, обемно модулирано ЛЛ и радиохирургия, следователно трябва да бъдат отчетени при вкарването в експлоатация на планиращата система (10).

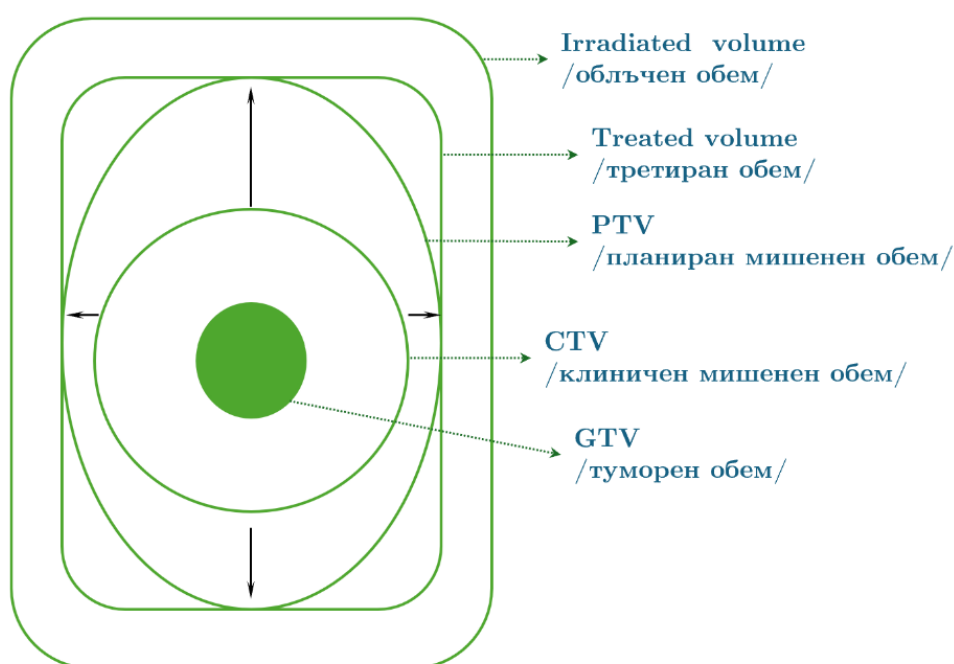
2.2. TPS

Целта на дозиметричното планиране е да се постигне максимална вероятност за туморен контрол при минимална вероятност за увреждания на здравите тъкани. Планирането на лъчелечението на пациент е сложен и многостъпков процес, който започва с точното определяне разположението на туморното образуване. Информация за анатомичните особености на пациента се сема от компютърно-томографско изследване (КТ) или други техники за образна диагностика (МРТ, ПЕТ и др.). За целите на дозиметричното планиране се дефинират различни обеми, описани подробно в документа на Международна комисия по радиационни единици и измервания - ICRU 50 "Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy"

1. Туморен обем - GTV (gross tumor volume) - обемът, който се вижда с коя да е образна модалността – възможно е да е видима само част от раковото образуване, като е възможно да се наблюдават и метастазите около туморното образуване. Не всички лезии могат да се засекат при образна диагностика. В този обем плътността на клетките е най-голяма (12; 13; 14; 15).

⁴ Проблемът с утечката между листовите е решен при MLC тип D, тъй като при него разстоянието между два листа от един слой е покрито от лист от втория слой – не се наблюдава и the tongue-and-groove effect (2).

2. Клиничен мишенен обем - CTV (clinical target volume) - тъканен обем, който съдържа видимият туморен обем (GTV) и/или субклинично злокачествено заболяване, което трябва да бъде третирано. Този обем трябва да бъде облъчен адекватно, за да се постигне целта на радикалното лъчелечение (14).
3. Вътрешен мишенен обем - ITV (internal target volume) – отчита неопределеностите в позицията в следствие на движението на вътрешните органи (13; 5).
4. Планиран мишенен обем - PTV (planning target volume) – обемът, който отчита и другите неопределености като разположение на пациента на масата за лечение, позицията спрямо снопа и др. (12; 13). PTV е геометрична концепция, която е подбрана така, че да осигури облъчването на CTV (5).



Фигура 6 Схематично представяне на обемите, които се използват в лъчетерапията според ICRU 50 (5)

На Фигура 6 са показани обемите, които се използват в лъчелечението. Стрелките в PTV обема обозначават потенциалните движения на CTV. Освен основните обеми, изброени по-горе, на фигурата са представени и третирания обем (Treated volume) и облъчения обем (Irradiated volume). Третираният обем се дефинира, тъй като са забелязани разминавания между обемът, получил дозата, и PTV. Третираният обем е обемът, определен от изодозна повърхност, която отговаря на минималната доза, която трябва да се реализира в PTV (5; 15). Най-външен контур се нарича облъчен обем, който по дефиниция според ICRU 50 е обем, в който тъканите биват облъчени значително в сравнение с допустимото за здрави тъкани (14; 5; 15).

5. Критични органи (organs at risk/ OAR)

Важно е да се отбележат и органите в непосредствена близост до туморното образуване, които в случай, че бъдат облъчени биха били сериозно увредени. Геометрията на облъчването се подбира така, че мишенният обем да получи предписаната доза, като същевременно здравите тъкани в съседство биват минимално облъчени. Веднъж след като е изготвен планът, той се проверява и се определя неговата оптималност и потенциално нуждата от корекции. Чрез TPS се определят мониторинните единици MU, които са необходими за реализиране на предписаната доза. Болничната информационна система пази информация за всеки пациент и лъчевото му натоварване (12).

Възможни са грешки при облъчването на пациенти, например в публикация 86 на ICRP са описани 92 случая на случайно облъчване, проблемите, до които е довело, и какво полезно може да бъде изведено от всеки случай (2; 16).

За да се предотврати случайното облъчване и да се минимизират грешките при използване на сложни техники за ЛЛ, се следват стандарти и се извършва индивидуален контрол на качеството на дозиметричния план преди облъчване на пациента.

Хардуерната част на планиращата система се състои от компютър, входни и изходни устройства - целта е висока скорост на обработка на информация и добра резолюция на екрана. Това обуславя CPU с висока скорост и голяма памет, GPU и монитор с висока резолюция, за да е възможно бързото показване на изображения с висока резолюция (12; 13; 12).

Софтуерът на планираща система може да работи на UNIX и на Windows. Той може да бъде сложен, но да бъде разглеждан като съвкупност от пакети с различни функционалности. От какви функционалности на софтуера би имал нужда потребителят се решава обикновено преди закупуване на пакета (12).

Планиращите системи работят чрез различни алгоритми, които изчисляват разпределението на дозата. Пресмятането на дозата може да бъде направено двумерно, частично триизмерно или напълно тримерно. Квалификацията на съответната планираща система е невинаги лека задача, тъй като някои от тях пресмятат двумерно дозата, но имат някои функции на тримерните такива (13; 12). Общи черти на всички TPS са :

- Реконструкцията от получената информация ортогонални и скосени изображения (12)
- Представяне на разпределение на дозата и структури в пациента в тримерен вид, както и от гледна точка на източника (12).
- Възможности за ориентиране и насочване на снопа под различни ъгли, като ограниченията са единствено наложени от съответния линеен ускорител и какви са неговите степени на свобода. Планиращите системи поддържат възможността за въртене на масата (12).

- Отчитане на тримерната анатомия на пациента и влиянието на първичното и разсеяното лъчение в алгоритмите за пресмятане на дозата (12).

TPS получава информацията под формата на файлове в DICOM⁵ формат.

Алгоритмите на планиращата система раздробяват снопа на първичен и разсеян и пресмятат. По този начин се отчита по-лесно промените в разсеяното лъчение към разпределението на дозата. Техниките за пресмятане, които включват Monte Carlo симулации или генериране на случайни извадки⁶, могат много точно да моделират взаимодействията на частиците, отчитайки многолистовия колиматор и блоковете, както повърхността на пациента и нехомогенности в плътността му. Те използват информацията от множество фотони след напускане на източника и претърпяват множество разсейвания в и извън пациента (13).

Софтуерът на планираща система трябва да може да отчете влиянието на всички колиматори, използвани за оформяне на снопа, като челюстите, блоковете, филтри и многолистовия колиматор (13). Времето за пресмятане в планиращата система зависи от сложността на плана и използвания алгоритъм – колкото по-сложен алгоритъм използва планираща система, толкова повече време отнема пресмятането на плана. Различните типове алгоритми изискват различен вид въвеждане в експлоатация (12).

2.2.1. Въвеждане в експлоатация на планиращата система

Въвеждането в експлоатация на TPS (treatment planning system) е описано в технически доклад, издаден от Международната атомна агенция (МАЕ/IAEA) - TRS 430 - "Commissioning and Quality Assurance of Computerized Planning Systems for Radiation Treatment of Cancer" от 2004 година. В глава 9 „Commissioning“ от него са описани насоки за въвеждане в експлоатация на планиращата система. В последствие за улеснение МАЕ систематизира препоръки и насоки в публикация "Specification and Acceptance Testing of Radiotherapy Treatment Planning Systems - " от 2007 година (17). Въвеждането в експлоатация на планираща система е най-важната част от осигуряване на качеството за TPS, както и за процеса по планиране в последствие. То включва тестването на всички системни функции на планиращата система, документацията и проверка колко точно алгоритмите, които изчисляват дозата, предсказват измерената такава. Процесът позволява запознаване с възможностите и ограниченията на планиращата система, както и на терапевтичната уредба. В техническия доклад на МАЕ TRS 430 са описани различни тестове за извършване процеса по въвеждане в експлоатация на TPS, като се преминава през следните основни стъпки:

1. Първоначална настройка на планиращата система;

⁵ Digital Imaging and Communications in Medicine

⁶ random sampling

2. Тестване на снопа, изчисляване на дозата и MU – за перкутанно лъчелечение и брахитерапия
3. Оценка на плана.

Особено важна част от процеса е създаването на база от данни на машината – място, където се съхранява описание на машината, сноповете, всички видове оборудване, което би било използвано по време на облъчване на пациента. Всяка планираща система се нужда от набор параметри, които всъщност изграждат нейната библиотека от информация, чрез която тя оперира. Тези параметри включват, но не се ограничават само до:

1. Идентификация на машината, модалностите, енергиите и др.
2. Геометричните разстояния като разстоянието от източника до изоцентъра, както и до блендите на колиматора и др.
3. Кои са позволените механични движения на подвижните компоненти на машината: ограничения в движенията на челюстите, движение на многолистовия колиматор, пациентската маса, асиметрия и др.
4. Показването на координатната система

По-горе изброените параметри не изискват измерване, тъй като не са свързани с дозата, и обикновено се взимат директно от документацията на машината. Това води до параметрите, които изискват измервания, свързани с дозата. Параметрите, свързани с пресмятането на дозата са съобразени с алгоритмите, използвани за пресмятането на дозата и мога да бъдат таблици и/или коефициенти. Техническият доклад (TRS 430) препоръчва основните данни, необходими, за пресмятане на дозата от планиращата система, да бъдат измерени във воден фантом. В същото време бива подчертана важноста процедурата да се извършва под контрола на потребителя, тъй като събраните данни се имат директно отношение към клиничната практика (12).

Особено важна част от съвременните планиращи системи е извличането на триизмерни обекти от анатомичните данни. Впоследствие те се използват за изготвяне на плана, изчисляване на дозата и оценката на плана (12).

Изчисляването на дозата предварително не гарантира, че ще бъде измерена именно тази стойност, допускат се отклонения от резултатите, които се дават чрез следната формула:

$$\delta = 100 \cdot \frac{D_{\text{изч}} - D_{\text{изм}}}{D_{\text{изм}}} \quad (4)$$

Където:

δ – отклонението / относителна неопределеност – дава се в проценти

$D_{\text{изч}}$ – изчислената доза в конкретна точка във фантома

$D_{\text{изм}}$ – измерената доза в същата точка във фантома

Като за различните участъци е допустимо различно отклонение – по централната ос на снопа максималното отклонение е от 2%, в периферията на снопа и отвъд него се допуска по висока неопределеност на измереното (13; 12).

При въвеждането в експлоатация на TPS е важно как е зададен моделът на многолистовия колиматор – при IMRT (intensity modulated radiation therapy /модулирана по интензитет лъчетерапия) и VMAT (volumetric modulated arc therapy /обемно-модулирана ротационна терапия) заради геометрията на терапиите се забелязва повишаване на tongue-and-groove (TG) ефекта. TG ефектът може да бъде оценен посредством тестове, при които има движение на многолистовия колиматор – при движението на отделния лист изпъкнала част на дизайна му може да засенчи и по този начин да се реализира по-ниска доза. По-долу са описани тестове, чрез които може да се оцени пропускането между листовите и по този начин TG ефекта (6; 18; 10).

1) статични полета – при фиксираното от челюстите поле се отварят първо листовите под четен номер, докато тези с нечетен номер са затворени – така се формира първото поле. Другото поле се формира при отворени нечетни по номер листове на многолистовия колиматор, докато тези под четен номер са затворени. Комбинацията от двете полета дава равномерното разпределение на дозата с изключение на местата, където има TG ефект (10).

2) sliding window beams – този тест е комбинация от неподвижна глава на апарата и подвижно/динамично MLC. Листовите на MLC започват от едната страна и едновременно се придвижват до другия край на полето, по този начин трудно се получава TG ефект. За да бъде отчетен той, се прилага отместване на съседни листове – четен спрямо нечетен номер. По този начин се получава назъбена форма, листовите се движат с еднаква скорост – asynchronous sweeping gap (a-SG). (MLC се мести от -6 cm до +6 cm, за различни широчини на процепа (the gap)). Параметърът, по който се оценява в каква степен са отместени едни спрямо други съседни листови на MLC, се нарича TG fraction и ако приеме стойност 0, то не се наблюдава tongue-and-groove ефект (10).

3) VMAT arcs – за да се оцени TG ефекта при VMAT терапиите Hernandez и неговият екип правят тест, описан в (10) – този тест се позовава на the oscillating sweeping gap (OSG тест). OSG тестът представлява многократното преминаване на листовите на многолистовия колиматор през полето, като се движат с еднаква скорост, докато gantry-то извърши пълна ротация. Hernandez предлага през 2017 листовите да се движат с различна скорост, както при a-SG. С тази модификация този тест се нарича a-OSG, поради асинхронното движение на листовите (10).

Измерванията на дозата се извършват посредством farmer – тип йонизационна камера, която се поставя на различна дълбочина в различни фантоми. За теста при статични полета и a-SG се използва воден фантом и RW3 (пластмасов) фантом, като Farmer – камерата се поставя на 10 cm дълбочина. За a-OSG теста се използва farmer камера и PMMA фантома (10).

Чрез посочените тестове от екипа на Hernandez през 2017 прави оценка на TG ефекта, като се сравнява измереното от йонизационните камери със стойностите от TPS. При теста със статичните полета за 1mm grid size планиращата система добре моделира TG ефекта върху дозата, независимо от дълбочината. С увеличаване на grid size на 2,5mm планиращата система не може да възпроизведе правилно промените в дозата, които биват предизвикани от TG ефекта.

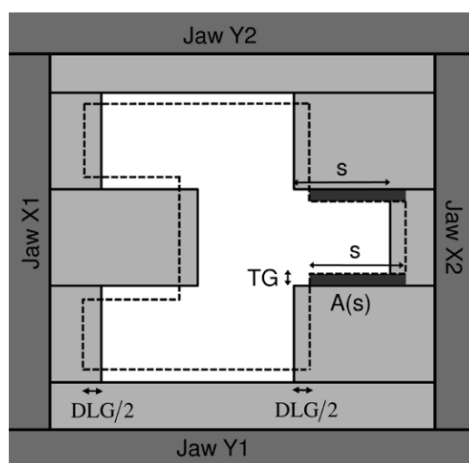
При теста с sliding window beams се отчита, че при малки процепи tongue-and-groove ефектът (намаляване на реализираната доза) и пропускането между листовите /interleaf transmission (увеличаване на реализираната доза) се взаимно анулират. При увеличаване на процепът между листовите на 5mm измерването отчита, че ефектът на утечка между листовите доминира над tongue-and-groove ефекта, но планиращата система не може да го отчете правилно. Разгледан бива и случаят, при който отстоянието между листовите, които се движат е с размерите на процепа между съседните листови, при което се отчита подценяване на дозата, пресметната от планиращата система – реализираната доза е по-голяма. Достига се до извод: колкото по-голям е процепът между движещите се срещуположни листови, толкова по-малък принос има пропускането между листовите на MLC и толкова по-осезаем става tongue-and-groove ефектът (10).

При VMAT тестовете се наблюдава добро съвпадение между измерени и пресметнати стойности на дозата при отсъствие на TG ефект. При увеличаване TG-fraction се наблюдава прогресивно увеличаване в несъответствията между пресметната и измерена доза. Финалният извод е, че tongue-and-groove ефектът не е добре моделиран в тези версии на планиращата система и съществува необходимостта от правилно моделиране на MLC в TPS – особено за случаите, в които се третират малки обеми или се използва IMRT (10).

Валидирането на модела на многолистовия колиматор (MLC) в планиращата система (TPS) е задачата на настоящата дипломна работа и следва да се разгледа и принципът на работа на планиращите системи.

2.2.2. Моделът на MLC в TPS

През 2018 година Hernandez и екипът му предлагат нови тестове за оценка TG ефекта и разделят ефекта от заоблените краищата на листовите от TG ефекта, това се постига чрез промени в тестовите – вместо the sweeping gap test се предлага да се въведат полета, в които да се максимално да се разгледа: TG ефекта, различни конфигурации на MLC, в които съседните листове се движат неедновременно. По този начин се улеснява измерването на TG ефекта и в каква степен се наблюдава занижаване на дозата. Чрез предложените тестове се постига по-добро съответствие между измерена и пресметната доза (10) (7). Предложеният нов модел за моделиране на tongue-and-groove включва отместването на геометричните граници на листовите в планиращата система – съкращаване на дължината на всеки лист с $DLG/2$ и странично уширяване на всеки лист, отчитайки TG ефекта. Този модел променя fluence map-a – чрез страничното уширяване се показва ефекта от намаляване на дозата в следствие на tongue-and-groove модела. Със съкращаването на дължината на листа (премахването на върха, чрез изваждане на $DLG/2$) – по този начин се моделира как DLG влияе на fluence-map (7).



Фигура 7 Схематично означение на модела при отчитане на DLG и tongue-and-groove ефект (7)

За да се отчете заобленият край на листовите на многоструйния колimator, се прибегва до следното – листовите се моделират с плосък връх и след това пропускането през заоблените краища се отчита чрез пресмятане на флуенса през след преместването на листа на определено разстояние. По този начин може да се оцени DLG (Dosimetric leaf gap), като се използва геометричното разстояние между листовите LG (leaf gap) (2; 7).

При динамични техники като IMRT и VMAT и при третирането на малки обеми off-axis се използват малки отвори между срещуположни листови на MLC сложността се увеличава. Описаният по-горе модел на многоструйния колimator

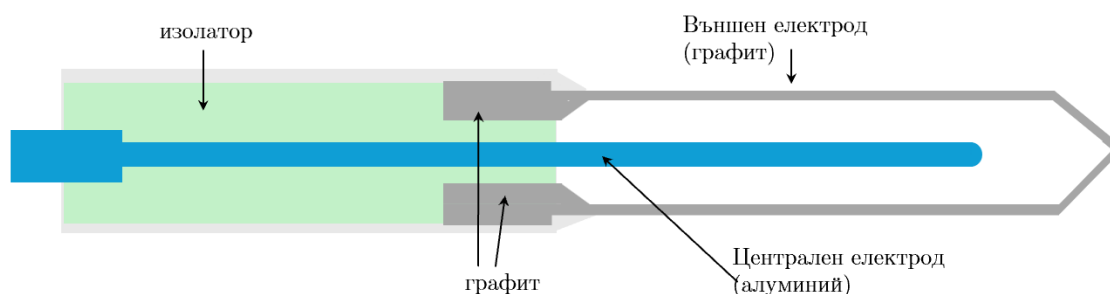
в планиращата система може да даде големи отклонения от реализираната доза. Enhanced leaf model (ELM) подобреният модел на листовите на многолистовия колиматор е разработен с цел справяне с несъответствието между планирана и измерена доза, което се получава при тези планове. Моделът ELM отчита геометрията на листа – дебелина, форма и заоблен край, както и кухината, в която ляга задвижващия винт на всеки лист от MLC. Това се постига чрез дивергентно проследяване на лъчите през листа (отчитат се различните ъгли, под които рентгеновите лъчи достига листовите на MLC поради конусовидната форма на снопа). При този модел референтното пропускане между листовите T_r се дефинира като измереното пропускане по оста на разпространение на снопа под централните листови на MLC, отчитайки промяната в затихването на снопа поради изрезката за винта в листа (9). Нуждата от подобряване на модела, използващ DLG, и неговите ограничения е показана от Hernandez в статия от 2022: в нея се доказва влиянието на геометрията на листа върху модела и респективно пресмятането на дозата (18).

Подобреният модел на листовите ELM показва по-добро съответствие между измерена и пресметната доза – отклоненията спадат до приблизително 2% (9).

2.3. Детектори за QA

В лъчетерапията от фундаментално значение е да се достави точно предписаната доза в мишенния обем. С оглед на всички неопределености по време на процеса ICRU дава възможност за $\pm 5\%$, което е трудно постижимо.

Йонизационните камери са най-широко използвани, тъй като са най-практични – могат да бъдат използвани както за абсолютни, така и за относителни измервания. Машината, използвана в настоящата дипломна работа, се калибрира с йонизационна камера във воден фантом. Йонизационните камери могат да бъдат разделени в три основни типа: свободно въздушна йонизационна камера, кухинна йонизационна камера и камера с вграден фантом (19; 2; 4).



Фигура 8 Принципно устройство на йонизационна камера тип Farmer (2)
Йонизационна камера често използвана при контрола на качеството е йонизационната камера тип Farmer – тя е малка по размери и лесно преносима.

Активният ѝ обем е между 0,1 и 1 cm³, вътрешните ѝ дължина и диаметър не надвишават съответно 25mm и 7mm, дебелината на стените ѝ е под 0,1g/cm².

На Фигура 8 е показано схематично устройството на йонизационна камера тип Farmer, като според TRS 398 този тип йонизационни камери се използват за относителни измервания на рентгенови снопове със средна енергия. Farmer камерата се свързва с електрометър, в който предварително е избрано с какъв вид детектор ще работи и при какво напрежение. От особено голямо значение е да провери при какво напрежение трябва да работи съответната камера и дали е избрано в електрометъра подходящото такова. Повечето йонизационни камери идват заедно с шапка, която се използва при измервания във въздух – прилепва плътно стените на камерата (4).

Детекторът, който ще бъде използван за част от измерванията, е част от EPID и позволява извършването на портална дозиметрия. EPID или още electronic portal imaging devices е система, която е монтирана на линейния ускорител. Порталната дозиметрия е част контрола на качеството, сравнява измерените стойности с тези получени в планиращата система. Детекторът се отваря и посредством рамо се



Фигура 9 Линеен ускорител Varian TrueBeam и неговата EPID система - панела с MV детектори и ортогонално разположената система от kV-източник и детектор (2)

извежда и поставя перпендикулярно на посоката на разпространение на снопа (показани на Фигура 9). EPID – устройствата биват разработени с идеята за осигуряване на възможно най-бързо генериране на изображение, което веднага да се анализира онлайн. Възможно е генерирането на по-голям брой изображения на поле, без това да налага влизане в помещението.

EPID системите могат да бъдат реализирани по различен начин, но основно попадат в една от следните три категории:

1. Fluorescent-screen-based and Scanning Diodes:

Детекторът представлява голяма метална пластина, прикрепена към дебел

флуоресцентен екран, а изображението на пациента се получава в следствие на Комптъново разсейване в нея като резултат от облъчването му с високоенергетично рентгеново лъчение (2).

2. Matrix – те могат допълнително да бъдат разделени в две подкатегории: йонизационни камери, изпълнени с течност, или твърдотелни системи. Представяват матрица от малки йонизационни камери с размер от порядъка на няколко mm – размерът на всяка йонизационна камера и общия им брой определя FOV (field of view) (2).
3. Amorphous Silicon Arrays (a-Si) – Съвременна разработка на детектора, свързана с аморфен силициев масив.

Детекторът се състои от:

- 1) метална пластина, чрез която се генерират Комптънови електрони;
- 2) фосфорен слой, който поглъща електроните и излъчва светлина;
- 3) фотодиоден масив с голяма площ, който детектира фотоните;

Принципът на работа на тази детекторна система може да бъде обобщен в няколко стъпки. Първо в медна пластина с дебелина 1,5mm се получават Комптъновите електрони в следствие на облъчване. След което електроните генерират фотони във фосфорния слой, съдържа Gd_2O_2S и $CsI:Tl$. Слойт е или залепен, или механично пресиран върху светлочувствителен детектор. Детекторът е множество пиксели, които за сензори са светлина; съставен е от фотодиоди и TFT⁷, които са свързани с електрониката за прочитане. Преди облъчването на диодите е подадено 5V напрежение, а по време на облъчване TFT не провеждат. При диодите, върху които е попаднала светлина, напрежението пада, протича ток. При прочитането TFT зареждат диодите. Този процес се случва ред по ред, като зарядът, необходим за зареждането им, е пропорционален на достигналата светодиодите светлина. Това е самосканираща се система, тя е компактна и плоска, има голяма разделителна способност. Разделителната им способност зависи от размерът на сензорите, като той може да е между 0,4 и 0,78mm. Различните разработки имат различна скорост на прочитане (2).

Панелът на линейния ускорител може да се използва и при облъчването на пациенти, като по този начин може да оцени дозата в реално време (2).

2.4. Фантоми в лъчелечението

За потвърждаване на пресметнатото от планиращата система изодозното разпределение се прави подходящо измерване. За целта се използва порталната дозиметрия, описана по-горе или подходящ фантом. Чрез подбиране на ефективния атомен номер на материала на фантома може да се имитират различни тъкани, въздух или вода. Измерването на дозата във фантома може да

⁷Thin-film transistors

се осъществи посредством йонизационна камера, матрица от йонизационни камери или полупроводникови детектори, филми и други (4; 10).

Възможна е и употребата на твърди фантоми - т. нар. „твърда“ вода (slab phantoms), като тяхната употреба не е разрешена във всички случаи при отчитането на референтни стойности. Използването на фантоми от водноеквивалентни пластмаси е разрешено в случаите, когато използването на воден фантом е непрактично според доклад №90 на ICRU (12).

Осигуряването на качеството е многостъпков процес, който съпътства планирането, вкарване на планиращата система (TPS) в експлоатация е една от стъпките. За въвеждането в експлоатация TPS, е нужно да се разполага с воден фантом, CT scan тестов фантом; нужните детектори са: цилиндрични йонизационни камери, малки йонизационни камери и др. При повечето планиращи системи потребителят подбира още при инсталирането как ще работи TPS – в известен смисъл планиращата система може да се персонализира. След подбирането на спецификациите на планиращата система е необходимо да се пристъпи към тестовете и измерванията (12; 13; 2).

За рутинните проверка на качеството (quality assurance), могат да бъдат използвани пластмасови фантоми – „твърда“ вода, когато предварително са известни следните характеристики на фантома: средна дебелина и плътност на всеки слой, дали има вариации в дебелината на плочите, както и дали в техния обем се наблюдават балончета или празнини (това се установява, чрез CT) – при използването на този тип фантоми е необходимо да се установи връзката между измерванията в пластмаса и във вода за съответния сноп (4). Те са изключително подходящи за бързи относителни измервания. Препоръчва се дебелината на всеки слой да не надвишава 2 см, за да се минимизира ефекта на charge storage и нехомогенности в температурата (4).

3. Въвеждане в експлоатация на ELM

Използваната в рамките на дипломната работа планираща система е Varian Eclipse v18.1. В тази версия Eclipse е въведен подобрения модел на листовите (Enhanced Leaf Model – ELM), като според ръководството им за употреба за версии v18.0 и по-нови (20) при извършването на измервания за проверка на качеството е необходимо извършването на следния набор от стъпки:

1. Да се инициализира всеки лист на MLC – това се постига чрез лазер, през лазера минава ръба на листа като по този начин се определя неговата позиция. Необходимо е това да се прави, когато gantry-то е на 0° или на 180° – да няма влияние на гравитацията при движението на листовите на многолистовия колиматор.

2. Поставя се „твърдата“ вода на пациентската маса на разстояние от източника (Source to Surface Distance) SSD=90cm.
3. Farmer камерата се поставя в изоцентъра, дълбочина 10cm. Тя се поставя така, че да бъде перпендикулярна на движението на отделните листове на MLC.
4. Включва се електрометъра, избира се модела йонизационна камера, с която ще се работи, както и напрежението, при което това ще стане.
5. Включва се Farmer камерата към електрометъра
6. Извършват се измервания при:
 - a. отворено поле 10x10cm;
 - b. пропускливостта през банка А и банка В на многолистовия колиматор;
 - c. проследява се движението на отвор между срещуположните листове на MLC за три различни широчини на отвора – 4mm, 6mm, 20mm.

Измерванията се правят на линеен ускорител на Varian Clinac iX, който има MLC модел Millennium 120. Характеристиките на многолистовия колиматор са обобщени в Таблица 1.

Модел на MLC	Millennium 120 MLC
листове	Вътрешните листове имат широчина 5mm (40 листа), а външните -10 mm .
Максимален размер на статичното поле	40cm x 40cm
Static aperture field size	20cm x 40cm
IMRT размер на полето	34cm x 40cm
Максимална скорост на листовите	0 до 2.5cm/s
Полусаянка на сноп 6MV с размер на полето 10cm x 10cm и SSD=100cm	По-малко 4 mm

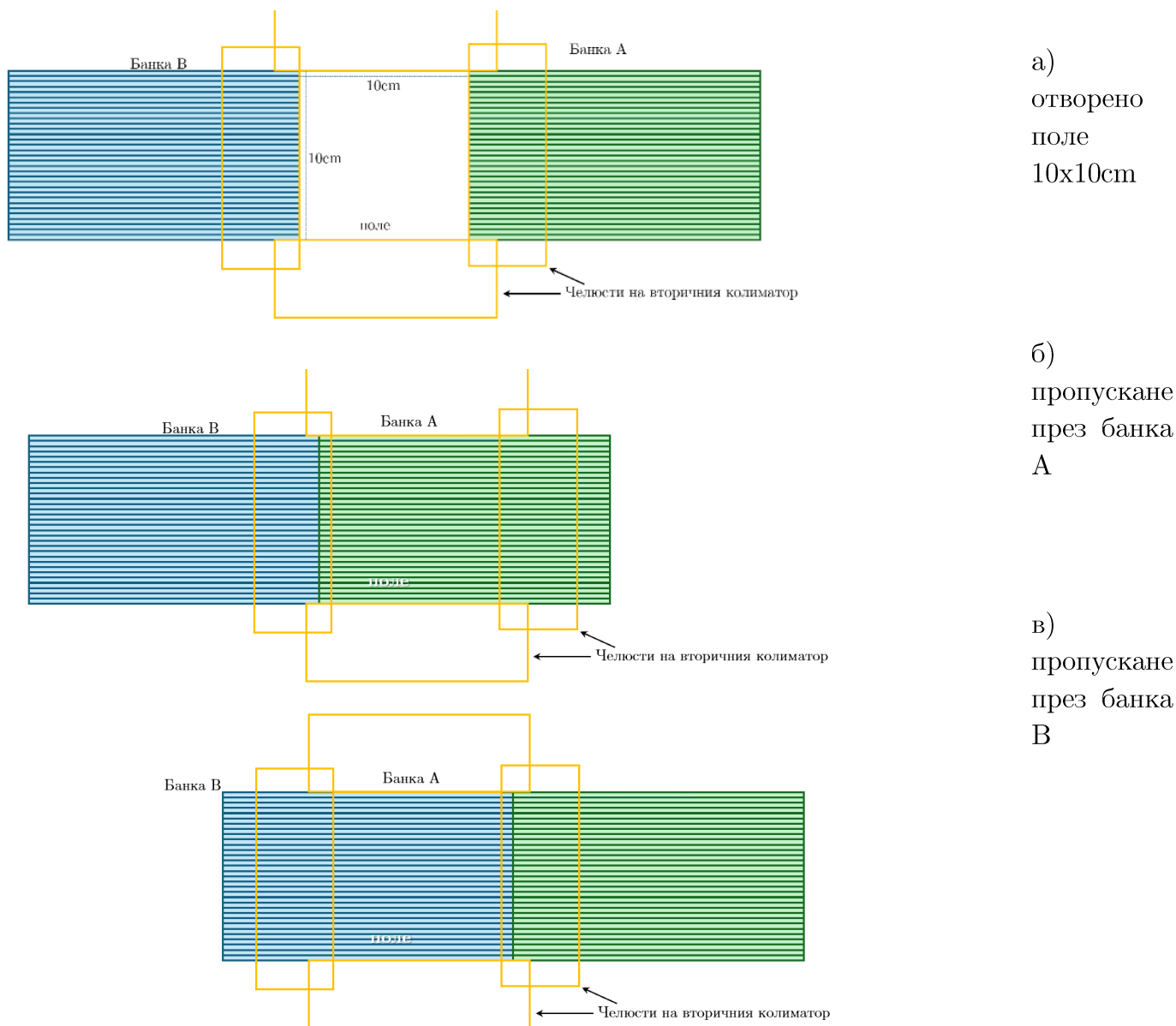
Таблица 1 Характеристики на Millennium 120 MLC на Varian линеен ускорител (10; γ)

Първата част от измерванията се правят чрез Farmer камера, поставена във фантом „твърда вода“. Разстоянието между източника и активния център на детектора е 90cm. Работи се при поле 10cmx10cm, 6 MV рентгенов сноп.

Измерва се зарядът при отворено поле (**open field**) 10 x 10 cm – полето се определя от челюстите, не се използва многолистовият колиматор и рентгеновият сноп не преминава през листовете му.

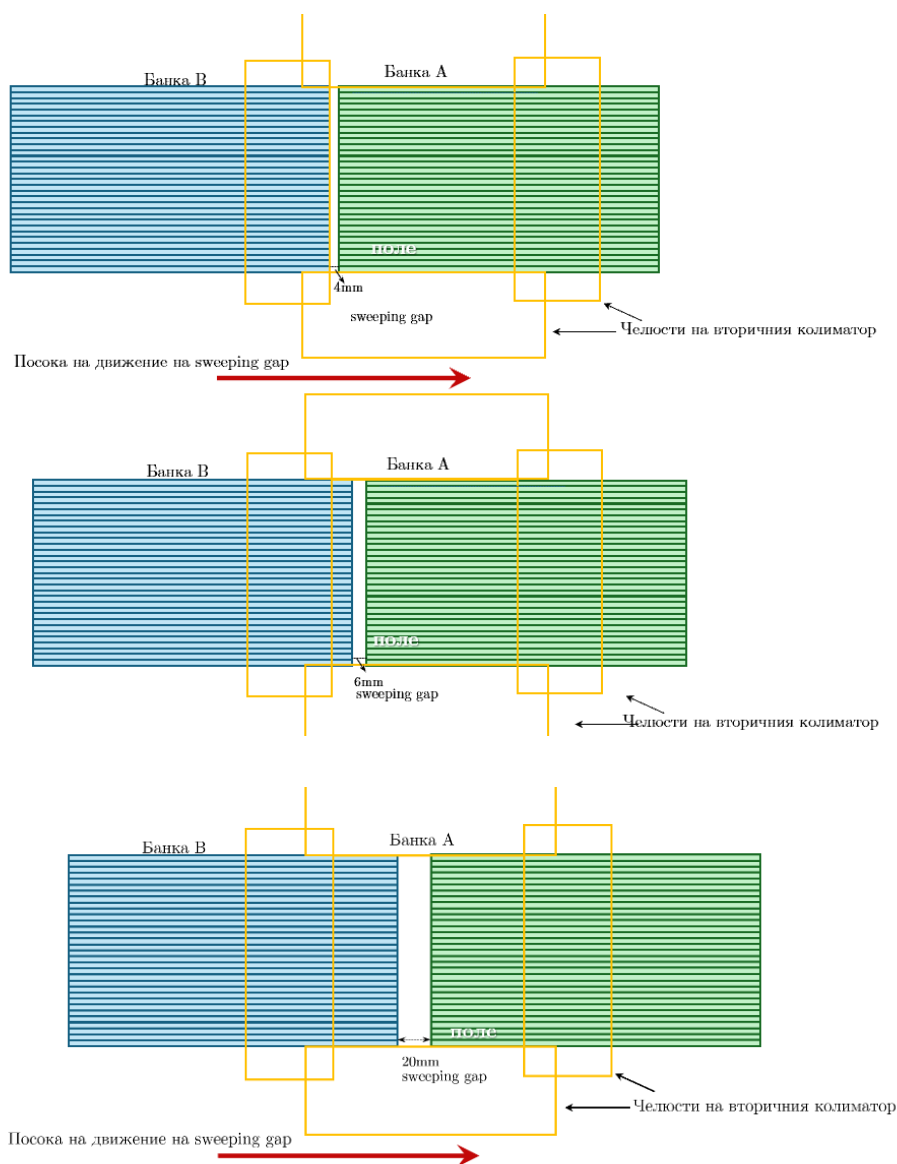
Следва измерване на пропускането през листовете на многолистовия колиматор (**transmission**). Тестът се провежда като пред снопа се затварят листовете от банка А на MLC, след което листовете на банка В на MLC се затварят пред снопа.

Схематично представяне на вида разположението на челюстите на вторичния колиматор, листовете на MLC и размера на полето е представено на Фигура 10.



Фигура 10 Схематично представяне на положението на MLC при измерванията

Втората част от измерванията е свързана с отваряне на листовите на многолистовия колиматор на равно отстояние едни спрямо други. Използва се панелът към линейния ускорител, който след отваряне заема позиция на 1m от източника. Полето е отново с размери 10x10cm. MLC листовите се отварят в единия край на полето и без да се спира снопа се проследява преместването на отвора през полето – т.нар. **sweeping gap**. Измерването се прави последователно за 4mm, 6mm и 20mm ширина на отвора (**sweeping gap**), това е показано схематично на Фигура 11.



а) придвижване на отвор с ширина между листовите 4mm

б) придвижване на отвор с ширина между листовите 6mm

в) придвижване на отвор с ширина между листовите 20mm

Фигура 11 Представяне на движението на отвор с различна ширина (**sweeping gap**) между листовите на многолистовия колиматор

Чрез тези две измервания се проследяват двата параметъра необходими за правилното моделиране на многолистовия колиматор – пропускането между листове и DLG.

След измерване на дозата в за трите различни разстояния между листовите, може да се покаже, че стойностите на дозата лежат на една права, която чрез екстраполиране пресича ординатата. Точката, в която правата пресича ординатата, е дозата при разстояние между листовите на многолистовия колиматор 0 cm (затворени листове).

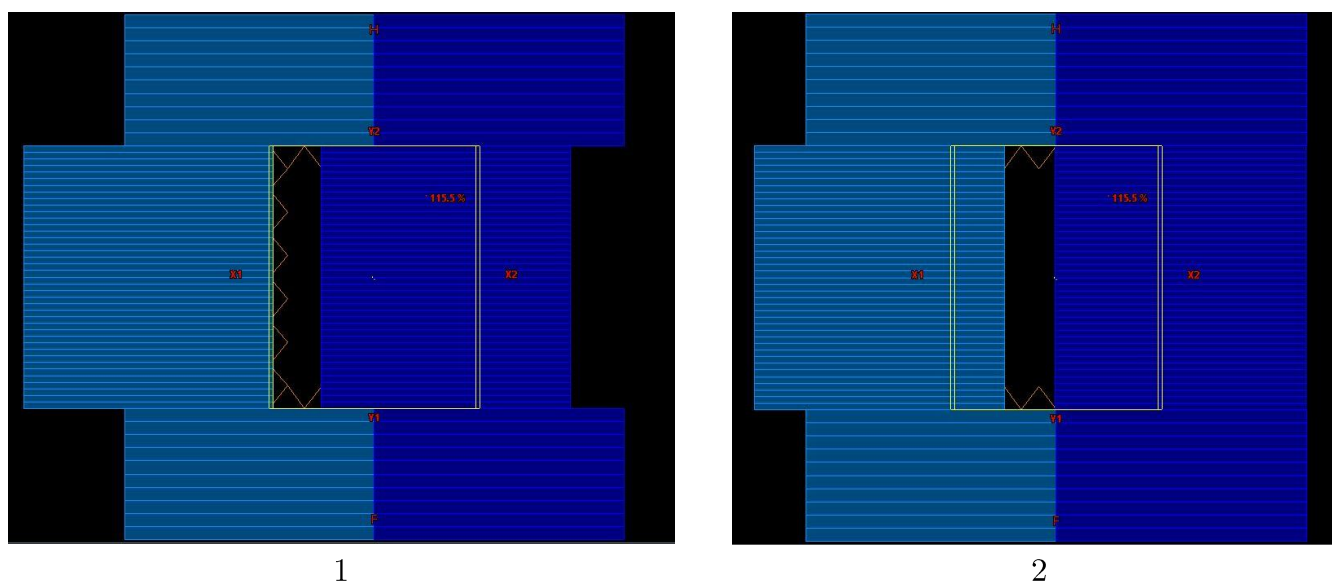
4. Методика на тестване на новия модел на многолистовия колиматор

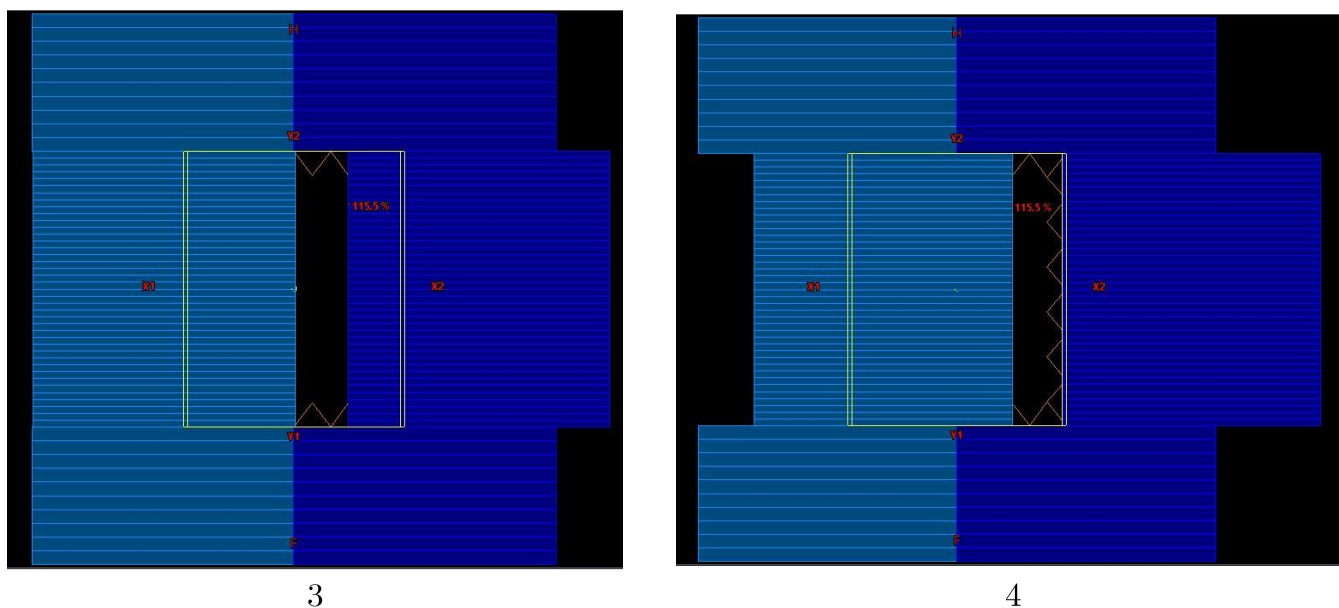
4.1. Wallpaper тест

След конфигурирането на ELM се извършва **wallpaper тест**. Чрез него се оценява модела на движението на листовите на многолистовия колиматор и равномерността на дозовото разпределение (9).

За wallpaper теста се отварят листовите на многолистовия колиматор с максимално изтеглени листове на банка А, докато тези на банка Б са внесени максимално в полето задавано от блоковете. Между листовите на двете банки се отваря процеп и и се извършва облъчване. След което рентгеновият сноп се спира, листовите се на банка А и банка Б се движат в една посока, процепът се премества на друго позиция в предварително зададения от челюстите отвор и отново се облъчва. Този процес се повтаря още веднъж – крайната позиция на листовите от банка А е внесени в полето при изнесени напълно листовите на банка Б (9).

На Фигура 12 по-долу е показано положението на листовите от двете банки А и Б.

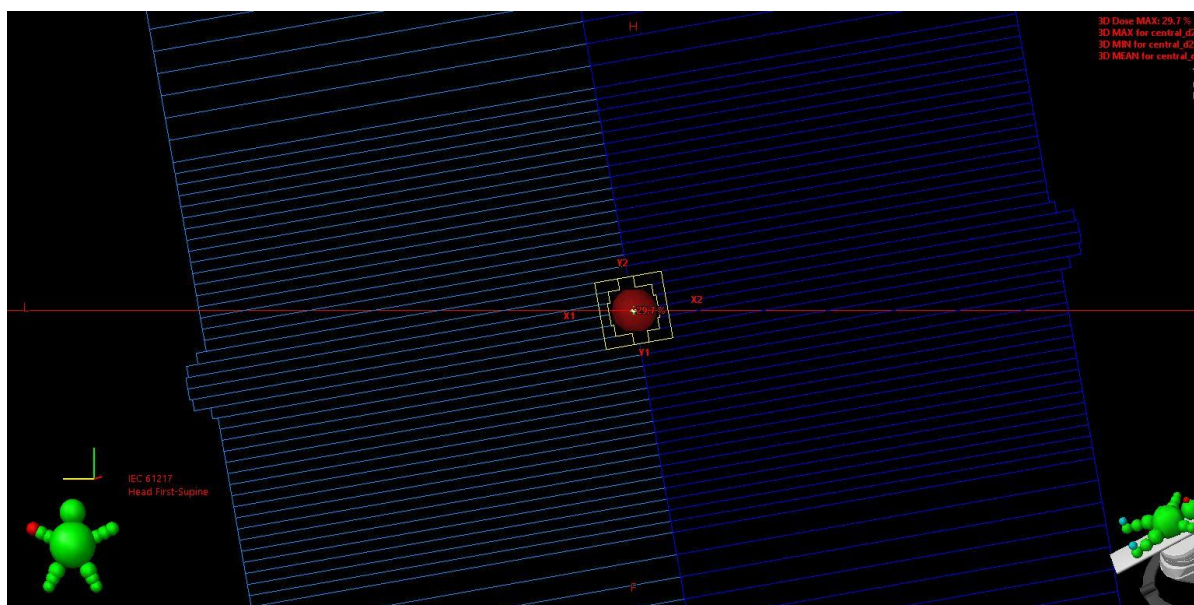




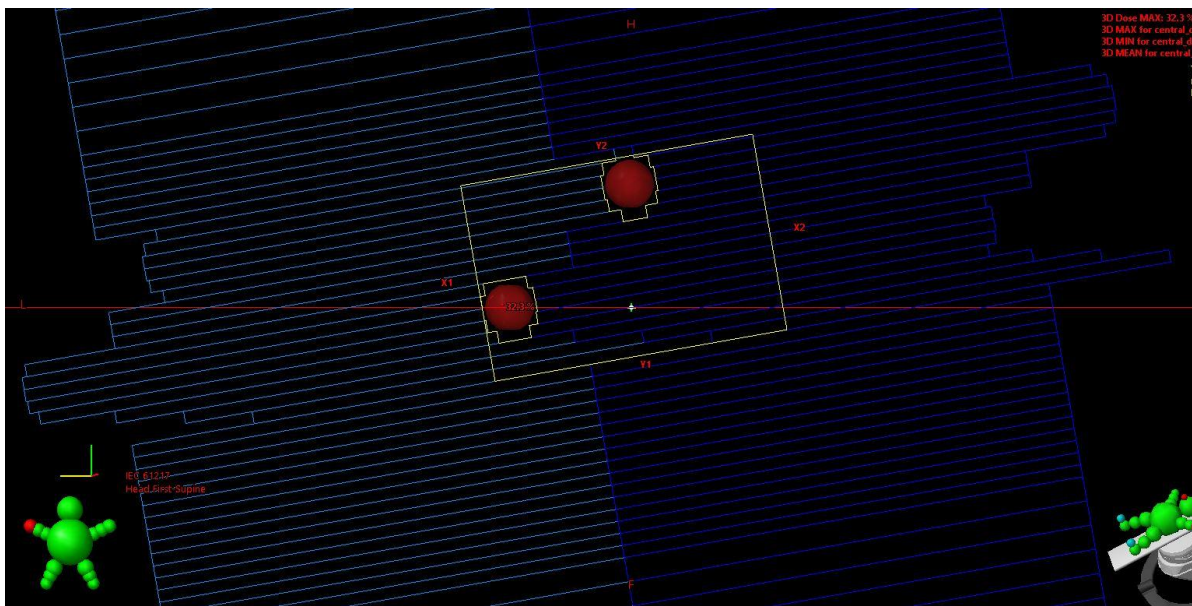
Фигура 12 Wallpaper тест – посоката на движение е от 1 към 4 (9)

4.2. Обеми за радиохирургия

За да се оцени прецизността, с която се облъчва, се правят няколко обема, по този начин се създават условия близо до тези в радиохирургията, където се работи с малки обеми и респективно малки полета. По този начин се отчита влиянието на върха на листовите на MLC. На Фигура 13 са представени два различни сценария: А) обем е с формата на малка сфера с диаметър 2 см, в средата на фантома; Б) два малки сферични обема, отново с 2 см диаметър. В случай А) колиматорът е завъртян на 10° , в случай Б) колиматорът е завъртян на 80° , за да се осигури затварянето на листовите между двата обема при завъртането на главата на линейния ускорител.



А) сфера с диаметър 2 см, разположена в центъра на полето



Б) две сфери с еднакъв диаметър

Фигура 13 Обеми в планиращата система за оценка на TG ефекта при малки полета

Поради върха на листовите (leaf tips) трябва да се оцени точно дозата в краищата на обема. По периферията на обема се получава най-голяма разлика в дозата при отчитането на краищата на листовите на MLC. Около показаните обеми се прави shell от 2 mm – 2 mm от границата на обема навън към критичните органи.

4.3. Метод за сравнение. γ -индекс

Чрез γ -индекса се прави анализ на реализираната доза при лъчелечение и се създава безразмерна метрика чрез комбиниране на разликата в дозата и разлика в разстоянието. Може да се използва за сравнение на измерена и пресметната доза – това се постига чрез сравняване на изодозни разпределения. Едното разпределение се приема за референтно (то е измереното такова), а другото разпределение се оценява чрез сравнение с референтното (сравняваното изодозно разпределение е пресметнатото от планиращата система). γ -индексът комбинира два критерия (21):

1. Dose difference / разлика в дозата – разликата между пресметната и измерената доза

$$\Delta D_{R,E} = D_E - D_R \quad (5)$$

D_E – измерената доза в дадена точка

D_R – пресметната доза в дадена точка

2. distance-to-Agreement / разстояние до съвпадение – на какво разстояние от измерената точка се намира друга точка със същата доза в оценяваното разпределение.

Пресмята се като първо се избира референтна точка и спрямо нея се пресмята разстоянието до друга точка $\Delta r(r_R, r_E)$. След което се пресмята дозовата разлика, като от дозата в изследваната точка се изважда дозата в референтната точка. За всяка точка от изследваните се пресмята Γ :

$$\Gamma(r_R, r_E) = \sqrt{\frac{\Delta r^2(r_R, r_E)}{\delta r^2} + \frac{\Delta D^2(r_R, r_E)}{\delta D^2}} \quad (6)$$

Където:

$\Delta r(r_R, r_E)$ – разликата в разстоянието между двете точки;

$\Delta D(r_R, r_E)$ – разликата в дозите между двете точки;

δr – критерий, по който определя на разлика в разстоянието;

δD – критерий, по който се определя разлика в дозата;

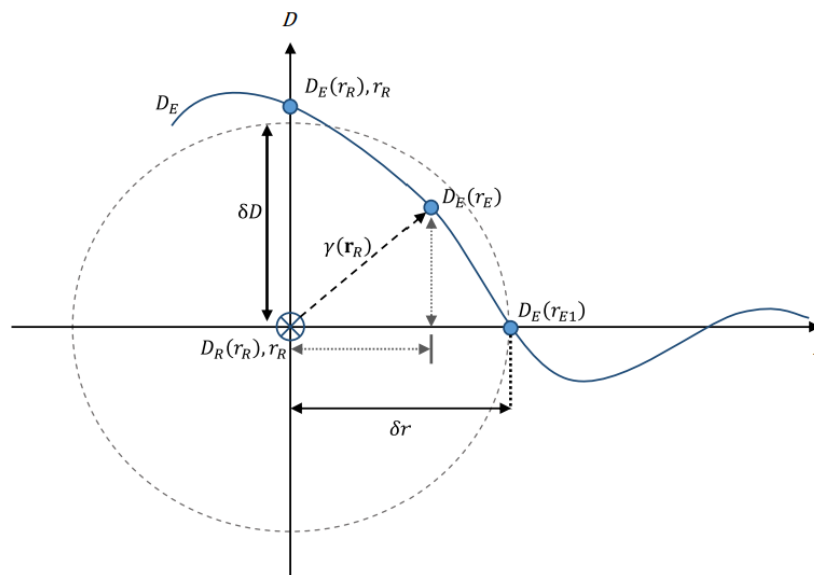
Определянето на критериите, които се използват за дозата и разстоянието, зависят от целта на плана. При радиохирургията се изисква най-голяма точност, което определя по-стриктни критерии, ако облъчването е палиативно, то изискванията към точността не са така строги ($\delta D / \delta r = 3\%/3\text{mm}$).

γ -индексът се определя като се вземе минималната стойност на $\Gamma(r_R, r_E)$ функцията за всяка точка от пресметнатото от планиращата система изодозно разпределение (21):

$$\gamma(r_R) = \min\{\Gamma(r_R, r_E)\} \forall \{r_E\} \quad (7)$$

За всяка точка δr и δD образуват елипсоид около референтната точка, ако проверяваната точка е в рамките на елипсоида, то за нея се казва, че дозата в съответната точка е в рамките на предварително зададения толеранс за разстояние и доза между измерена и пресметната доза. Това е изпълнено за $\gamma < 1$. Ако $\gamma > 1$, то дозата в съответната точка е извън допустимата разлика между измерена и пресметната. В зависимост от задачата, която се решава, може да бъде определен локален γ -индекс и глобален такъв (21).

Чрез γ -индекса се сравняват двете изодозни разпределения – измереното и пресметнатото от планиращата система (TPS) – верификация на плана.



Фигура 14 Схематично представяне на γ -индекса в едномерно пространство – по ордината е дозата D , а по абсцисата – разстоянието r . В центъра на координатната система се намира кръст, с който се означава референтна точка. Синята линия представлява дозовото разпределение – всяка синя точка е дискретна стойност (21).

За да се верифицира плана, планът се облъчва на панелния детектор – разположение на главата на ускорителя на 0° , но всички заложи от планиращата система движения на многолистовия колиматор се случват.

Този анализ се използва за да се сравни измерена с пресметната доза, но трябва да се има предвид ограниченията на анализа – той силно зависи от избраните критерии, не може да отсее систематичните грешки, както и не гарантира, че точка, която е в толеранса спрямо зададените критерии не гарантира точност в дозата в пациента. Към днешната дата този метод за сравнение се комбинира с други анализи (21).

5. Резултати

5.1. ELM

Първото измерване е при отворени листове на многолистовия колиматор (**open field 10x10**). Следващите измервания се правят като срещуположните листове от двете банки се движат без да се променя предварително зададеното разстояние между тях (**sweeping gap 4, 6, 20 mm**).

В Таблица 2 са систематизирани измерените входни данни, които се използват за конфигуриране на подобрения модел на многолистовия колиматор (Enhanced Leaf Model).

<i>MLC модел</i>	<i>Millennium 120</i>
Source Phantom Distance	900 mm
Measurement depth	100 mm
Open field 10x10	13.7810 nC/100 MU
Transmission bank A	0.1972 nC/100 MU
Transmission bank B	0.1985 nC/100 MU
Sweeping gap 4 mm	0.8121 nC/100 MU
Sweeping gap 6 mm	1.0379 nC/100 MU
Sweeping gap 20 mm	2.6170 nC/100 MU

Таблица 2 Измерени входни данни за конфигуриране на подобрения модел на многолистовия колиматор (Enhanced Leaf Model) за Eclipse v.18

От представените резултати се вижда, че зарядът, измерен през двата блока, се различава в малка степен. Това показва сходство между затихването на фотонния сноп от двете банки на многолистовия колиматор.

Резултатите от sweeping gap тестът показват очаквано увеличаване на измерения заряд с нарастване на процепа респективно с увеличаване на полето, което е очаквано, тъй като се увеличава ефектно облъчваната площ.

В резултат от обработката на измерванията се определят два важни параметъра за модела – Leaf transmission factor и DLG – те са представени в .Таблица 3.

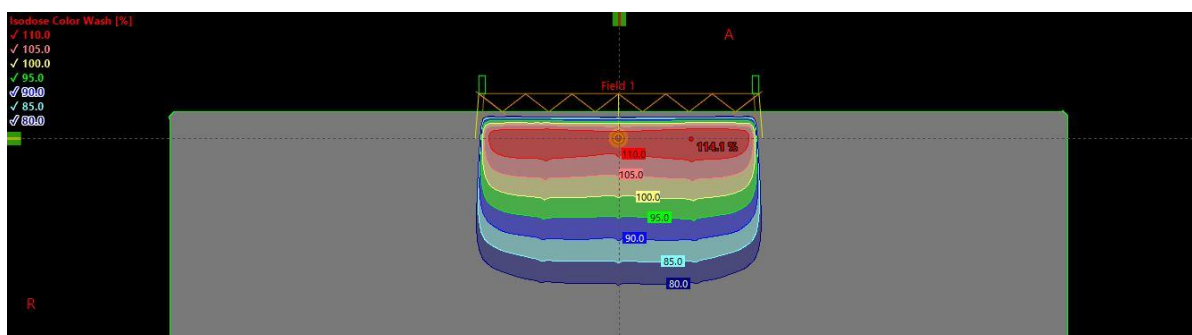
Leaf transmission factor	0.014357
Dosimetric leaf gap (DLG)	-0.044823 cm

Таблица 3 Параметри на модела, след неговата конфигурация

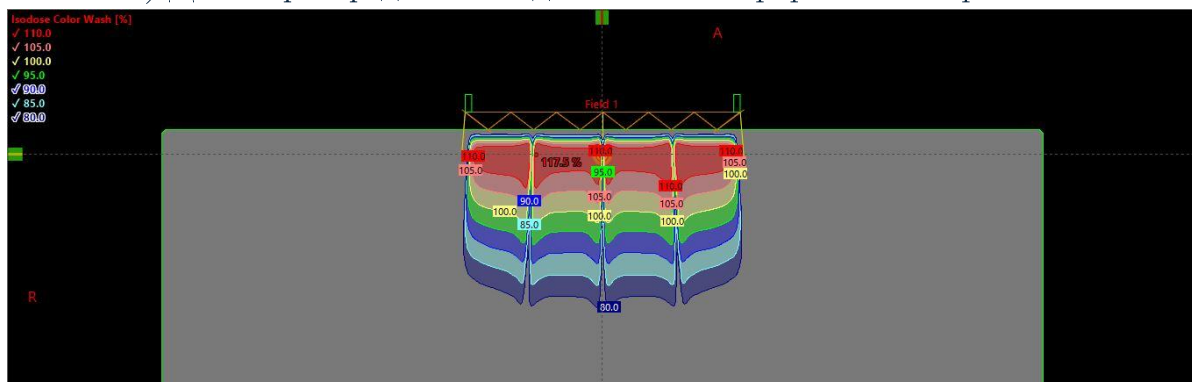
5.2. Wallpaper тест

Wallpaper тестът показва качествено оценка на листовите и способността на TPS да моделира динамичното движение на листовите на MLC.

На фигурата по-долу са показани дозовите разпределения пресметнати с различния модел на краищата на многолистовия колиматор в различните версии на планиращата система. За v.17 се вижда по-изравнен профил на дозата, докато при v.18 се виждат локални падове в дозата, където се намира заобления край на листовите на колиматора. Това може да се обясни с ELM модела, който е въведен в планиращата система с v.18.



А) Дозово разпределение в дълбочина wallpaper test Eclipse v.17

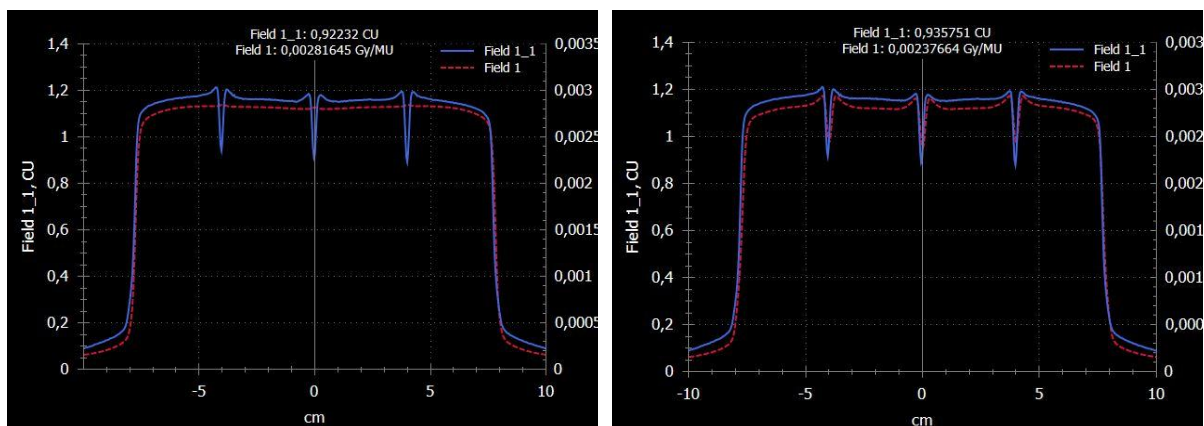


Б) Дозово разпределение в дълбочина wallpaper test Eclipse v.18

Фигура 15 Пресметнато дозово разпределение в дълбочина

Сравняването на двете пресметнати разпределения от сравняваните версии на планиращата система представя разликите при пресмятането заради разликите в модела на MLC. Важно за практиката е не само това сравнение, а как се отнася пресметнатото към измереното. На Фигура 16 са представени и сравнени 3 дозови разпределения. От Фигура 15 А) не се забелязва ефекта от заоблените краища на листовите, докато на Фигура 15 Б), Фигура 16 А) и Фигура 16 Б) те се виждат като локално по-ниска доза. При сравнение между пресметнатото от v.17 (червена прекъснатата линия) и измереното (синя линия) се показва как във v.17 се приема, че краищата на листовите са плоски – не може да се отчете понижаването на дозата в следствие на заобления край (Фигура 16 А)). При сравнение на пресметнатото от v.18 на Eclipse TPS се наблюдава по-добро съвпадение между пресметнатото и измерено – тук се отчита заобления връх на листовите. Въпреки

това и в двете сравнения се вижда, че пресметнатото (v.17 и v.18) занижава стойностите на дозата в сравнение с измерването. Също не добро съответствие се наблюдава при приноса на полусиянката към реализираната доза.



А) Сравнение между измереното и пресметнатото от v.17 на Eclipse дозово разпределение

Б) Сравнение между измереното и пресметнатото от v.18 на Eclipse дозово разпределение

Фигура 16 Сравнение между измерено и пресметнато за двете версии на планиращата система

5.3. Обеми за радиохирургия

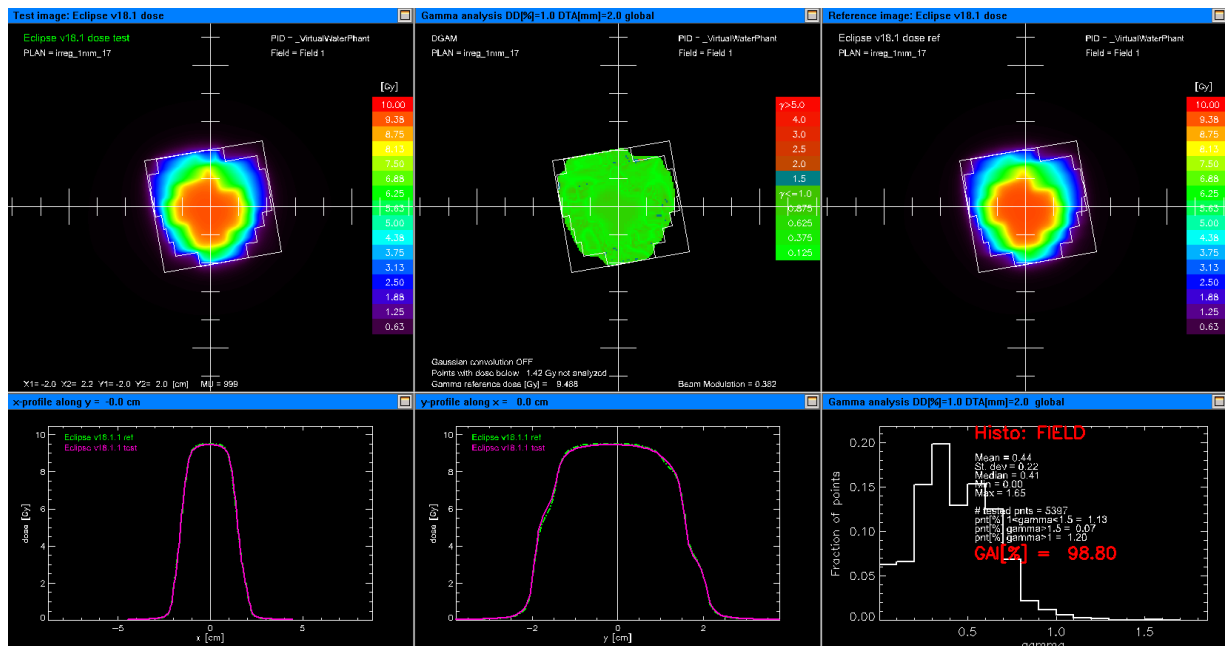
Плановете, които включват обемите, представлящи радиохирургични мишенни обеми, се изготвят чрез v.17 и v.18 на Eclipse TPS, след което се сравняват чрез по-горе описания Gamma анализ. Предварително зададените критерии за определяне на γ -индекса са:

Dose Difference	DD	1%
Дозова разлика		
Distance to Agreement	DTA	2 mm
Разстояние до съвпадение		

Таблица 4 Критерии за сравнение при Gamma анализ

Дозова разлика (DD) от 1 % е строг критерий и се използва при прости полета, разстоянието до съвпадение (DTA) от 2 mm е характерен критерий за радиохирургията.

На Фигура 17 е представено сравнението между плановете, изготвени v.17 и v.18. на Eclipse TPS за мишенен обем правилна сфера с $d = 2$ cm, където има голям дозов градиент, но са изпълнени посочените в Таблица 4 критерии.

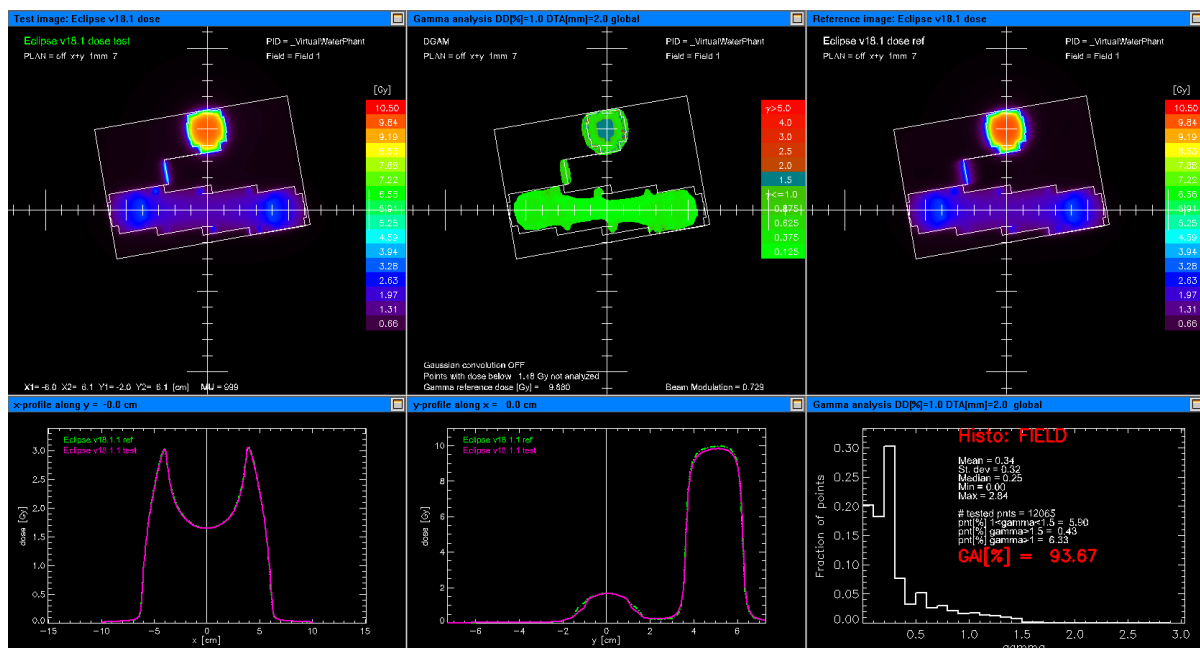


Фигура 17 Сравнение между плановите за правилна сфера в центъра на полето. Сравнение между v.17 и v.18 на Eclipse TPS

От Фигура 17 се вижда добро съвпадение между дозовите разпределения от двата плана в x- и y-равнината. От хистограмата се вижда, че повечето точки са с пресметнат γ -индекс под 1 (от разгледани точки 1,20% имат $\gamma > 1$). Визуалното представяне на γ -индекс за всички точки в мишенния обем показва, че точки с $\gamma > 1$ са около периферията на обема, където са краищата на листовите. При сравнението между двата плана **GAI (Gamma Agreement Index)** е **98.80%**. $GAI = 93.67\%$ означава, че при зададени критерии $DD = 1\%$ и $DTA = 2\text{ mm}$, 98.80 % от всички точки имат $\gamma \leq 1$. Не може да се заключи еднозначно, че v.18 е непременно по-добра от v.17.

На Фигура 18 е показано сравнение между два плана, които са изготвени на двете версии на планиращата система. Забелязва се голям дозов градиент и при двата плана. При облъчването на двата мишенни обема поради ротацията на главата на линейния ускорител се вижда, че е реализирана доза не само в сферичните обемите. Нискодозовото разпределение извън обемите се дава като суперпозиция на входните полета при различните ъгли на облъчване.

При сравнението на двете изодозни разпределение в равнините x- и y-равнините се виждат малки разлики между двете версии, по-видими са тези в y-равнината. Пресмятането на γ -индекса и визуалното им сравнение показва, че има γ стойности, които са над 1 ($\gamma > 1$), като около краищата на листовите на MLC се виждат точки с $\gamma > 1.5$.



Фигура 18 Сравнение между плановете за два обема off-axis. Сравнение между v.17 и v.18 на Eclipse TPS

От хистограмата се вижда, че повечето точки са с пресметната $\gamma < 1$, но 6.33% от всички точки са с $\gamma > 1$, **GAI (Gamma Agreement Index) е 93.67%** (по-нисък от GAI при простия обем в центъра на полето). GAI = 93.67% означава, че при зададени критерии DD = 1% и DTA = 2 mm, 93.67 % от всички точки имат $\gamma \leq 1$.

6. Заключение

Нуждата от повишаване на точността на модела на многолистовия колиматор в планиращата система е актуален проблем, който се обуславя от засиленото използване на динамични техники в лъчелечението. По-точните модели дават възможност за коректно пресмятане на получената от пациента доза при по-голяма сложност на получените дозиметрични планове.

Преди вкарване в експлоатация в клиничната практика тези модели трябва да бъдат валидирани от медицинските физици в клиниката, която ще ги използва. Този процес включва сравнение между двете версии на модела, както помежду им така и с резултатите от проведени измервания.

В рамките на дипломната работа са измерени необходимите параметри за създаването на модела на многолистовия колиматор в планиращата система, сравнени са изодозните разпределения от предложения в литературата „wallpaper test”, който създава гранични условия, при които заобленият връх на листовите играе основна роля при пресмятането на дозата, както и изодозните разпределение от дозиметрични планове с ниска сложност, имитиращи условията на радиохирургия. Посредством тестове са сравнени две версии на планиращата система на Varian Eclipse TPS, а именно v.17 и v.18.1, в която се въвежда ELM (Enhanced Leaf Model).

Резултатите от wallpaper test-а показват, значително подобрене в моделирането на заобления край на листовите във версия 18.1 на планиращата система спрямо версия 17, като във версия 17 ефекта видимо не се отчита от модела, докато във версия 18.1 той е отчетен и има добро съвпадение с направените измервания.

Резултатите от сравненията на изодозните разпределения, получени от дозиметрични планове с ниска сложност показват, че разликата между двата модела при планове за радиохирургия с прости движения на многолистовият колиматор не е клинично значима.

Препоръчва се сравнение на изодозните разпределения от реални планове за радиохирургия, особено такива с повече от един мишенен обем, при които движенията на многолистовия колиматор са по-сложни и се очаква по-силно влияние на tongue-and-groove ефекта.

7. Библиография

1. **Goitein, Michael.** *Radiation Oncology: A Physicist's Eye View.* неизв. : Springer, 2008.
2. **Rosenwald, Philip Mayels and Alan Nahum and Jean-Claude, [ред.].** *Handbook of Radiotherapy Physics.* 2nd Edition. неизв. : CRC Press, 2021.
3. **PODGORSAK, E.B.** Chapter 5. TREATMENT MACHINES FOR EXTERNAL BEAM. *Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students.* Viena : IAEA, 2005.
4. **IAEA - International Atomic Energy Agency.** *Absorbed dose determination in external beam therapy - IAEA - TRS 398.* 2024.
5. **ICRU.** *Prescribing, recording and Reporting Photon Beam Therapy (supplement to ICRU Report 50) . Report 62.* неизв. : ICRU, 2015.
6. **AAPM.** *Basics applications of multileaf collimator.* неизв. : AAPM, 2001. AAPM Report No.72.
7. *A new method for modeling the tongue-and-groove in treatment planning systems.* **Hernandez, Victor, и др.** 24, неизв. : Physics in Medicine and Biology, 2018 г., Том 63.
8. *Rounded leaf end effect of multileaf collimator on penumbra width and radiation field offset: an analytical and numerical study.* **Dong Zhou, Hui Zhang , Peiqing Ye.** 3, неизв. : Radiology and Oncology, August 2015 г., Том 49, стр. 299-306.
9. *Testing of an enhanced leaf model for improved dose calculation in a comercial treatment planninng system.* **Esch, Ann Van, и др.** неизв. : Medical Physics, 2022 г.
10. *Commissioning of the tongue-and-groove modeling in treatment planning systems: from static fields to VMAT treatments.* **Hernandez, Victor, и др.** 16, неизв. : Physics in Medicine and Biology, 2017 г., Том 62.
11. *Validation of Dosimetric Leaf Gap (DLG) prior to its implementation in Treatment Planning System (TPS): TrueBeam™ millennium 120 leaf MLC.* **Patel, Ravindra Shende and Ganesh.** 2017 г., Reports of Practical Oncology & Radiotherapy, Том 22.
12. **IAEA - Interantional Atomic Energy Agency.** *Commissioning and Quality Assurance of Computiterized Planning Systems for Radiation Treatment of cancer - IAEA - TRS 430.* 2004.

13. **EVANS, MICHAEL D.C.** Chapter 11. Computerized Treatment Planning Systems for External Photon Beam Radiotherapy. *Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. Quebec : IAEA, 2005, 11.
14. **ICRU - International Commission on Radiation Units and Measurements.** *Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy -Report 50*. неизв. : ICRU, 2015.
15. *Национален стандарт за краниална и екстракраниална радиохирургия.* **Е. Енчева, З. Захариев, И. Михайлова, Ил. Колева, Р. Лазаров, Н.Гешева, М. Янева , Т. Хаджиева.** Слънчев бряг : Гилдия на лъчетерапевтите в България, 2017.
16. *Prevention of Accidental Exposures to patients Undergoing Radiation Therapy, Publication 86.* **ICRP - International Commission on Radiological Protection.** Oxford and New York : Regamon Press, 2000 г.
17. **IAEA - International Atomic Energy Agency.** *Specification and Acceptance Testing of Radiotherapy Treatment Planning System - IAEA-TECDOC-1540*. 2007.
18. *Challenges in modeling the Agility multileaf collimator in the treatment planning system and current needs for improvement.* **Hernandez, V., и др.** неизв. : Medical Physics, 2022 г.
19. **P. ANDREO, J.P.SEUNTJENS, E.B. PODGORSK.** Calibration of photon and electron beams. *Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. Viena : IAEA, 2005.
20. **Varian.** *Enhanced Leaf Modeling Measurement Procedure. Guide. Eclipse TPS v18.0 and higher*. 2023.
21. *Challenges in calculation of the gamma-index in radiotherapy - Towards good practice.* **М. Husseun, С.Н. Clarck, А. Nibset.** 37, неизв. : European Journal of Medical Physics, 2017 г., стр. 1-11.
22. **Wiedemann, Helmut.** *Particle Accelerator Physics*. Fourth Edition. неизв. : Springer, 2015.
23. **Charlie Ma, PhD.** *Continuing Education. Therapy Physics Review Course. Radiation Generators.* . Philadelphia : AAPM, 2025.
24. **Добромир Пресиянов, дфзн.** *Увод в дозиметрията на йонизиращите лъчения.* София : Тита-Консулт, 2014.
25. **ICRU - The international commission on radiation units and measurements .** *Prescribing, Recording, and Reporting Photon-Beam Intensity-Modulated Radiation Therapy (IMRT) - Report 83*. неизв. : ICRU.