



СОФИЙСКИ УНИВЕРСИТЕТ “СВ. КЛИМЕНТ  
ОХРИДСКИ”

ФИЗИЧЕСКИ ФАКУЛТЕТ

Специалност „Медицинска физика”

БАКАЛАВЪРСКА ДИПЛОМНА РАБОТА

НА

МИХАИЛ БОРИСЛАВОВ ИЛИЕВ

**ТЕМА:**

АВТОМАТИЗИРАН АНАЛИЗ НА КАЧЕСТВОТО НА  
ДОЗИМЕТРИЧНИЯ ПЛАН

НАУЧЕН РЪКОВОДИТЕЛ: БОЖИДАР КРЪСТЕВ  
КОНСУЛТАНТ: ДОЦ. Д-Р КРАСИМИР МИТЕВ

## СЪДЪРЖАНИЕ:

### 1. УВОД

### 2. ЛИТЕРАТУРЕН ОБЗОР

- 2.1. Същност на радиохирургията
- 2.2. История на радиохирургията
- 2.3. Въздействие на лъчението върху тумора. Четирите R
- 2.4. Предимства и различия на SRS и SBRT спрямо конвенционалното фракционизиране
- 2.5. Линеенно-квадратичен (LQ) модел
- 2.6. Механизъм на смъртта на клетката
- 2.7. Особености при провеждане на радиохирургичното лечение
- 2.8. Качество на дозиметричния план. Изисквания към дозиметричния план
- 2.9. Малки полета и проблеми с дозиметрията. Дозиметрия на малки полета, характеристики на детекторите
- 2.10. Техника за количествена оценка на разпределенията на дозите и въвеждане на  $\gamma$ -индекс
- 2.11. Многолистов колиматор - MLC
- 2.12. Показатели за сложност - Complexity metrics

### 3. ЗАДАЧИ

### 4. РЕЗУЛТАТИ

### 5. ЗАКЛЮЧЕНИЕ

### 6. ИЗПОЛЗВАНА ЛИТЕРАТУРА

## Глава 1. Увод

Съвременното лъчелечение се развива в посока все по-висока прецизност при доставяне на терапевтичната доза в туморния обем и максимално щадене на околните здрави тъкани. Този процес се подпомага от широкото разпространение на образни методи с висока разделителна способност, терапевтична апаратура с възможности за прецизно модулиране на лъчевия сноп и планиращи системи, позволяващи използването на динамични техники за лъчелечение. Технологичният напредък позволи прецизното прилагане на радиохирургичните техники. Тяхната цел е реализирането на високи дози в малък брой фракции, което ги прави особено ефективни при лечението на малки по обем лезии, дори когато те не са лъчечувствителни. Тази висока ефективност обаче е пряко свързана с необходимостта от изключително точна локализация на мишената, надеждно дозиметрично планиране и строг контрол на качеството на всеки етап от лечебния процес.

Качеството на дозиметричния план е от съществено значение за безопасното и ефективно провеждане на радиохирургично лечение. То се оценява чрез различни дозиметрични показатели, свързани с покритието на планирания мишенен обем, дозият градиент и облъчването на критичните органи. В клиничната практика изчисляването и оценката на тези показатели често изискват значително време и внимание, а ръчната обработка на данни създава предпоставка за технически грешки.

Наред с класическите индекси за оценка на изодозното разпределение при дозиметричното планиране, все по-голямо значение придобиват и показателите за сложност на дозиметричния план. Те характеризират динамиката на многолистовия колиматор, движението на рамото на ускорителя и други параметри, които могат да повлияят върху изпълнимостта и точността на доставяне на предписаната доза. Анализът на тези показатели дава възможност за по-задълбочена оценка на плана и за търсене на връзка между неговата сложност и резултатите от контрола на качеството.

**Целта на настоящата дипломна работа е да се разработи автоматизиран подход за анализ на качеството на дозиметричния план при радиохирургия чрез създаване на ESAPI скриптове, които извличат необходимите данни от планиращата система, изчисляват основни дозиметрични индекси и показатели за сложност и записват резултатите в удобен за последваща обработка формат. По този начин се цели намаляване на времето за обработка на данните, ограничаване на вероятността от грешки и създаване на база данни, която може да бъде използвана за бъдещ анализ и оптимизация на клиничните критерии за дозиметричните планове за радиохирургия.**

## **Глава 2. Литературен обзор**

### ***2.1 Същност на радиохирургията***

Радиохирургията (РХ) е метод в лъчелечението, позволяващ достигането на много високи дози в 1 до 5 фракции. Фракциите се прилагат чрез множество копланарни и некопланарни лъчеви снопове, които се управляват от поредица координати. Координатите зависят от местоположението на тумора, а не от местоположенията на външни ориентири. [1]

Преминаването от лъчелечение с висока прецизност (ЛЛ), към което спадат МИЛЛ (модулирано по интензитет лъчелечение) и ОРЛЛ (образно ръководено лъчелечение) към радиохирургия (РХ) не е само технологична промяна, а съществено развитие в цялостната философия на лъчелечението (ЛЛ). Радиохирургията е свързана с по-голяма радикалност при лечение на метастатична болест и в определени случаи може да замести инвазивните хирургични методи. Това се осъществява чрез прилагане на много високи дози радиация в малки и изключително точно дефинирани обеми, като се използват прецизни техники за локализиране и проследяване на тумора, стабилизиране на пациента, детайлно анатомично и дозиметрично планиране и стриктна верификация на лечението. Гореописаният процес изисква комплексна система за контрол на качеството, която включва анализ на грешки, инциденти и рискове. Специализирани организации в Америка и Европа изготвят доклади със стриктни изисквания в областта на Лъчелечението (ЛЛ), в частност Радиохирургията (РХ). [1]

### ***2.2 История на радиохирургията***

През 50-те години на XX век неврохирурзи разработват техники за създаване на малки, силно локализирани аблативни радиолезии в централната нервна система (ЦНС) при животни, използвайки различни източници на радиация (радонови импланти, изотопи като Au-198 и Co-60 и др.). [2]

Шведският неврохирург Ларс Лексел (Lars Leksell) въвежда през 1951 г. термина „радиохирургия“ и се счита за неин основоположник. Той извършва експерименти с локални еднократни дози в мозъците на кози, котки и зайци, използвайки множество кръстосани протонни снопове, докато търси оптимална доза за създаване на отделни лезии в ЦНС с размери от 3 до 7 мм. Установява, че подходящата максимална доза за създаване на отделна лезия в период от една до две седмици е 20 Gy в една доза. През 50-те и 60-те години на XX век Лексел развива стереотактична радиохирургия (SRS) с рентгенови лъчи и протони за лечение на болкови синдроми и двигателни нарушения. През 1961 г. извършва радиохирургия в таламуса с протонен сноп с ширина 3 mm, а през 1967 г. осъществява първата процедура с гама нож, който сам разработва. През 1974 г. първият такъв апарат е инсталиран експериментално в UCLA под ръководството на неврохирурга Боб Ранд. [2]

В същия период в САЩ специалистът по вътрешни болести Джон Лорънс (John Lawrence), смятан за баща на ядрената медицина, разработва силно фокусирани аблативни радиационни процедури с протони, деутерони и хелиеви йони, генерирани от циклотрон в Lawrence Berkeley National Laboratory. Той проявява голям интерес към заболяванията на хипофизата и извършва многодозови изследвания при животни, използвайки костни ориентери за насочване на снопа и аблация на хипофизата. [2]

През 1961 г. неврохирурзите от Massachusetts General Hospital Уилям Суийт (William Sweet) и Реймънд Куелбърг (Raymond Kjellberg) започват лечение на тумори на хипофизата и артериовенозни малформации с еднократно облъчване с протонен сноп в областта на пика на Бряг. Куелбърг търси в литературата примери за радионекроза на мозъка при хора, маймуни и плъхове и намира силна връзка между облъчения обем и вероятността за получаване на некроза. Графиката му показва, че 10 Gy са достатъчни за предизвикване на некроза при диаметър на лъча 10 cm, а 4000 Gy са достатъчни за предизвикване на некроза при диаметър на лъча 10  $\mu$ m. Много от първоначалните му SRS (Stereotactic radiosurgery/Стереотактична радиохирургия) лечения включват дози, считани за точно достатъчни за причиняване на радионекроза според неговата графика за некроза. Впоследствие неврохирурзи от Европа, Южна Америка и Съединените щати развиват програми за SRS, използвайки модифицирани линейни ускорители или телегаматерапевтични уредби. Една от най-известните системи е SRS системата с линеен ускорител, разработена от неврохирурга Кен Уинстън (Ken Winston) и физика Вендъл Лутц (Wendel Lutz), поощрена от работата на Лексел и проектирана да доставя много високи, еднократни дози от фотонен сноп в диапазона от 100 Gy до 150 Gy в малки локализирани обеми (0,5–2 cm<sup>3</sup>) в мозъка. [2]

Развилата се в края на 80-те години на XX век SRS включва не толкова агресивни еднократни максимални дози, в диапазона от 20 Gy до 50 Gy за повечето показания и за мишенни обеми до приблизително 15 cm<sup>3</sup>. По-високи максимални дози, в диапазона 100–150 Gy, се запазват за лечение на болкови синдроми или нарушения на мобилността, както и за много малки мишенни обеми по-малки от 0,1 cm<sup>3</sup>. Изборът на по-малко агресивни дози е силно повлиян от радиационните онколози и неврохирурзи тогава, работещи в първите северноамерикански SRS центрове. В началото SRS лечението е за доброкачествени, а не за злокачествени индикации, въпреки че днес мнозинството SRS и почти всички SBRT (Стереотактична телесна лъчетерапия /Stereotactic body radiotherapy) процедури са за злокачествени процеси. [2]

В края на 80-те и началото на 90-те години SRS се разви бързо в Северна Америка, през 1987 г. се провежда Първата северноамериканска конференция по радиохирургия в Бостън. Годишният брой на пациентите лекувани с SRS в Северна Америка се увеличи от около 600 през 1990 г. до около 12 000 през 2000 г., като през този период броят на годишните публикации за SRS нарастна от около 50 на около 200. [2]

Пионери на стандартното фракциониране са френските лъчетерапевти Анри Кутар (Henri Coutard) и Франсоа Баклез (Francois Baclesse), които през 20-те и 40-те години на XX век лекуват ларингеални и ракови заболявания на гърдата с различни схеми на фракциониране - от 2 седмици до 10 месеца. Те установяват оптимален терапевтичен ефект при лечение с продължителност от 6 до 8 седмици, по-късно потвърдено клинично и популяризирано от Гилбърт Флетчър (Gilbert Fletcher) в САЩ. През 1997 г. Ели Глатщайн (Eli Glatstein) подчертава, че фракционирането се е развило, за да намали токсичността на еднократните високи дози, като използва механизми като *репопулация*, *репарация*, *реоксигенация* и *реаранжиране* на клетките. SRS и SBRT методите имат добра ефективност при доброкачествени и злокачествени заболявания, *включително мозъчни тумори, недребноклетъчен белодробен карцином, простатен карцином, бъбречно-клетъчен карцином и хепатоцелуларен карцином, както и при олигометастази*. Също при SRS и SBRT методите значително се намалява обемът на здравата тъкан, получаваща пълната доза, което ограничава нуждата от класическо фракциониране. За малки мозъчни тумори (например акустични невриноми и менингиоми) оптималният брой фракции е нисък - между 1 фракция и 5 фракции, а при по-големи обеми може да се наблюдава леко увеличение, но обикновено е под 30 фракции.

### **2.3 Въздействие на лечението върху тумора. Четирите R**

Ключов елемент в туморния контрол е кръвоносната система на тумора. Увреждането, разрушаването и промяната на кръвоносните съдове хранящи тумора имат пряко влияние върху кислородното съдържание и pH на туморната среда. Все още е обект на проучване как единичната висока доза влияе върху туморната съдова система. [1]

Известно е, че ефективността на фракционираното лъчелечение пряко зависи от известните четири R – *Reoxygenation*, *Repopulation*, *Redistribution*, *Radiosensitivity*. [1]

**Реоксигениране (Reoxygenation).** Туморите често проявяват локална хипоксия, която намалява ефективността на лъчетерапия, като повишава радиорезистентността (лъчеустойчивостта) до три пъти поради липса на фиксиране на свободнорадикалните увреждания. При конвенционално фракциониране се наблюдава реоксигенация, тъй като с намаляване на туморния обем се понижава кислородната консумация и първоначално хипоксичните клетки могат да станат чувствителни към лечение. При стереотактичната радиохирургия (SRS) и стереотактичната радиотерапия (SBRT) този ефект е ограничен поради малкия брой фракции и кратката продължителност на лечението. Хипоксичните сенсibiliзатори са с ограничена клинична ефективност, но могат да имат по-голяма роля при SBRT поради краткия терапевтичен курс. Хипоксията сама по себе си е неблагоприятен прогностичен фактор, свързан с по-лош локален контрол и по-висок риск от метастази, независимо от лечението. Високите дози на фракция, над 10 Gy, могат да индуцират бърза апоптоза на ендотелните клетки чрез активация на сфингомиелиназния път и освобождаване на церамид, което допринася за туморния контрол. Тези ефекти могат да

променят кръвотока в тумора и хипоксията и да повлияят на отговора към последващи фракции. [1,2]

**Репопулация (Repopulation).** В ключово проучване на клинични данни от Уидърс и сътрудници е установено, че след приблизително три седмици лечение се наблюдава повторна репопулация (повторно размножаване и възстановяване на клетките) на тумора, което изисква допълнителна контролна доза. Непрекъснатото прилагане на конвенционална фракционирана терапия за предотвратяване на удължаването на лечението е основно за ограничаване и контролиране на тумора. В случая на SBRT и SRS, ускореното доставяне на тумороцидна (тумороунищожаваща) доза трябва да облекчи всяко клониално разширяване, като има значителна полза, особено при бързо делящи се тумори. [2]

**Преразпределение (Redistribution).** Конвенционалните и хипофракционираните режими унищожават селективно клетките в най-чувствителната част на клетъчния цикъл, като оставят група от относително устойчиви клетки. При прилагане на високи еднократни фракции развитието на клетките спира във фазата, в която те се намират и впоследствие те загиват от некроза или апоптоза. Повечето клетки при лечение с интракраниална радиохирургия и екстракраниална радиохирургия загиват от интерфазна смъртност. [1,2]

**Лъчечувствителност (Radiosensitivity).** Туморните клетки, произхождащи от лъчечувствителни тумори, са по-чувствителни към радиация в сравнение с тези, като глиобластома, които са трудни за контролиране. Въпреки това, макар че наблюдаваната диференциална радиочувствителност между типовете тумори е значителна при ниски (конвенционално фракционирани) дози, при високи дози, в експоненциалната част на кривата доза-реакция, не се наблюдава диференциална чувствителност. Следователно прилагането на SRS и SBRT трябва да смекчи различията в унищожаването на тумора, които се дължат директно на вариации в лъчечувствителността на отделните туморни клетки. Стволови клетки са открити в големи тумори на гърдата, мозъка и др. Такива клетки са забележително по-резистентни към радиация, вероятно чрез подобро възстановяване на ДНК. Увеличеният размер на фракцията и по-краткото време за лечение при SRS и SBRT може да осигури по-малка възможност за поява и разрастване на резистентни стволови клетки. [2]

#### **2.4 Предимства и различия на SRS и SBRT спрямо конвенционалното фракциониране**

Предимствата на радиохирургията, в частност методите SRS и SBRT, спрямо конвенционалното фракциониране са: По-добро определяне и локализиране на тумора като мишена (target) и съответно намаляване на дозата към нормалните тъкани - намаляване на необходимостта от предпазване при фракциониране на дозата; Не се наблюдава реоксигениране; Малкият брой фракции има по-слабо влияние върху преразпределението на клетъчния цикъл на останалите живи клетки; Мултилогаритмичната клетъчна смърт води до намаляване на променливостта в лъчечувствителността на тумора. [1]

Радиохирургичното лъчелечение се различава от конвенционалното такова с прилагане на много висока доза в ограничен мишенен обем, като се допуска наличие на „горещи точки“, при едновременно минимизиране на облъчването на околните здрави тъкани чрез стръмен дозов градиент. Необходимо е изключително прецизно дефиниране на обема на мишената, като в редица случаи GTV (Gross Target Volume) съвпада с клиничния обем на мишената (CTV), а физиологичните движения могат да бъдат отчетени във вътрешния мишенен обем (ВМО). Планираният мишенен обем включва допълнителна осигурителна зона за компенсиране на позиционни и технически грешки, чийто размер се определя според клиничния опит и наличните технологии, включително използването на 4D КТ (компютърен томограф) при възможност.

## **2.5 Линеенно-квадратичен (LQ) модел**

Линеенно-квадратичният (LQ) модел за крива на клетъчно преживяване е разработен в ерата на конвенционалното (non-IGRT) фракциониране и показва отговора на тумори и късно реагиращи нормални тъкани при различни схеми на облъчване. Най-просто преживяемостта се описва чрез линейна и квадратична зависимости от дозата, а биологично ефективната доза (BED) се изчислява като функция от размера на фракцията и броя фракции. При стереотактична радиотерапия (SBRT) се използват високи фракционни дози, при които LQ-моделът има неточности, като преувеличена токсичност. Последните години се дискутира дали този модел е приложим при КРХ и ЕКРХ. Индиректната смърт на туморните клетки, причинена от съдови промени, прави LQ-модела, неприложим за отчитане на високи дозни фракции. При доза за фракция по-малка или равна на 10 Gy, LQ-моделът може да се прилага за изчисляване на изоефекта на КРХ и ЕКРХ. [1,2]

## **2.6 Механизъм на смъртта на клетката**

За клетките, загинали след облъчване, най-честият летален механизъм при карциномите е митотичната катастрофа. При този процес радиацията уврежда хромозомите, те се фрагментират и впоследствие се сливат неправилно. Това е пряка промяна в ДНК на клетката, радиацията предизвиква двойноверижни увреждания на молекулата на ДНК. Останалите механизми на радиационно индуцирана клетъчна смърт включват автофагия, некроза и сенесценция, които имат по-малък принос. При автофагията се наблюдава „заграждане“ на органели и цитоплазма в автофагозоми; Некрозата води до освобождаване на клетъчно съдържимо и възпалителна реакция; При сенесценция клетките спират да се делят. Облъчването на тумора променя кръвоносните му съдове. Кръвоносната система на тумора се различава от тази на здравата тъкан, като е с понижени възможности за реакция при стресови състояния - облъчване. Тази система при бавно растящи тумори е близка до нормалните съдове, а при бързо делящите се неоплазми е много по-уязвима. Разликата в съдовите системи на туморна и нормална тъкани са причина за различния ефект на лъчелечението при двата вида тъкан. Прилагането на РХ в туморната зона води до аблация на съдовата система на тумора. [1,2]



## **2.7 Особенности при провеждане на радиохирургичното лечение**

Главен метод за изобразяване при провеждане на радиохирургично лъчелечение и основа за дозиметрично планиране на лечението е Компютърната томография (КТ). Магнитно-резонансната томография (МРТ) се използва за визуализация на мозъчни тумори и все повече навлиза като метод за изобразяване на простатна жлеза, тумори на гръбначния стълб, гръдния кош и други области от тялото. Позитрон-емисионна томография с  $^{18}\text{F}$ -fluorodeoxyglucose (флуорозедоксиглюкоза) в днешни дни се използва за изобразяване на тумори в белите дробове и в областта на шията, чернодробни карциноми, меланома, лимфома. Независимо от използвания метод на визуализация, стандартната практика изисква базовото образно изследване (симулация) да се провежда, когато пациентът е в позиция, идентична с тази, която ще заеме при лъчелечението. Образният обхват трябва да включва всички критични органи и прилежащи тъкани. [1]

Ключов елемент за успешното провеждане на лъчелечение или радиохирургия е имобилизацията (обездвижването) на пациента. Използваните имобилизационни средства и положението на пациента по време на лечението зависят от местоположение на тумора в тялото, възможностите на уредбата, наличното оборудване за детектиране и коригиране на позицията на пациента. Анатомичните и физиологични движения на тялото на пациента и органите му, които е нужно да се отчетат при провеждане на радиохирургично облъчване са: дихателни движения, сърдечен ритъм, движения на червата, движение на въздушни кухини (газове), както и тези с продължителност от дни до седмици - изпълване на пикочния мехур, изпълване на червата, загуба на тегло, свиване или нарастване на туморния обем. Очевидно основното движение, което трябва да се вземе предвид по време на облъчването и да се компенсира, е дихателното движение. Методите при облъчване на движеща се мишена, техниките са описани в Доклада на ААРМ Работна група 76, включват: Метод, при който контурираният обем на мишената включва всички фази на дихателните движения; Метод със задържане на дишането; Метод при който облъчването на пациента се извършва в определена фаза на дишането – гейтинг; Динамично проследяване на мишенния обем (тракинг) - метод при който лъчевите снопове се пренасочват в реално време в зависимост от промените в положението на мишенния обем. Предимството на този метод е, че не е необходимо контуриране на допълнителна осигурителна зона и не се налага прекъсване на облъчването. SRS и SBRT терапии не трябва да се прилагат, когато обемът на мишената и критичните органи и структури не са локализирани с необходимата прецизност поради физиологични движения, както и при наличие на метални артефакти в тялото на пациента. [1]

## **2.8 Качество на дозиметричния план. Изисквания към дозиметричния план**

Качеството на дозиметричния план зависи от използваната методика за разработване на плана, алгоритмите за оптимизиране и изчисление, качеството на уредбата. Прилагат се различни техники, включително триизмерно конформно лъчелечение, интензитет-

модулирано лъчелечение (IMRT) и обемно модулирано ротационно лъчелечение (VMAT/OMROT), като последните изискват обратно планиране. Поради особеностите на малките лъчеви полета и високите дозови градиенти, се препоръчва минимален размер на полето по-малък или равен на 3 cm при използване на многолистен колиматор (MLC) и изотропна изчислителна решетка с размер по-малък или равен на 2 mm за достигане на висока точност. [1]

Характеристики на изодозното разпределение са: покритие на планирания мишенен обем от предписаната доза, нехомогенност на дозата в планирания мишенен обем, области с висока доза и области с ниска доза. [1]

Предписаната изодозна повърхност трябва така да е определена, че 95% от мишенния обем конформно да е покрит от тази изодозна повърхност и 99% от планирания мишенен обем да получи поне 90% от предписаната доза. Предписаната изодозна повърхност трябва да бъде в границите между 60% и 90% от максималната доза в планирания мишенен обем (ПМО/ COMPTV). Съотношението на максималната към предписаната дози описва степента на нехомогенност в разпределението на погълнатата доза в ПМО и се дефинира, като:

$$NHI = \frac{D_{max}}{D_{предписана}}$$

В екстракраниалната радиохирургия този показател е между 1,2 и 1,5, а при интракраниалната хирургия той достига стойности от 2 до 2,5. [1]

Планът трябва да отговаря на изискването за Области с висока доза. Доза по-голяма от 105% от предписаната такава трябва да се намира в границите на планирания мишенен обем и да не навлиза в границите на нормалните тъкани - извън ПМО. Сумарният обем на тъканите извън планирания мишенен обем, които получават доза над 105% от предписаната такава, не трябва да бъде повече от 15% от обема на ПМО. Следва да се дефинира индекса за конформност за целите на радиохирургията. [1]

Дефиниция №1. *Отношението на обема, определен от предписаната изодозна повърхност,  $V_{100\%}$  към обема на ПМО,  $V_{PTV}$ , (RTOG 0813): [1]*

$$CI = \frac{V_{100\%}}{V_{PTV}}$$

Дефиниция №2. *Отношението на обема определен от предписаната изодозна повърхност,  $V_{100\%}$ , към частта от обема на ПМО, получаващ предписаната доза,  $TV_{100\%}$ , разделено на отношението на частта от обема на ПМО, получаващ предписаната доза,  $TV_{100\%}$ , към обема на ПМО,  $V_{PTV}$ , (Benedict et al): [1]*

$$CI = \frac{\left( \frac{V_{100\%}}{TV_{100\%}} \right)}{\left( \frac{TV_{100\%}}{V_{PTV}} \right)}$$

Второто уравнение описва по-точно конформността на изодозния план. Оптималният индекс трябва да е по-малък от 1,2. [1]

Следващо изискване на дозиметричния план е за Областите с ниска доза. Градиентът на дозата извън планирания мишенен обем, който се простира в здрави тъкани, е необходимо да бъде голям във всички посоки и да отговаря на критериите за Местоположение и Обем. Критерият за местоположение се състои в това максималната доза, до която и да е точка на 2 см от ПМО във всяка посока да бъде не по-голяма от определена доза  $D_{2cm}$  (стойността на  $D_{2cm}$  зависи от обема на ПМО). За обем - в това съотношението на обема, заграден от повърхнината на 50% от предписаната доза, към планирания мишенен обем (ПМО), трябва да бъде не по-голямо от  $R_{50\%}$  (стойността на  $R_{50\%}$  зависи от обема на ПМО ). [1]

Следва изискването е за Критични органи и допустима погълната доза в тях. Допустимите нива на погълната доза в критичните органи и тъкани значително се различават от тези при конвенционалното лъчелечение, тъй като дозата на фракция е много по-висока и все още не са напълно стандартизирани. Поради това наличните данни не позволяват директно да се прилагат ограниченията, които се използват при стандартното фракционироване. Информацията, особено за органи, при които се наблюдават нежелани реакции при частично облъчване на обема им остава оскъдна и не достатъчно надеждна, което налага повишено внимание при предписване на лечението. Особено важно е да се отчетат броят фракции, общата погълната доза, интервалите между отделните фракции и общата продължителност на терапията, защото тези радиобиологични параметри трябва да се поддържат в рамките на клинично установените стойности, описани в литературата. [1]

В интракраниалната и екстракраниалната радиохирургии се използват уредби - генератори на: спирачно рентгеново лъчение, заредени частици и гама лъчи. Полученото изодозно разпределение в пациента би следвало в идеален случай да отговаря точно на планираното такова. Това в реална обстановка е рядко постижимо, като причините за това могат да бъдат: колимиране на лъчевия сноп, изчислителен алгоритъм на планиращата система, ограничения на уредбата за лъчелечение и др. Един от основните потенциални източници на неопределеност е промяната в позицията на мишенния обем и критичните органи. При радиохирургия е нужно използването на *образно асистирани техники*, тъй като те осигуряват прецизност на стереотактичната координатна система, докато имобилизационните средства служат само за грубо обездвижване и ориентировъчно позициониране. Възпроизводимостта в разположението на тумора и критичните органи по време на облъчване се гарантира с помощта на инвазивна фиксация или подходяща система за образна визуализация. [1]

Също много важни изисквания за дозиметричния план са контролът на качеството и безопасността на пациента. Необходимо е да се изготви и следва програма за осигуряване на качеството, която да включва програма за контрол на качеството за всеки етап от подготовката и провеждането на лечението. Основните етапи застъпени в програмата за контрол на качеството, разгледани по-подробно в долните редове, са: базово образно изследване, локализация, проследяване на движенията на туморния обем във времето и управление на дихателните движения, дозиметрично планиране на радиохирургията, провеждане на ръководено чрез образи лъчелечение и безопасност на пациента. [1]

Базовото образно изследване за лъчелечение трябва да осигури еднозначна локализация на тумора и критичните органи, използвайки компютърна томография с прецизно наслагване на мултимодални изображения и коректна координатна система. Изискват се висока пространствена резолюция, верифицирани стойности на Хаунсфилдовите единици и редовен контрол на качеството за геометрична точност, артефакти и повтораемост. Изискванията са упоменени в Наредба №2 на МЗ от 5 февруари 2018 г. за условията и реда за осигуряване защита на лицата при медицинско облъчване. [1]

Препоръчва се клиниката (отделението), провеждаща екстракраниална радиохирургия, да внедри цялостна система за контрол на качеството на използваните инструменти и процедури, за да гарантира коректно и прецизно лечение при наличие на „движеща се мишена“. Това е свързано с наличието значителен брой възможности за локализация и проследяване на „движеща се мишена“. [1]

Процесът на въвеждане в експлоатация на планиращата система, използвана за дозиметрично планиране при радиохирургия, е изключително важна стъпка в дозиметричния план. Препоръчително е да се използва националното законодателство в тази област. Към пусковите изпитвания се извършват и тестове, отнасящи се за „малки полета“ и апликатори, както и за полета без изравнителен филтър. Малките полета и свързаните с тях проблеми в дозиметрията са разгледани по-подробно в следващите части на обзора. [1]

При провеждане на лъчелечението съществуват две основни позиции, заслужаващи внимание:

Контрол на качеството на уредбата за лъчелечение. За конвенционалните линейни ускорители, използвани при радиохирургия, програмата за контрол на качеството се базира на Таблица №2 „Основни изпитвания на медицински линейни ускорители“ от Наредба №2, като се обърне особено внимание на границите на допустими отклонения за механичния изоцентър, размерите на полето, позиционирането на листовите на многолистния колиматор (MLC), точността на терапевтичната маса и лазерната позиционираща система. Трябва да се въведат допълнителни дозиметрични тестове за верификация на правилното позициониране и движение на листите на колиматора.

Контрол на качеството на системите за образно асистиране на лъчелечението. Не съществуват разработени тестове в българското законодателство, които да се отнасят за системите за образно асистирано лъчелечение. [3,4] Всяка клиника сама трябва да разработи за киловолтните и мегаволтните си изобразяващи системи методика за контрол на качеството, основно включваща: Безопасност и техническо състояние; Механични и геометрични тестове, включващи тестове за механичен изоцентър и неопределеността му при ротация на уредбата, както и за прецизност на регистрацията при 2D/2D и 3D/3D сливане на образи; Качество на образа, което спадат контраст и пространствена разделителна способност, линейност и постоянство с времето на Хаунсфилдовите единици (HU) и линейност в рамките на изображението и дисторзия на образа.

За осигуряване на общата безопасност при радиохирургично лечение съответната клиника трябва да допълни програмата за контрол на качеството на оборудването и софтуера с индивидуален протокол за безопасност на пациента. Този протокол е необходимо да включва проверка на идентичността на пациента, проверка и избор на коректния дозиметричен план, контрол на правилното поставяне на имобилизационните средства и оценка на риска от удари между уредбата, имобилизацията и пациента, както и прецизно позициониране на пациента чрез съответните образни методи. По време на облъчването трябва да се осигури непрекъснато наблюдение на пациента и при необходимост контрол на дихателните движения. Предварителната верификация на лечебния план е задължителна и се извършва с помощта на дозиметрични фантоми чрез измервания на дозата в избрани точки, равнини и обеми. Проверките също включват верификация на позиционирането и на самото облъчване спрямо плана. Резултатите се докладват като разлика между очакваната и измерената погълнати дози.

## **2.9 Малки полета и проблеми с дозиметрията. Дозиметрия на малки полета, характеристики на детекторите**

При лъчелечението е изключително важно дозата, получена от пациента, да бъде добре известна, за да се осигури туморен контрол при минимален риск от увреждания в здравата тъкан. Последователната референтна дозиметрия, проследена до метрологичните първични стандарти, е ключова за процеса на лъчелечение и позволява спазването на обичайни процедури в рамките на една страна. За конвенционалната лъчетерапия това е постигнато чрез приети законодателни наредби. В практиката се използват все повече „малки” полета, което е улеснено от широкото внедряване на стандартни и допълнителни многолистови колиматири (MLC), както и на конструктивни промени в лечебните апарати. Това води до увеличаване на неопределеността в клиничната дозиметрия и отслабване на нейната проследимост към референтната дозиметрия, базирана на конвенционалните стандарти за добра практика (COPs). Едновременно с това дозиметричните грешки стават значително по-големи в сравнение с конвенционалната лъчетерапия, поради две основни причини: Референтните условия, препоръчани в конвенционалните кодекси за добра практика, не могат да бъдат реализирани при някои апарати; Процедурите за измерване при

определяне на погълнатата доза във вода в малки и съставни полета не са стандартизирани. В някои случаи са възниквали инциденти вследствие използването на методи и процедури, подходящи за големи полета, но неприложими при малки такива. С цел разработване на стандартизирани указания относно дозиметричните процедури и детекторите, Международната агенция за атомна енергия (IAEA) в сътрудничество с AAPM създава международна работна група по референтна дозиметрия на малки статични полета, използвани при външна лъчетерапия. През 2008 година тази група публикува формализъм за дозиметрията на малки и съставни полета. В този формализъм е въведена концепцията за два нови междинни калибрационни типове полета - машинно-специфично референтно поле (machine specific reference field, MSR) за модалности, при които не могат да бъдат установени конвенционални референтни условия и Планово-специфично референтно поле (plan class specific reference field), което е по-близко до специфичните за пациента клинични полета и по този начин улеснява стандартизацията на дозиметрията при композитни полета. [5,6]

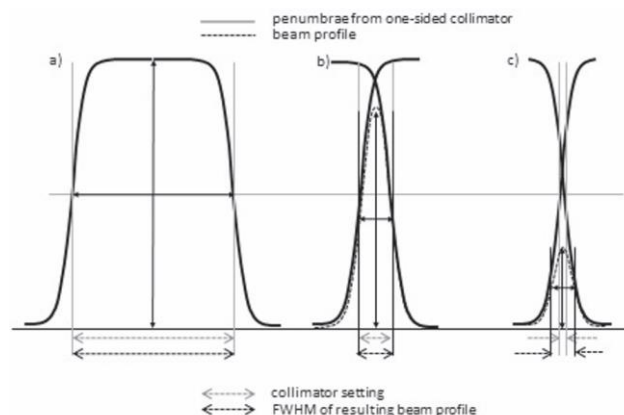
Дефиниция на малко поле. Според TRS 483 фотонен сноп се определя като малко поле, когато е изпълнено поне едно от следните три физични условия:

На лице е загуба на латерално равновесие на заредените частици (loss of lateral charged particle equilibrium, LCPE) по оста на снопа;

Наблюдава се частично закриване на първичния фотонен източник от колимиращите устройства по оста на снопа;

Размерът на детектора е сравним или по-голям спрямо размерите на снопа. [6]

Първите две условия са свързани с параметрите на полето, докато третото условие е за характеристиките на детектора при даден размер на полето. И трите условия водят до припокриване между полусянката на полето (penumbra) и обема на детектора. [6]



*Фигура 1. Влиянието на припокриващите се области на полусянка върху FWHM на страничния профил на лъча за малки полета, илюстриращо привидното разширяване на полето в сравнение с настройките на колиматора. Източник: TRS 483 [6]*

За машинно-специфичното референтно поле (MSR) се препоръчва използването на йонизационна камера, калибрирана според погълната доза във вода. Размерът на камерата трябва да бъде достатъчно малък, така че детекторът да се намира на разстояние поне  $r_{LCPE}$  от границите на полето. *Параметърът  $r_{LCPE}$  е мярка за пробега на странично разсеяните електрони съответстваща на най-малкия размер на полето, при който, след зоната на нарастване (build-up region), погълнатата доза и колизионната керма стават пропорционални като функция на радиуса на полето [5].* Предпочитаният подход е директно калибриране в MSR полето, но към момента повечето първични дозиметрични лаборатории все още не предлагат такива калибрации за малки полета. Йонизационните камери, които са основен инструмент в дозиметрията при лъчетерапия, не винаги са подходящи за малки фотонни полета поради: Осредняване по обем (volume averaging); Липса на електронно равновесие; Значителни корекционни фактори при по-големи камери. С намаляване размера на полето се променят и енергийният спектър, и качеството на лъча, поради което в TRS 483 се препоръчва използването на други детектори - не йонизационни камери - за относителна дозиметрия. Също в някои случаи е необходимо използването на пластмасови водоеквивалентни фантоми, вместо водни.

TRS 483 стъпва върху установената референтна дозиметрия за конвенционални полета от  $10 \times 10$  cm и я разширява към малки полета чрез въвеждане на машинно-специфично референтно поле (MSR). MSR трябва да е възможно най-близко до стандартното референтно поле и да се разпростира поне на разстояние  $r_{LCPE}$  извън границите на йонизационната камера. Ако не може да се постигне  $10 \times 10$  cm поле, MSR се избира като най-голямото възможно поле. При малките полета няма еднозначно определен размер, затова той се дефинира чрез геометрията на полето (ширина/диаметър), измерена в работно положение и определена чрез FWHM на профила на лъча при дълбочина 10 cm, за да се елиминира влиянието на вторични електрони. Параметрите за качество на лъча, използвани в стандартната дозиметрия, са валидни само за  $10 \times 10$  cm поле, затова се въвеждат методи за преобразуване от условия на MSR поле към стандартни, за да могат да се използват съществуващите дозиметрични коефициенти. При FFF лъчи (Flattening Filter Free beams/лъчи без изравняващ филтър [5]) се предоставят допълнителни указания, тъй като спектърът и дозиметрията се променят при липса на изравняващ филтър. Поради трудността при измерване на изходните фактори на полето, се допуска възможност за работа отвъд референтните условия и се предоставят методология и фактори за определяне на изходните фактори на полето. Определянето на последните се третира толкова формално, колкото и референтната дозиметрия, и изисква прилагане на изрични корекционни условия. [6]

Малки полета в лъчетерапията се формират чрез колимиране след изхода на фотонния сноп, който може да бъде изравнен или неизравнен. За целта се използват различни колиматори – челюсти, многолистови колиматори (MLC) и др. За разлика от конвенционалните референтни полета, малките полета се характеризират с по-малък напречен размер, при което полусенките от двете страни се припокриват. Това прави повечето стандартни детектори относително големи спрямо размера на полето и води до съществени дозиметрични усложнения. [6]

Първото условие от дефиницията за малко поле е Загуба на латерално равновесие на заредените частици (LCPE). Тя възниква при фотонни лъчи, когато половината ширина или радиусът на полето е по-малък от максималния пробег на вторичните електрони, които имат съществен принос към погълнатата доза. Това условие се определя чрез минималния радиус на кръгло фотонно поле, при който колизионната керма във вода и погълнатата доза във вода съвпадат със стойностите, получени при условия на широко поле и преходно равновесие на заредените частици (TCPE). Отсъствието на LCPE създава проблеми в дозиметрията, особено при използване на детектори, които не са водоеквивалентни. Практическият параметър, който определя кога полетата се считат за малки, е радиусът на латерално равновесие  $r_{LCPE}$ .

Второто условие от дефиницията за малко поле е свързано с крайния размер на първичния фотонен източник, разширено фокално петно, който обикновено се определя от FWHM на разпределението на флуенса на фотоните от спирачното лъчение, излизащи от мишената. Малко поле, създадено чрез колимация, което закрива част от крайния основен източник на фотони, ще произведе по-нисък изход на лъча по осите на лъча в сравнение с размерите на полето, при които източникът не е частично блокиран. Този ефект на закриване на основния източник става важен, когато размерът на полето е сравним с размера на основния източник на фотони или по-малък от него. За съвременните линейни ускорители, при които размерът на основния източник на фотони е не по-голям от 5 mm, директното закриване на източника обикновено се наблюдава при размери на полето, по-малки от тези, при които започва Загуба на латерално равновесие на заредените частици (LCPE). Частичното закриване на основния източник на фотони влияе на спектъра на частиците и е причина за стръмни локални градиенти на абсорбирана доза. [6]

Третото последно условие от дефиницията е за размера на детектора спрямо размера на радиационното поле. Детекторът произвежда сигнал, който е пропорционален на средната погълната доза в чувствителния му обем, и този сигнал се влияе от хомогенността на погълнатата доза в обема на отчитане (усредняване по обем). За да се извлече погълнатата доза във вода в дадена точка от този сигнал, е необходима процедура - деконволюция. Самият детектор нарушава дозиметричното поле и създава грешки чрез обемно осредняване и смущение на флуенса частици. Тези ефекти се усилват при малки полета, където не е изпълнено LCPE и градиентите на дозата са стръмни. За постигане на



приемливи дозиметрични измервания детекторът трябва да е изцяло в зона с размер по-голям от  $r_{LCPE}$ , в противен случай неопределеността на измерването е значителна. [6]

Дефиниция на размера на полето. Международната електротехническа комисия (International Electrotechnical Commission) въвежда определения за два различно означени размери на поле - *геометричен размер на поле* и *размер на лъчевото поле*: *Геометричният размер на полето* се дефинира като геометричната проекция на отвора на колиматора от източника на лъчение върху равнина, перпендикулярна на оста на лъча; *Размерът на лъчевото поле* се дефинира чрез размерите на област в равнина, перпендикулярна на оста на радиационния лъч, определена от зададени изодозни линии. [6].

Геометричният размер на полето съответства на настройката на колиматора и при широки снопове съвпада с ширината на профила на снопа, определена на ниво 50% от максималната доза (FWHM). При малки полета, заради частично екраниране на първичния фотонен източник и загуба на латерално електронно равновесие (LCPE), е налице намаляване на дозата по централната ос и привидно разширяване на полето. Лъчевото поле става по-широко от геометрично дефинираното поле. [6]

Липсата на информация дали размерът на полето е определен чрез FWHM на страничния профил на лъча, или чрез проектираната настройка на колиматора усложнява тълкуването на данните за факторите на изход на полето, публикувани в литературата. В TRS 483 се препоръчва публикуването на данните за малки полета, например факторите на полето, да бъде придружено от недвусмислено описание на начина, по който е дефиниран размерът на полето. Откликът и *пертурбацията на детектора* зависят от размера на лъчевото поле, определен при 50% относителна доза (FWHM), а не от настройката на колиматора, като използването на неправилна спецификация на размера на полето може да доведе до значителни грешки. Поради това FWHM на латералния профил на лъча се счита за най-представителния и съществен параметър за точна дозиметрия на малки полета. Размерът на полето се дефинира като размер на облъчваното поле или FWHM на полето - TRS 483. Също се препоръчва при докладване на данни за малки полета да се записват и FWHM, и геометричният размер на полето, а точното измерване на профилите на малки полета изисква внимателни процедури. [6]

Колиматорът, формиращ малкото поле, не само частично екранира първичния фотонен източник, но и намалява броя на разсеяните фотони от компонентите в главата на линейния ускорител и фантома. В резултат на това с намаляване на размера на полето настъпва втвърдяване на спектъра на фотоните и увеличаване на средната фотонна енергия, което води до промени в отношението на коефициентите на масова енергийна абсорбция и спиращната способност между вода и материала на детектора. При полета с много малък размер липсата на латерално електронно равновесие (LCPE) води до недостиг на нискоенергийни електрони по централната ос и до повишаване на средната енергия на електроните. Монте Карло симулации показват, че влиянието върху отношението на

спирачната способност вода-въздух е сравнително малко - под 1%, но повишената средна енергия на фотоните значително влияе върху отклика на силициевите диодни детектори, при които е налице изменение на отклика с от 3% до 4% при намаляване на размера на полето. [6]

Отклик на детектора. В радиотерапевтичната дозиметрия е известно, че характеристиките на детектора могат значително да повлияят на неговия отклик към йонизиращо лъчение. Потокът на частиците, който детекторът измерва, често се различава от потока в хомогенна среда без детектор. Това се дължи на размерите, формата и материалите на детектора, които водят до отклонения от идеалния по дефиниция малък обем, на който се базира принципът на Бряг и Грей. За реален детектор прилагането на теорията за кухинните камери на Бряг и Грей, използваща коефициенти на спиране среда-детектор, изисква модификация чрез коригиращи фактори. Методи основани на Монте Карло позволяват стъпково анализиране на отделните приноси и изчисляване на общ коригиращ фактор за цялата геометрия на детектора, като основните източници на смущения са усредняването по обем и разликите в масовата плътност между материали и вода, като капсули и малки въздушни кухини. Различията в данните за взаимодействия дават по-малък принос към вариацията с размера на полето. [6]

Фотонни лъчи с номинален ускорителен потенциал над 10 MV често се смятат за необходими при дълбоко разположени тумори. В сравнение с лъчите с по-ниска енергия, те създават електрони с по-голям пробег, така че пълното натрупване се случва по-дълбоко, което води до по-ниска абсорбирана доза във вода на малки дълбочини. Лъчите с по-висока енергия имат и по-дълъг страничен електронен обхват, което значително увеличава ширината на полусянката. Това е особено забележимо при малки полета и в тъкани с ниска плътност като белия дроб. В IMRT модулацията на флуенса зависи основно от предаването на лъча през отворени и затворени листи и от полусенките на латералните профили на лъча. По-ниските енергии дават по-големи екстремуми и по-ниска колиматорна трансмисия, което подобрява модулацията. Високоенергийните фотони пораждат значително образуване на неутрони в колиматорите с голям атомен номер  $Z$ , което увеличава дозовото натоварване на пациента и персонала и активира компонентите на линейния ускорител. Затова Международната комисия по радиационни единици и измервания (ICRU) не препоръчва по-високи енергии за IMRT. [6]

При лъчетерапията използваща малки полета, както и при конвенционалната такава, всички дозиметрични измервания трябва да са проследими до първични радиационни стандарти. Проследимостта се постига чрез процеса на калибриране на детектора. Целият път между клиничното измерване и стандарта се нарича калибрационна верига. Необходими са програми за контрол на качеството QA, за да се осигури качеството на калибрационната верига. За референтни полета ( $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ) съществуват първични стандарти за абсорбирана доза във вода, които се поддържат в PSDL лаборатории и служат за основа при калибрирането на дозиметричните прибори. На практика потребителските

прибори най-често се калибрират чрез вторични стандарти, поддържани в SSDL или ADCL лаборатории, които от своя страна са проследими до първичните стандарти. Най-разпространеният първичен стандарт за измерване на абсорбирана доза във вода при конвенционални референтни полета е калориметрията. Съществуват и стандарти, базирани на други методи, като йонизационни камери и химични дозиметри. Водната калориметрия представлява най-прекия метод за измерване на абсорбираната доза във вода. Графитните калориметри също се използват широко поради по-високите си чувствителност и устойчивост в сравнение с водните такива. За жалост сравнително малко изследвания разглеждат приложението на калориметрията в дозиметрията на малки полета. Основна техническа спънка при използването на воден калориметър за малки полета е нарастващата корекция за топлопроводност по латералния профил. Ако времето за облъчване бъде съкратено, определянето на абсорбираната доза във вода в малки полета чрез водна калориметрия би могло да стане приложимо, макар че за тази цел е необходимо значително увеличаване на дозовата мощност. Това е възможно при фотонни снопове без изглаждащ филтър. Макар графитните калориметри, използвани като първични стандарти, да имат ядра с твърде големи размери за дозиметрия на малки полета, са разработени графитни калориметрични сонди с малко ядро, които могат да се използват във вода или във водоеквивалентен фантом за дозиметрия на малки фотонни полета и при IMRT (Интензитет-модулирана лъчетерапия). Вследствие на предложенията за определяне на факторите на изхода на полето чрез интегрални латерални профили на дозата или йонизацията, са предложени и калориметри за произведението доза–площ. [6]

По практически съображения в стандартизиращите лаборатории често се използват *трансферни стандарти* за калибриране на прибори принадлежащи на крайния потребител. Освен това, тъй като при повечето калориметри фантомът е част от конструкцията и следователно липсва гъвкавост по отношение на формата му, трансферните стандарти се използват за установяване на калибрационната величина в различни фантоми. За тази цел са използвани йонизационни камери, химични дозиметри с железен сулфат и аланин/електронен спинов резонанс (ESR). Сред тях аланин/ESR е използван и като трансферен стандарт за определяне на дозата в малки полета. Тъй като плътността на аланиновите пелети е близка до плътността на водата, общата корекция може да бъде определена с добра точност, тъй като тя се доминира основно от ефекта на обемното осредняване. Един от недостатъците на този метод е относително ниската му чувствителност; въпреки това може да бъде постигната стандартна неопределеност от тип А от 0,5% за стойности на абсорбираната доза във вода от 10 Gy. За фотонни полета с висока енергия е докладвана разлика в отклика на детектора от 0,3% до 0,6% спрямо тази при Кобалт-60. [6]

## 2.10 Техника за количествена оценка на разпределенията на дозите и въвеждане на $\gamma$ -индекс

С навлизането и растящата употреба на усъвършенствани техники за лъчетерапия като Обемно модулирана дъговидна терапия (VMAT) и модулирано по интензитет лъчелечение (IMRT), триизмерното разпределение на дозата при лъчетерапия става едновременно по-конформно и по-сложно. Тези характеристики представляват голямо предизвикателство за осигуряване на контрол на качеството (QA) на разпределението на дозата. Въвеждането в експлоатация (commissioning) на системите за планиране на лечението по протокол изисква сравнение между измерените и изчислените дозови разпределения. Медицинският физик първоначално определя набор от условия на облъчване, при които трябва да бъде оценена системата за планиране на лечението. За тези геометрии се получават измерени, често планарни (равнинни), дозови разпределения, след което съответните изодозни разпределения се визуализират или отпечатват. Качествената оценка на изчисленията на системата за планиране на лечението се извършва чрез наслагване на изодозните разпределения, като това е осъществимо с помощта на софтуерни инструменти. Тази оценка позволява открояването на области със значителни разминавания, но за окончателното одобрение на системата е възможно да бъде необходим и количествен анализ. [7,12]

Количествените методи за оценка директно сравняват измерените и изчислените стойности на дозовото разпределение. Ван Дик и сътрудници [13] описват процедури за осигуряване на качеството на системите за планиране на лечението и разделят сравненията на дозовите разпределения на области с висок и нисък дозов градиент, като за всяка област се прилагат различни критерии за приемливост. В областите с нисък дозов градиент дозите се сравняват директно, като се задава допустим толеранс за разликата между измерената и изчислената доза. В областите с висок дозов градиент, при условие че пространственият обхват на областта е достатъчно голям, малка пространствена грешка може да доведе до голяма разлика в дозата между измерването и изчислението. Поради това дозовите разлики в тези области могат да бъдат относително пренебрежими и за оценка на приемливостта на дозовото изчисление се използва величината *Разстояние до съвпадение (Distance to agreement - DTA)*.

Величината DTA е разстоянието между измерена точка и най-близката точка в изчисленото дозово разпределение, която има същата стойност на дозата. Оценка чрез дозова разлика и чрез DTA се допълват взаимно при определяне качеството на изчисленото дозово разпределение. [7]

Анализ на научен колектив (анализ разработен от Harms и съавтори [8,9] и основан на концепциите на Shiu и съавтори [10], приложени от Cheng и съавтори [11]) използва логически критерий “преминава/не преминава“ (pass-fail), базиран едновременно на дозовата разлика и Разстоянието до съвпадение (DTA). Всяка измерена точка се оценява, за

да се определи дали както дозовата разлика, така и DTA надвишават избраните толеранси. Точките, които не удовлетворяват и двата критерия, се идентифицират в комбинирано разпределение. Тъй като комбинираното разпределение представлява бинарно разпределение, то не е подходящо за удобно визуализиране. Поради това по установена практика във визуализацията на комбинираното разпределение се представя дозовата разлика. Въпреки че същото подчертава и областите на несъответствие, визуализирането на дозовата разлика може да засили впечатлението за неуспех в областите с висок дозов градиент. Допълнително ограничение на този метод е и липсата на единен числов индекс, който да позволява представянето и анализа на разпределение, характеризиращо качеството на дозовото изчисление.

Разширението на инструментите за сравнение на изодозни разпределения, което едновременно включва критериите за дозова разлика и разстояние, въвежда числов индекс за качество, който оценява степента на несъответствие в областите с отклонения и показва качеството на изчислението в областите, които преминават критериите. За разлика от комбинираното разпределение, индексът може да се визуализира графично, което позволява бърза оценка на качеството на алгоритъма. Приема се, че след избор на критериите анализите на дозовата разлика и Разстояние до съвпадение DTA имат равностойно значение при оценка на точността на изчисленията. [7]

Въвежда се метод използващ сравнение между измерени и изчислени дозови разпределения. Измерването се приема като референтна информация, спрямо която се извършва проверка на изчисленото разпределение. Критерият за дозова разлика е означен като  $\Delta D_M$ , а критерият за Разстояние до съвпадение (DTA) — като  $\Delta d_M$ . В показаните примери критериите за приемливост са  $\Delta D_M$  е 3%, а  $\Delta d_M$  е 3 mm. [7]

На Фигура 2 е представен схематично комбинираният аналитичен инструмент за оценка на двумерни дозови разпределения. В този и всички следващи случаи оценката се извършва за една измервателна точка  $r_m$ , разположена в началото на координатната система, като при клинична оценка сравнението се повтаря за всички точки на измерване. Две от осите ( $x$  и  $y$ ) описват пространственото положение  $r_c$  на изчисленото дозово разпределение спрямо измерената точка, а третата ос представя разликата между измерената доза  $D_m(r_m)$  и изчислената доза  $D_c(r_c)$ . Критерият за Разстояние до съвпадение (DTA), означен с  $\Delta d_M$ , е представен чрез диск в равнината  $r_m - r_c$  с радиус равен на  $\Delta d_M$ . Ако повърхността на изчисленото дозово разпределение  $D_c(r_c)$  пресича този диск, се приема, че разстоянието до съвпадение (DTA) е в границите на критерия и тестът за DTA е преминал за съответната точка. Критерият за дозова разлика е представен чрез вертикална линия с дължина  $2\Delta D_M$ . Ако повърхността на изчисленото разпределение пресича линията  $|D_c(r_m) - D_m(r_m)| \leq \Delta D_M$ , се счита, че тестът за дозова разлика е преминал в точката на измерване. [7]



Ако която и да е част от повърхността  $D_c(r_c)$  пресича елипсоида, дефиниран с уравнение (*XI първото уравнение от горната тройка*), изчислението се приема за успешно в точката  $r_m$ . Дефинирането на критерия за приемливост не само по оста и в равнината  $r_c-r_m$  позволява по-общо сравнение между изчисление и измерване в сравнение с традиционната комбинирана оценка. Величината от дясната страна на уравнението (X1) може да се използва за определяне на индекс за качество във всяка точка от оценъчната равнина  $r_c-r_m$  за измервателната точка  $r_m$ :

$$\gamma(r_m) = \min\{\Gamma(r_m, r_c)\} \forall \{r_c\}$$

Където

$$\Gamma(r_m, r_c) = \sqrt{\frac{r^2(r_m, r_c)}{\Delta d_M^2} + \frac{\delta^2(r_m, r_c)}{\Delta D_M^2}}$$

$$r(r_m, r_c) = |r_c - r_m|$$

и

$$\delta(r_m, r_c) = D_c(r_c) - D_m(r_m)$$

е разликата разликата между стойностите на дозата в изчисленото и измереното разпределение, съответно. Следователно критерият “преминаване/не преминава” (pass -fail) става:

*за преминаване*

$$\gamma(r_m) \leq 1$$

*за непреминаване*

$$\gamma(r_m) > 1$$

Важна особеност на този метод е, че при крайното оценяване на качеството на разпределението на дозата стойността на  $r_m$  може да бъде представена като изо-гама разпределение (iso- $\gamma$ -distribution). Областите, в които  $r_m$  е по-голямо от единица или близко до единица, ще бъдат по-ясно видими в сравнение с областите на по-съществено несъответствие. [7]

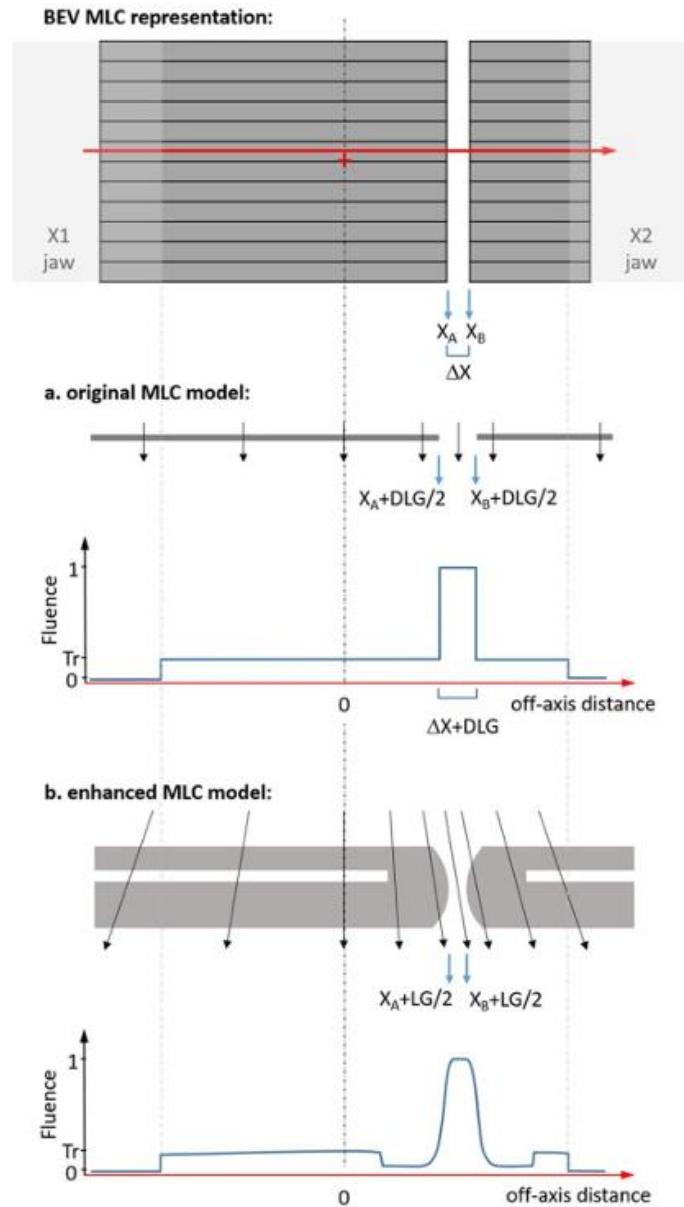
## 2.11 Многолистов колиматор - MLC

Широкото използване на IMRT, VMAT, SRS техниките води до все по-сложна модулация на интензитета на лъчевото поле, която трябва да се изпълни от многолистовия колиматор MLC. За правилното определяне на дозата е необходимо добро познаване на геометрията на листовите и тяхното правилно моделиране в планиращата система. Най-

разпространените многолистови колиматори са Millenium 120, Millenium HD, производство на Varian.

На Фигура 4a е показана опростена схема на листовете на колиматора. На долната Фигура 4b е представена схема на лист на разглеждания колиматор - модел Millenium 120. Краищата на листа са заоблени и два съседни срещуположни листовета биха имали допир само в една точка, а не по цялата повърхност, което влияе в моделирането на полусянката. Листът не се взема като хомогенен отслабващ слой, поради наличието на задвижващ винт вътре в него, който винт при движение на листа може да влиза или излиза в него. Референтната стойност на трансмисията вече се дефинира като трансмисията, измерена по оста на лъча под централната област на листа, съдържаща кухината за задвижващия винт, като същевременно е осреднена спрямо вътрешнолистовата и междолистовата трансмисии. На Фигура 4b също е показана графика на промяната на флуенса (преноса) с разстоянието по протежение на лъча, като е включено влиянието на винта и заоблените краища. Размерите и стойностите на флуенса не са представени в реален мащаб, а са умишлено увеличени с цел по-ясна визуализация. [14]



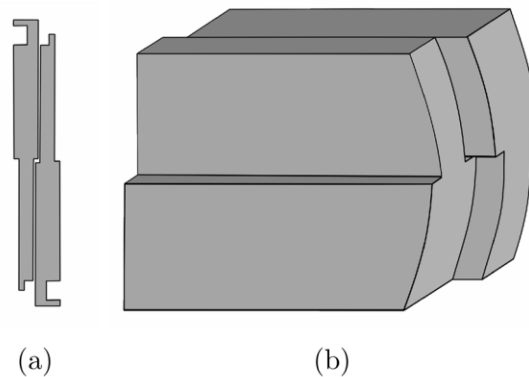


Фигура 4. Графично представяне на изчисленията на флуенса с опростения (a) и разглеждания Millenium 120 (b) модел на колиматора (MLC). Източник: *Testing of an enhanced leaf model for improved dose calculation in a commercial treatment planning system* [14]

Повечето съвременни многолистови колиматори - MLC използват конструкция тип tongue-and-groove TG, предназначена да намали утечките между съседни листове (междулистовата трансмисия). При тази конструкция страничните повърхности на листовите съдържат изпъкнали tongue и вдлъбнати groove участъци, които се застъпват с части от съседните листове по ширина - горния и долния съседи от банката. Това конструктивно решение намалява междулистовата трансмисия, но същевременно води до

намаляване на флуенса (преноса) в областите, където страничните повърхности на листовите се намират в лъчевия сноп. Явлението е известно като tongue-and-groove (TG) ефект. При стандартните IMRT лечения TG-ефектът обикновено е равномерно разпределен в обема на мишената. Въпреки това, ако не бъде адекватно моделиран, първият може да доведе до намаляване на средната получена доза. [15]

Конструкцията tongue-and-groove е представена на Фигура 5. Когато страничната повърхност на листа е изложена на лъчевия сноп, изпъкналата част се простира отвъд номиналното положение на листа и допълнително екранира част от лъча. [15]



Фигура 5. TG-конструкция при MLC. Източник: *A new method for modelling the tongue-and-groove in treatment planning systems* [15]

Заоблените краища на листовите, наличието на задвижващ винт вътре в тях, ефектът tongue-and-groove и други конструктивни особености на колиматора са причина за неопределености при планиране на лечението и нужда от по-сложни модели на облъчване. За да може да бъде оценено влиянието на тази геометрия върху конкретен дозиметричен план, се въвеждат показатели на сложност на плана - Complexity metrics.

## 2.12 Показатели за сложност - Complexity metrics

Плановите за радиохирургия, лъчетерапия с модулация на интензитета и конвенционална лъчетерапия са комплексни и е необходимо проследяването на множество от показатели за сложност - Complexity metrics. Голям брой изследователи са докладвали, че степента на комплексност на плана може да влияе върху точността на изчислената доза спрямо предоставената при лечението такава, което е от критично значение за дозиметрични одити и клинични изпитания, както и за анализи на "големи данни". Следователно аспекти като качеството и комплексността на лечебните планове трябва внимателно да се оценяват. Планове с ниска комплексност са свързани с по-ниски неопределености и като цяло могат да се приемат за по-устойчиви в сравнение със силно комплексните такива. [16]

Показателите за сложност включват величините: MLC speed; Mean TGI; Mean gantry speed; Mean gap за MLC; Q1 Gap за MLC; TGI ratio; MLC Speed mod; GS mod; Mean RR; RR mod.

MLC speed. Това е скоростта, с която се движат листовите на многолистовия колиматор MLC по време на облъчването. Измерва се обикновено в mm/s и е пряко свързана със сложността на модулацията на лъча. Колкото по-висока е MLC-скоростта, толкова по-динамично се променя формата на лъча, което позволява по-прецизно дозово разпределение, но също така увеличава техническата сложност на облъчването. [17,18]

Mean TGI – Mean Tongue-and-Groove Index. Това е величина, която описва степента на геометрично припокриване между горния и долния ръбове на съседни листове на колиматора (MLC) в зоната на техния процеп (leaf gap). Mean TGI количествено показва каква част от отворения процеп между листовите е повлияна от „tongue-and-groove“ конструкцията на многолистовия колиматор. [19,16]

Mean gantry speed. Средната ъглова скорост на въртене на гентритото по време на лъчелечението, обикновено измервана в градуси в секунда. Тази величина отразява динамиката на доставката на лъча и е свързана с начина, по който дозата се разпределя около пациента. По-висока средна скорост означава по-бързо въртене, което може да съкрати времето на процедурата, но също така изисква по-сложна синхронизация с движенията на колиматора. [17,20]

Mean gap за MLC. Описва средното разстояние между срещуположните листове на колиматора по време на облъчването. Тази стойност дава представа за това колко средно отворено е полето по време на целия план. По-голямата средна междина обикновено означава по-широко и по-малко модулирано поле, докато по-малките стойности са характерни за по-интензивно модулирани и по-сложни планове. [21]

Q1 Gap за MLC. Това е първият квартил на разпределението на MLC отворите, тоест стойността, под която попадат 25% от всички измерени междини между листовите. [18]

TGI ratio [mm<sup>-1</sup>] за MLC - изчислява се като: [16]

$$TGI\ ratio = \frac{Mean\ TGI}{Mean\ gap} \cdot 100$$

MLC Speed mod. Сумата от всички изменения в скоростта на движение на листовите на колиматора (MLC) за всички листове. [16]

GS mod. Сумата от всички изменения в скоростта на въртене на гентритото. [16]

Mean RR – Mean Repetition Rate (RR) за плана. Средната честота на подаване на мониторни единици (MU) по време на изпълнение на даден лечебен план. [16]

RR mod. Сумарната промяна (сумата от вички изменения) в честотата на подаване на радиационните импулси (Repetition Rate, RR) по време на изпълнението на лечебния план.  
[16]

## **Глава 3. Задачи**

### **Задача 1.**

Да се създаде ESAPI скрипт, който взима нужната информация от отворен план за радиохирургия в планиращата система. Пресмята индексите за качество на плана и ги оценява спрямо приетия стандарт за радиохирургия в България.

### **Задача 2.**

Да се създаде ESAPI скрипт, който взима нужната информация от отворен план за радиохирургия в планиращата система. Пресмята показателите на сложност на плана и ги представя на потребителя.

### **Задача 3.**

Данните, събрани от първите две задачи, да се запишат в удобен за обработка формат.

## Глава 4. Резултати

Създадохме код /скрипт/, написан на C#, който извлича и обработва данни от работните файлове на планиращата система, изчислява с взетите данни конкретни величини и записва резултатите в удобен за използване вид. Кодът се изпълнява в средата ESAPI, предоставена от Varian. Написахме два кода - некомпилирани single-script файлове с разширение .cs, които тествахме в средата.

### Код 1

Първият код взима данните, съответно и стойностите, от планиращата системата за: идентификационен номер на пациента (Patient Id); идентификационен номер на плана (Plan Id); мишенен обем на плана (Target structure); предписана доза; брой фракции, планиран мишенен обем (PTV); обем на тялото, получаващ 100% от дозата (V100); планиран мишенен обем, получаващ 100% от дозата (TV100); обем на тялото, получаващ 50% от дозата - предписаната доза (V50); обем извън планирания мишенен обем, получаващ 105% от дозата (V105 out of PTV); дозата на 2 cm от границата на мишенния обем - PTV (D2cm); дозата в 99% от PTV (D99); дозата в 95% от PTV (D95); дозата в 90% от PTV (D90). За извличането на данните се използват библиотеки и методи в ESAPI, предоставени от производителя. Кодът връща съобщение, във форма на списък, съдържащо стойностите на извлечените величини.

От извлечените вече данни се изчисляват стойностите на величините: индекс за конформност - CI (CI1, CI2) - индексът се изчислява по двете формули представени по-горе в обзора; индекс (степен) на нехомогенност (NHI); отношение на обема заграден от 50% от предписаната изодозна повърхност към обема на PTV (R50); максимална доза в проценти от предписаната доза на 2 cm от PTV, в която и да е посока (Relative D2 cm [%]). След определянето на стойностите на горните величини, същите се оценяват. За оценка се използва предписаните стойности в Националния стандарт за краниална и екстракраниална радиохирургия. Потребителят (планиращият) получава съобщение, съдържащото стойностите на величините и тяхната оценка - “√” (одобрено - в граници), “-” (гранична стойност) и “×” (неодобрено - извън граници).

Последната част на кода е да запише изчислените данни в удобен за използване вид. За целта се създава файл в разширение .csv. Създаденият файл позволява да се отвори и обработва като таблица в Excel. Първо кодът проверява дали съществува вече такъв файл. Пътят до файла е постоянен, както и името на файла. Промяна на местоположението на файла или на името без същата в кода би довела до грешка. Ако не съществува още такъв файл, кодът го създава. Файлът съдържа колони - PatientID, PTV Volume, CI1, CI2, R50, D2, NHI, V105. Под всяка колона съответно се записва стойността на извлечената или изчислената в кода величина. При стартирането си кодът работи за конкретен план, тоест конкретен пациент. Съответно данните се записват на един ред - всеки ред от таблицата

отговаря на конкретен план. При успешен запис потребителят получава съобщение, съдържащо пътят и името на файла.

## Код 2

Във втория код се определят показателите на сложност на плана (complexity metrics) и по-точно: средното разстояние между срещуположните листове на колиматора по време на облъчването (Mean leaf gap); Q1 Gap за MLC; средната скорост на листовите на колиматора за плана (Mean MLC speed by plan); средна скорост на гентритото (Mean gantry speed); минимална скорост на гентритото (Minimal gantry speed); мониторни единици на грей (MU per gray); средна мощност по дозата (Mean RR); Mean TGI – Mean Tongue-and-Groove Index; TGI ratio за MLC. Дефинициите на горните изброени величини са представени в обзорната част. За разлика от величините търсени в първия код, показателите на сложност не могат да бъдат изведени директно от данните на планиращата система или да бъдат определени ръчно.

За определянето на Mean leaf gap се използват позициите на листите на колиматора и контролните точки, като се изчислява разстоянието между всеки два срещуположни листове (лист  $i$  от банка А и лист  $i$  от банка Б). Разстоянието е разликата в позициите на листовите. Обхождат се всички двойки листове, между които има съществено разстояние, и получените разстояния се сумират. Mean leaf gap се получава като сумата се раздели на броя двойки листове, които са отворени.

За получаването на Q1 Gap също се използват позициите на листите на колиматора и контролните точки, като в този случай от сортираните разстояния се взима това, под чиято стойност попадат 25% от всички измерени междини между листовите.

Скоростта на гентритото се изчислява чрез броя контролни точки, позицията на листовите, мощността на дозата (Dose rate), ъгъл на гентритото и други величини, които се взимат от планиращата система. За определяне на средната скорост на гентритото е необходим и броят на терапевтичните полета (beamcount).

За определянето на средната мощност на дозата (Mean RR) се използват мониторните единици MU за всички контролни точки от плана.

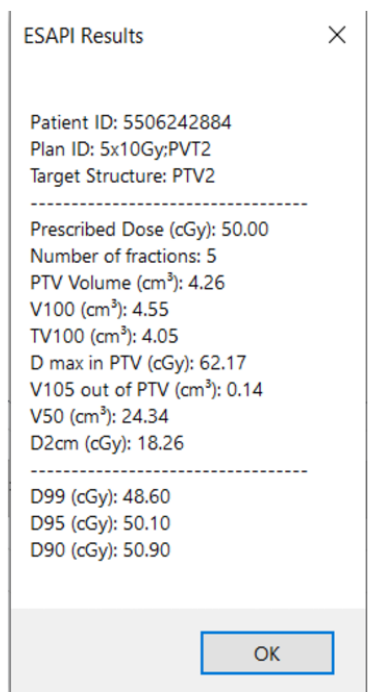
При изчислението на мониторни единици на грей се извличат броя фракции и пълната доза и се изчислява дозата за фракция. Мониторните единици на грей се получават като мониторните единици за целия план се разделят на дозата за фракция.

Алгоритъмът за определяне на TGI е следния: от позицията на листовите на MLC във всяка контролна точка се определя частта от отвора между два срещуположни листове, която е в съседство с tongue-groove геометрията на предходния или следващия лист. TGI ratio се получава от формулата, представена по-горе в обзора.

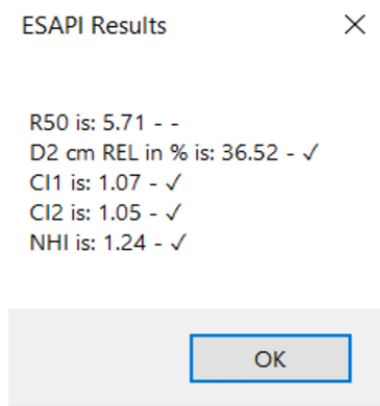
След определяне на показателите на сложност, кодът връща съобщение към потребителя във вид на списък, включващо името и стойността на съответната величина.

Последната част от кода е изчислените величини да бъдат записани в същия файл, създаден с първия код. При липса на такъв файл се връща съобщение за грешка. Първо кодът проверява съществуването на файла и след това създава нови следващи колони: Mean leaf gap [mm]; Q1 Gap; Mean MLC Speed by Plan [mm/s]; Mean Gantry Speed Plan (deg/s); Min Gantry SpeedPlan (deg/s); MU per Gy; Mean TGI и TGI ratio. Следва проверка дали идентификационният номер на пациента в разглеждания план съвпада с записания такъв на последния ред в таблицата (файла). При положително съвпадение стойностите на определените преди това показателите на сложност се запазват във файла под съответните колони на последния ред. При успешен запис потребителят получава съобщение, съдържащо пътя и името на файла.

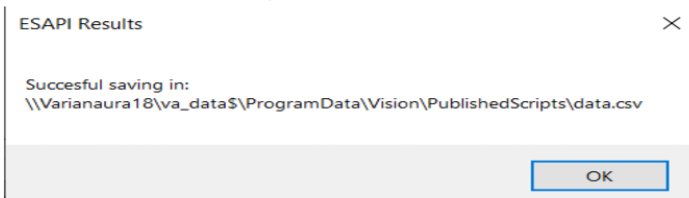
Показани са резултати от изпълнението на двата кода - снимки на съобщенията с данни и диалоговите съобщения, както и съдържанието на създадената таблица - csv-файл. Кодовете са приложени върху реални планове.



a)



b)



c)

Фигура 6 - Резултати от код 1. Фигура 6 а) - списък с извлечените данни от планиращата система със съответните им стойности. Фигура 6 б) - съобщение със стойностите на изчислените величини и техните оценки. Фигура 6 с) - съобщение за успешен запис на csv-файла.



Results  
Mean leaf gap [mm]: 10.19  
Q1 Gap: 6.87499976158142  
Mean MLC Speed by Plan [mm/s]: 1.64435080302072  
Mean Gantry Speed Plan (deg/s): 1.72713117313006  
Min Gantry Speed Plan (deg/s): 0.782898500207086  
MU per Gy: 208.523939531753  
Mean TGI: 0.34  
TGI ratio: 3.34

OK

a)

Successful saving in:  
\\Varianaura18\va\_data\$\ProgramData\Vision\PublishedScripts\data.csv

OK

b)

Фигура 7 - Резултати от код 2. Фигура 7 а) - списък с изчислените от кода показатели на сложност със съответните им стойности. Фигура 7 б) - съобщение за успешен запис на данните във вече създадения от първия код файл.

| PatientID | PTV Volume [cc] | CI1  | CI2  | R50   | D2    | NHI  | V105 | Mean leaf gap [mm] | Q1 Gap: | Mean MLC Speed [mm/s]: | Mean Gantry Speed [deg/s]: | Min Gantry Speed [deg/s]: | MU per Gy: | Mean TGI: | TGI ratio: |
|-----------|-----------------|------|------|-------|-------|------|------|--------------------|---------|------------------------|----------------------------|---------------------------|------------|-----------|------------|
| 1         | 1,05            | 1,17 | 1,05 | 12,64 | 43,54 | 1,16 | 0,01 | 7,09               | 4,1     | 1,22                   | 1,04                       | 0,66                      | 343,3      | 0,77      | 10,88      |
| 2         | 10,91           | 0,99 | 1,05 | 5,37  | 46,35 | 1,26 | 0    | 12,82              | 8,8     | 1,3                    | 1,31                       | 0,72                      | 234,9      | 0,19      | 1,51       |
| 3         | 68,44           | 0,96 | 1,05 | 3,68  | 54,06 | 1,22 | 0    | 24,58              | 14,37   | 3,42                   | 1,69                       | 0,79                      | 238        | 0,16      | 0,64       |
| 4         | 7,43            | 1    | 1,05 | 4,86  | 47    | 1,25 | 0    | 14,85              | 9       | 1,29                   | 1,6                        | 1,07                      | 248,7      | 0,3       | 2,01       |
| 5         | 7,49            | 0,97 | 1,05 | 4,66  | 38,2  | 1,23 | 0    | 9,05               | 8,1     | 2,44                   | 2,07                       | 1,18                      | 182,8      | 0,62      | 6,87       |
| 6         | 1,99            | 1    | 1,05 | 6,68  | 45,08 | 1,23 | 0    | 6,77               | 6,1     | 1,07                   | 1,03                       | 0,53                      | 290,6      | 0,92      | 13,53      |
| 7         | 7,55            | 0,96 | 1,05 | 4,84  | 43,62 | 1,26 | 0    | 17,43              | 12,52   | 0,85                   | 1,46                       | 1,24                      | 245,8      | 0,22      | 1,27       |
| 8         | 2,74            | 1,04 | 1,05 | 6,03  | 34,98 | 1,22 | 0,01 | 10,43              | 7,4     | 1,02                   | 1,54                       | 0,93                      | 206,8      | 0,33      | 3,16       |
| 9         | 14,12           | 0,98 | 1,05 | 4,47  | 49,06 | 1,24 | 0,01 | 18,46              | 12,75   | 1,26                   | 1,39                       | 0,83                      | 214,4      | 0,18      | 0,99       |
| 10        | 46,27           | 0,97 | 1,05 | 3,86  | 50,82 | 1,28 | 0,01 | 21,11              | 16,2    | 2,08                   | 1,56                       | 0,75                      | 255,2      | 0,22      | 1,05       |
| 11        | 32,27           | 0,99 | 1,05 | 3,78  | 49,99 | 1,25 | 0,02 | 15,5               | 7,6     | 2,46                   | 1,34                       | 1,03                      | 236,9      | 0,4       | 2,55       |
| 12        | 4,77            | 0,98 | 1,05 | 4,95  | 43,65 | 1,21 | 0    | 10,2               | 8,3     | 1,75                   | 1,16                       | 0,89                      | 257,9      | 0,26      | 2,58       |
| 13        | 11,14           | 0,98 | 1,05 | 4,99  | 46,01 | 1,23 | 0    | 15,27              | 11,4    | 1,56                   | 1,48                       | 0,85                      | 195,6      | 0,18      | 1,18       |
| 14        | 14,14           | 0,98 | 1,05 | 4,98  | 47,73 | 1,25 | 0    | 21,26              | 18,1    | 1,11                   | 1,21                       | 0,72                      | 284,3      | 0,2       | 0,92       |
| 15        | 4,86            | 1,01 | 1,05 | 5,58  | 40,5  | 1,23 | 0,01 | 15,02              | 12,45   | 1,35                   | 1,77                       | 1,49                      | 181,1      | 0,27      | 1,77       |
| 16        | 4,26            | 1,07 | 1,05 | 5,71  | 36,52 | 1,24 | 0,03 | 10,19              | 6,87    | 1,64                   | 1,73                       | 0,78                      | 208,5      | 0,34      | 3,34       |
| 17        | 47,66           | 0,97 | 1,05 | 3,63  | 52,2  | 1,26 | 0,01 | 21,01              | 11,9    | 2,1                    | 1,37                       | 0,55                      | 261,4      | 0,26      | 1,23       |
| 18        | 8,03            | 0,98 | 1,05 | 4,91  | 47,87 | 1,25 | 0    | 17,3               | 11,3    | 1,03                   | 1,62                       | 1,2                       | 258        | 0,24      | 1,37       |
| 19        | 9,61            | 1,01 | 1,05 | 5,07  | 49,04 | 1,28 | 0    | 16,15              | 10,8    | 1,32                   | 1,17                       | 0,6                       | 282,7      | 0,27      | 1,65       |
| 20        | 7,46            | 0,99 | 1,05 | 6,06  | 51,48 | 1,25 | 0    | 17,13              | 11,3    | 0,82                   | 1,45                       | 0,91                      | 261,5      | 0,23      | 1,36       |

Таблица 1. Създаденият csv-файл, отворен и форматиран като таблица, след изпълнението на двата кода. Кодовете са приложени върху истински планове за радиохирургия.

## Глава 5. Заключение

Оценяването на качеството на дозиметричния план за радиохирургия включва прецизно определяне на параметрите на плана, изчисление на съответните индекси и сравняването им с приетите в клиниката референтни стойности. Този процес може да бъде извършен от дозиметрист или планиращ медицински физик „ръчно“, но това отнема много време и вероятността за грешки в ежедневната клинична практика е значителна. Написаният в рамките на дипломната работа скрипт автоматизира този процес и гарантира неговата повторяемост.

Показателите за сложност на дозиметричния план не са интуитивни за планиращия и тяхното изчисление на базата на данните от планиращата система не е тривиален процес. Написаният в рамките на дипломната работа скрипт за изчисляването на тези показатели, предоставя на дозиметристите и планиращите медицински физици в клиниката по лъчелечение изцяло нов метод за предварителна оценка на изпълнимостта на дозиметричните планове за ЕКРХ.

Получената база данни индексите за качество на плана може да се използва, за да се оптимизират критериите на клиниката за радиохирургия и да се правят сравнения с литературни данни и с други клиники.

При възникване на незадоволителни резултати от контрола на качеството на дозиметричните планове събраните данни ще се използват, за да се потърси корелация с показателите за сложност на плана. Последващ анализ на резултатите ще даде възможност за въвеждане на критерии за тези показатели в клиниката.

Интерес за клиничната практика представлява и търсенето на зависимости между индексите за качество и критериите за сложност на дозиметричния план. Създадената база данни представя възможност за подобни изследвания в клиниката по лъчелечение.

Автоматизирането на процесите чрез създадените скриптове намалява вероятността от грешки при оценяване на качеството и сложността на дозиметричните планове, а получената база данни дава възможност за последващи проучвания.

## Глава 6. Използвана литература

- [1] Гилдия на лъчетерапевтите в България, Национален стандарт за краниална и екскраниална радиохирургия
- [2] Rajni A. Sethi, Igor J. Barani, David A. Larson, Mack Roach, III Editors, Handbook of Evidence-Based Stereotactic Radiosurgery and Stereotactic Body Radiotherapy
- [3] М. Ганчева, Масо - Верификация при позициониране на пациента в перкутанното лъчелечение
- [4] Mario Djukelic, Colin John Martin, Abdullah Abuhaimed et al., Cone beam CT (CBCT) in radiotherapy: Assessment of doses using a pragmatic setup in an international setting
- [5] International commission on radiation units and measurements, Journal of the ICRU, ICRU Report 91
- [6] IAEA and AAPM, Technical Reports Series No. 483
- [7] Daniel A. Low, William B. Harms, Sasa Mutic, and James A. Purdy, A technique for the quantitative evaluation of dose distributions
- [8] W. B. Harms, D. A. Low, J. A. Purdy and J. W. Wong, A software tool to quantitatively evaluate 3D dose calculation algorithms
- [9] W. B. Harms, D. A. Low, J. A. Purdy and J. W. Wong, A quantitative software analysis tool for verifying 3D dose-calculation programs
- [10] A. S. Shiu, S. Tung, K. R. Hogstrom, J. W. Wong, R. L. Gerber, W. B. Harms, J. A. Purdy, R. K. Ten Haken, D. L. McShan and B. A. Fraass, Verification data for electron beam dose algorithms
- [11] A. Cheng, W. B. Harms, R. L. Gerber, J. W. Wong, and J. A. Purdy, Systematic verification of a three-dimensional electron beam dose calculation algorithm
- [12] Heng Li, Lei Dong, Lifei Zhang, James N. Yang, Michael T. Gillin, and X. Ronald Zhu, Toward a better understanding of the gamma index: Investigation of parameters with a surface-based distance method
- [13] J. Van Dyk, R. B. Barnett, J. E. Cygler, and P. C. Shragge, Commissioning and quality assurance of treatment planning computers
- [14] Ann Van Esch, Antti Kulmala, Ronan Rochford, Juha Kauppinen, Ari Harju, Testing of an enhanced leaf model for improved dose calculation in a commercial treatment planning system

- [15] Victor Hernandez, Juan Antonio Vera-Sánchez, Jordi Saez, Laure Vieillevisne, Catherine Khamphan, Jordi Saez, A new method for modelling the tongue-and-groove in treatment planning systems
- [16] Victor Hernandez, Jordi Saezb, Marlies Paslerc, Diego Jurado-Bruggemand, Nuria Jornet, Comparison of complexity metrics for multi-institutional evaluations of treatment plans in radiotherapy
- [17] Victor Hernandez Hospital Sant Joan de Reus, Treatment planning and plan uncertainties
- [18] Jiayun Chen, Weijie Cui, Qi Fu, Influence of maximum MLC leaf speed on the quality of volumetric modulated arc therapy plans, <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC7700941/>
- [19] Jun Deng, Todd Pawlicki, Yan Chen, Jinsheng Li, Steve B Jiang and C-M Ma, The MLC tongue-and-groove effect on IMRT dose distributions
- [20] Michael P. Barnes, Pejman Rowshanfarzad, and Peter B. Greer, VMAT linear accelerator commissioning and quality assurance: dose control and gantry speed tests
- [21] Benjamin J. Zwan, Jonathan Hindmarsh, Erin Seymour, Kankean Kandasamy, Kirbie Sloan, Rajesakar David, and Christopher Lee, The dosimetric impact of control point spacing for sliding gap MLC fields