



УНИВЕРЗИТЕТ У НОВОМ САДУ
ПРИРОДНО-МАТЕМАТИЧКИ
ФАКУЛТЕТ
ДЕПАРТМАН ЗА ФИЗИКУ



МЕХАНИЧКО-ДОЗИМЕТРИЈСКЕ ПРОВЕРЕ ЛИНЕАРНИХ АКЦЕЛЕРАТОРА У РАДИОТЕРАПИЈИ

- МАСТЕР РАД -

Ментор:
Проф. др Мирослав Весковић

Кандидат:
дипл. физ. Озрен Чудић

Нови Сад 2010.

САДРЖАЈ :

1. УВОД

2. ДЕФИНИЦИЈЕ ТЕРМИНА

3. ПОТРЕБНИ ЕЛЕМЕНТИ ЗА СИСТЕМ КВАЛИТЕТА

4. ПРОЦЕДУРЕ КОНТРОЛЕ КВАЛИТЕТА

5. МЕРНА НЕСИГУРНОСТ.ГРЕШКЕ МЕРЕЊА

5.1. Тачност и прецизност

6. ОДНОСИ ИЗМЕЂУ ПРЕЦИЗНОСТИ И ЕФЕКТА ДОЗЕ

6.1. Потребна тачност приликом испоруке апсорбоване дозе

6.2. Потребна тачност приликом дистрибуције апсорбоване дозе

6.3. Потребна геометријска тачност у радиотерапији

7. ПРОГРАМ ОСИГУРАЊА КВАЛИТЕТА РЕДИОТЕРАПИЈСКИХ АПАРАТА И ОПРЕМЕ

7.1 Међународне препоруке

7.2. Контрола квалитета телетерапијских апарата

7.3. Програм контроле телетерапијских апарата

7.4. Врсте тестова

7.5. Прецизност, учесталост, ниво толеранције

7.6. Програм контроле квалитета линеарних акцелератора

7.7. Процедура за дневне механичке провере

7.8. Процедура за дневне дозиметријске провере

7.9. Месечни тестови

7.9.1. Процедура за проверу механичког изоцентра

7.9.2. Процедура за проверу ласера

7.9.3. Процедура за проверу померања стола

7.9.4. Процедура за проверу ССД-а

7.9.5. Процедура за проверу колиматора и оптичког поља

7.9.6. Контрола центра X зрачења

7.9.7. Контрола угаоних индикатора

7.9.8. Контрола стабилности гентрија

8. ЗАКЉУЧАК

9. ЛИТЕРАТУРА

10. ПРИЛОГ

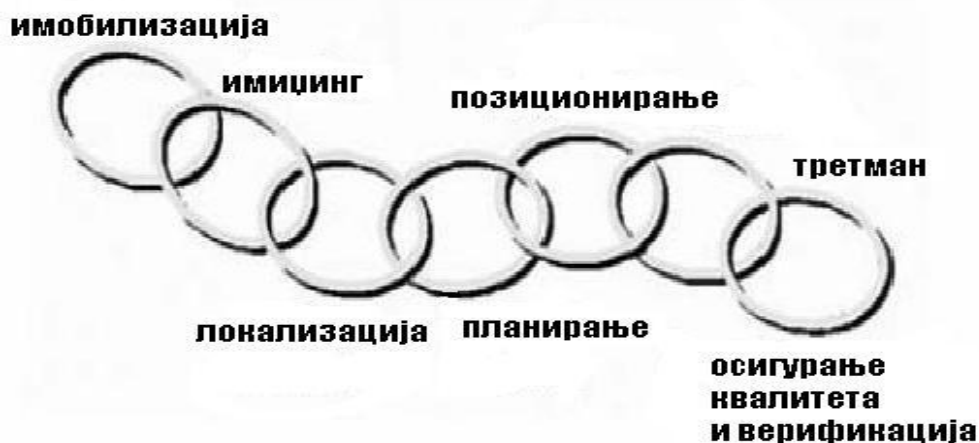
- *Дневне провере*
- *QA/QC пацијента*
- *Механичке провере линеарног акцелератора*

1. Увод

Радиотерапија је комплексан и мултидисциплинарни процес, који користи сложену оперему и процедуре. Састоји се из релативно великог броја засебних, али међусобно повезаних корака. Због тога је сваки од поступака који се предузима у било којем кораку, подједнако важан и пропуст или грешка начињена у неком од њих може значајно да утиче на крајњи исход терапије. Уопштено гледано, сваки корак се мора извести са тачношћу много бољом од 5% да би се постигла укупна тачност од 5 до 7%.

Обједињавање овако разноврсног низа медицинских и техничких дисциплина и процедура, уз употребу комплексних уређаја у терапији пацијената је још један од разлога који упућују на чињеницу да је у радиотерапији неопходно развити ефикасан и свеобухватан систем осигурања и контроле квалитета.

Основни процеси који се најчешће предузимају у радиотерапији подразумевају: имобилизацију пацијента, локализацију тумора, планирање радиотерапијског третмана, позиционирање пацијента, третман и коначно, осигурање квалитета и проверу третмана.



Сл.1. Основни процеси у радиотерапији

Сваки од наведених процеса се састоји из низа корака и сваки од њих је подложен грешци. Важно је нагласити да су сви наведени процеси међуобно зависни, што додатно утиче на потребу да се сваки од њих изведе са најмањом могућом грешком.

Да би се ризик од грешке или пропуста свео на минимум неопходно је да се поступци у сваком кораку предузимају са највећом пажњом. Међутим, пажљивим радом није могуће избећи све потенцијалне грешке. Зато је потребно развити и доследно примењивати систем осигурања квалитета и верификације. Систем осигурања квалитета истовремено служи да олакша сарадњу специјалиста из разних области.

Без обзира да ли се ради о релативно једноставној или комплексној техници зрачења, свеобухватан систем осигурања квалитета је суштински важна компонента у процесу оптимизације клиничког исхода. Систем осигурања квалитета мора да покрије медицинска, физичко-техничка, али и организациона питања у радиотерапији. Стручност особља и ниво међусобне сарадње су врло важна основа за примену система осигурања квалитета.

Развој и доследна примена система осигурања квалитета је посебно важна када је реч о прогресу. Савладавање и безбедно примењивање нових, напреднијих, али истовремено и комплекснијих техника зрачења (конформалана и интензитетом модулисана радиотерапија) је практично не могуће без добро дефинисаног и изграђеног система осигурања квалитета.

На крају, систем осигурања квалитета у радиотерапији служи да се сваком пацијенту омогући најбољи могући третман, као и да се обезбеди континуирано побољшање квалитета у радиотерапији.

2. Дефиниције термина

Пре него што почнемо да расправљамо о захтевима система квалитета, прво је потребно да се поставне одређене дефиниције. Према WHO (1988) :

"Осигурање квалитета (Quality Assurance) се бави свим оним процедурама које обезбеђују конзистентност преписаног третмана и сигурно испуњење тог третмана што се тиче испоручене дозе на циљни волумен, заједно са минималним дозама на околна здрава ткива, минималном изложеношћу особља и адекватним праћењем пацијента у циљу утврђивања крајњег резултата лечења."

Ова дефиниција се заснива на општој дефиницији коју је усвојила Међународна организација за стандардизацију (ISO 1995) према којој се :

"Осигурање квалитета се дефинише као све оне планиране и систематске активности неопходне за обезбеђивање одговарајућег поверења да ће структура, систем или компонента задовољавајуће обављати свој део посла “, или ће задовољити дате захтеве за квалитет.

"Контрола квалитета (Quality Control) је регуларни процес кроз који се тренутни квалитета рада мери и пореди са постојећим стандардима , да би се на крају извршиле потребне мере зарад поновног довођења у складу са стандардом (ISO 1995), у случају да су примећена нека одступања од истог”.

Дакле, QC описује оперативне технике и активности које се користе да испуне услове за квалитет. Оне представљају део ширег програма осигурања квалитета и система.

Стандарди квалитета (Quality Standards) представљају скуп прихваћених критеријума према којима се квалитет може оцијенити.

Провера квалитета (Quality Audit) је независна провера програма обезбеђивања квалитета и контроле квалитета, идеално, извршене независне процедуре од стране независног лица које није одговорно за обављање контролних процедура, али је под надзором особа које то јесу.

Систем осигурања квалитета је свеобухватан програм осигурања квалитета који обезбеђује организациону структуру, одговорност, процедуре, процесе и средства за примену осигурања квалитета. Систем осигурања квалитета је у суштини управљачки систем. Предуслов за стварање система је да је квалитет услуге одређен као циљ и да стандарди квалитета већ постоје, да су дефинисани и да се примењују. Систем тада служи да се осигура поштовање тих стандарда, као и да то формално демонстрира. У смислу превентиве, систем треба са буде тако осмишљен да очекује да ће грешка бити учињена и да има механизме за идентификацију грешке пре него што би она могла да утиче на третман.

Пошто се поред осталог, бави и организационим питањима и у том смислу је шири појам од програма контроле квалитета, који се првенствено бави осигурањем квалитета у физичко – техничком смислу.

Програми контроле квалитета су једна од компоненти свеобухватног система осигурања квалитета. Програми се састоје из низа дефинисаних тестова и процедура које треба спроводити да би се остварила ефикасна контрола квалитета. Програми треба да садрже и учесталост спровођења тестова, критеријуме за предузимање акције, начин документовања и особље које је одговорно у одређеним ситуацијама. Програми контроле квалитета треба да су једноставни за увођење и каснију употребу, али истовремено и довољно детаљни и јасни.

Осигурање квалитета у радиотерапији подразумева све оне процедуре које обезбеђују доследност медицинске прескрипције и њено безбедно испуњење, у смислу дозе коју треба дати на циљану запремину уз истовремено давање минималне дозе на нормално ткиво, уз минимално озрачивање особља и адекватно пређење пацијента у циљу одређивања резултата третмана.

Концепт осигурања квалитета у радиотерапији је шири од техничког одржавања и контроле квалитета апарата и опреме. Он обухвата све активности у једном радиотерапијском центру, на свим нивоима, практично од дана када пацијент први пут дође на преглед, до дана завршетка терапије и његовог одласка, када почиње период праћења здравственог стања пацијента.

Осигурање квалитета у радиотерапији захтева систематски приступ како у погледу постављања захтева и критеријума, тако и у погледу креирања процедура и протокола.

Осигурање квалитета у радиотерапији има за циљ да обезбеди што виши квалитет терапије за сваког пацијента, али и висок ниво безбедности за пацијента и особље. Важност осигурања квалитета у радиотерапији у смислу превентиве настанка грешке, ранијег уочавања начињене грешке или минимизације грешке је посебно очигледна када се има на уму да је потенцијална штета која може бити нанета пацијенту или особљу иреверзибилна и да је ефекат проузрокован грешком видљив често тек након одређеног временског периода.

Осигурање квалитета у радиотерапији омогућава поређење резултата између различитих центара, размену искустава и по потреби, наставак третмана пацијента у другом центру по истим стандардима.

Систем осигурања квалитета у радиотерапији подразумева све поступке који су неопходни да би се радиотерапијски третман квалитетно и безбедно спровео. Систем осигурања квалитета служи постизању крајњег циља – константног и значајног напретка у терапијским резултатима.

Систем треба да обезбеди да су сви важни аспекти у осигурања квалитета дефинисани, документовани, исправно схваћени и примењени у пракси. Истовремено, треба да обезбеди да ниједна процедура у осигурања квалитета није пропуштена и треба да омогући да процедуре буду међусобно повезане. Треба да смањи било какве нејасноће по питању одговорности и задатака и да побољша сараду између разних група професионалаца који учествују у процесу радиотерапије.

Систем осигурања квалитета у радиотерапији треба да покрива све аспекте радиотерапијског процеса: *услуге* (нпр. заказивање, прикупљање битних података, успостављање дијагнозе, оцртавање запремине од интереса, планирање терапије, спровођење третмана, праћење после третмана), *производе* (нпр. индивидуално прилагођени блокови, средства за имобилизацију, компензатори), *апарате и опрему* (нпр. симулатор, ЦТ, терапијска машина, уређаји и опрема за дозиметрију), *документовање* свих корака (успостављање дијагнозе, планирања, спровођење третмана и праћење стања након терапије)

Циљ за увођење и развој ових процедура у радиотерапији јесте да унапреди производњу и одржава доследност и континуитет квалитета лечења. Општи циљ пројекта је да се осигурају клинички захтеви за квалитет радиотерапије, да се постигне оптималан третман у погледу максималне контроле тумора, док се у исто време повреде нормалног ткива одржавају у клинички прихватљивом нивоу. Као један део овог

пројекта јесте да приликом имплементације програма осигурања квалитета смањују грешке и несреће.

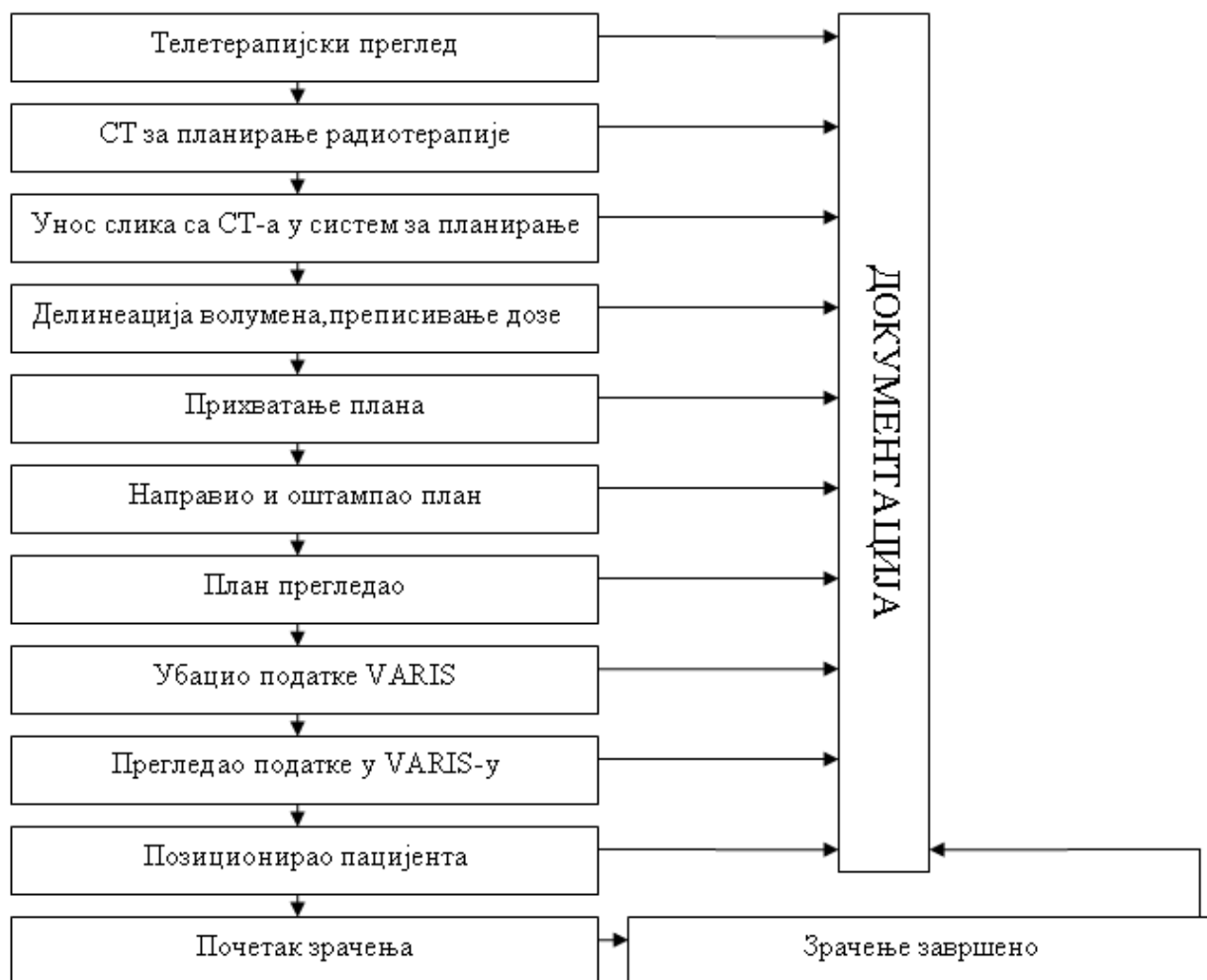
3. Потребни елементи система квалитета

Систематски приступ за осигурање квалитета захтева следеће елементе:

- Јасно дефинисање одговорности
- Документоване процедуре
- Тачно вођење евиденције
- Контрола система кварова
- Интерна и екстерна ревизија процедура
- Сталне потребе за обуком

ESTRO (Leer et al. 1999) је објавио водич за примену система квалитета заснован на захтевима ИСО9000: 1994 система квалитета (ИСО 1994). Овај стандард квалитета је замењен ИСО9000: 2000 стандардом (ИСО 2000) који смањује захтеве за обимном документацијом и уводи додатне услове за постизање сталног побољшања. Нови стандард захтева да се цео процес терапије треба узети у обзир, али дозвољава већи степен слободе када је у питању потребна документација.

У пракси се најбоље показала примена графикона који садржи етапе у поцесу лечењу пацијента, те примена истог као основа за увођење контроле квалитета на свакој етапи које поуздано указују да је сваки предузети корак прецизно завршен. То је сажето на слици 2.



Сл. 2. Етапе радиотерапије

4. Процедуре контроле квалитета

Систем осигурања квалитета захтева QC процедуре са којима можемо гарантовати да ће сва опрема и сви процеси бити у складу са прописаним спецификацијама. Постоји веома велики број таквих поступака који су нам на располагању. Од посебно користи су ААРМ извештај од Радне групе 23, 40 и 45 (ААРМ 1994а, 1994б; ААРМ 1995, респективно), као и публикација IEC 976 (IEC 1989) и IPEM извештај 81 (IPEM 1999).

Мора се нагласити да ови извештаји не би требало да буде третирана као књиге рецепата за обављање QC програма којих се морамо стриктно држати. Уместо тога, они пружају одређени степен слободе према којем се здравствене институције могу прилагођавати. Другим речима, процедуре квалитета морају бити прилагођене

конкретним околностима, односно према врсти опреме и према техникама лечења које се налазе у употреби.

Основ за границу толеранција

За сваки параметар на којем се примењује контрола квалитета, неопходно је да се обезбеде адекватне границе толеранције. У овом случају, циљ нам је да се у радиотерапија постигне потребна клиничка тачност, као и да се одреде толеранције неопходне за процену ових захтева.

У неким ситуацијама, лимитирајући фактор не може бити потреба за клиничком тачношћу, него морамо прихватити тачност која је остварљива у датом тренутку. То се у овим областима сматра као стална борба за побољшање на коју треба да будемо концентрисани.

5. Мерна несигурност. Грешке мерења

Разлика између праве и стварне вредности назива се грешка мерења. Другим речима, грешка мерења је одступање измерене од праве вредности. Овај традиционални термин је несретно изабран, јер код лаика, који од експерта очекује „тачан резултат“, изазива утисак да се говори о нечем погрешном, неистинитом. Бољи термин је мерна несигурност. Сама дефиниција грешке као разлике праве и стварне вредности није увек продуктивна, јер када бисмо праву вредност знали, не би постојала потреба за мерењем, провере мерне апаратуре или провере поступка мерења.

У општем случају несигурност резултата мерења састоји се на неки начин од несигурности, грешака трију категорија чије разликовање није увек у потпуности могуће: омашки, систематских грешака и случајних грешака.

Под омашке или пропусте сврставамо грешке у правом смислу речи, које нису производ ограничења у мерној апаратури или мерној методи, него су субјективне, настају из непажње експериментатора или његовог неразумвања физичког процеса у току експеримента. Не могу се третирали као неизбежни резултат мерења, нити њихова елиминација подлеже некој прописаној процедури обраде података. Општи метод за спречавање и уклањање омашки је, наравно, повећана пажња експериментатора и његово што боље познавање и разумевање физичких процеса при мерењу.

Систематска грешка је такво одступање од праве вредности које има тенденцију сталног алгебарског предзнака, тј. уноси, мање или више сталну, или адитивну или суптрактиву

величину у резултат мерења. Она не доводи до расипања резултата мерења, па се у принципу не може одредити понављањем мерења под истим условима.

Један од извора систематских грешака је неузимање у обзир малих корекција резултата чији се износ не зна или се тешко може одредити, односно захтева извођење експеримента на вишем нивоу тачности. Други извор систематских грешака је неодржавање константности експерименталних услова у току мерења или приликом понављања мерења.

Приликом понављања мерења и под брижљиво одржаваним условима долази до расипања резултата мерења. Ови резултати се ипак гомилају око неке најбоње вредности. Разлика између вредности неког појединачног мерења и најбоље вредности добијене из више мерења представља случајну грешку, или случајну мерну несигурност. Узрок појаве случајних грешака је пробабилистички карактер физичких закона у ширем смислу. Зато се случајне грешке не могу потпуно елиминисати, а грубо их делимо на оне које се могу смањити и на оне чији је узрок инхерентна стохастичност.

5.1. Тачност и прецизност

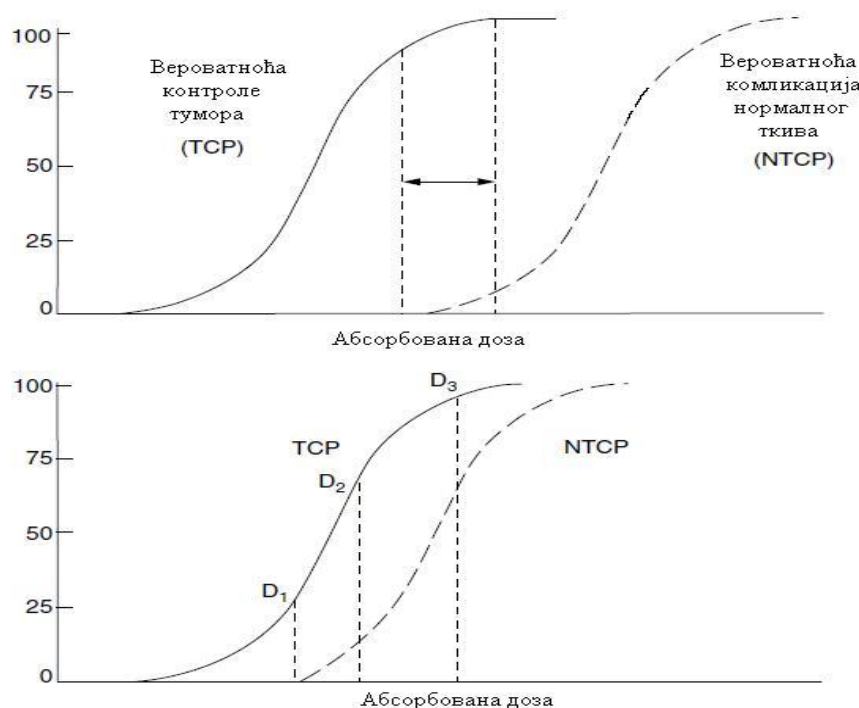
У свакодневној комуникацији узима се да су тачност и прецизност синоними, односно да је прецизан само страна реч за тачан. Ако усвојимо термин тачност као превод за *accuracy*, а термин прецизност за *precision*, можемо овим терминима приписати различито значење.

Под термином тачност подразумеваћемо меру колико је резултат мерења близу праве вредности, док ћемо под термином прецизност подразумевати меру колико је резултат мерења близу вредностима које се добијају понављањем мерења на исти начин, без позивања на праву вредност. Из ових дефиниција јасно је да је тачност обрнуто сразмерна систематској грешки, а прецизност обрнуто сразмерна случајној грешки.

6.Односи између прецизности и ефекта дозе

Две врсте односа доза су од значаја у било којој ситуацији радиотерапије, однос између дозе и контроле тумора и између дозе и компликација нормалног ткива. Сваки од њих има карактеристичну форму која је приказана на слици 2., изражен праг дозе, релативно стрми раст и засићење.

Најчешћа ситуација на коју се наилази у практичној радиотерапији јесте да се криве једним делом преклапају дуж осе на којој је апсорбована доза, међутим наша тежња је усмерена ка томе да се повећа вероватноћа контроле тумора, а да се истовремено компликације нормалног ткива одрже на прихватљивом нивоу.



Сл. 3. Криве које показују утицај дозе на контролу тумора и компликације здравог ткива. Криве су представљене као исте ради једноставности. Горња слика представља прихватљивију ситуацију у радиотерапији због међусобно веће удаљености TCP и NTCP криве. Доња слика представља мање прихватљивију ситуацију јер ни једна од тачака D₁, D₂, D₃ не испуњава захтев за високим TCP, а ниским NTCP.

Из приложеног општег примера је очигледно да ако је непоузданост приликом испоручивања дозе велика, онда је вероватноћа да се контрола над тумором смањи или у супротном да се учесталост компликација нормалног ткива повећа у зависности од правца одступања од наведених доза. Због тога услови клиничке тачности морају бити такви да нам обезбеде да одступања буду прихватљива, уз велику прецизност над стрмим делом криве.

6.1. ПОТРЕБНА тачност приликом испоруке апсорбоване дозе

Основни задатак једног озбиљног програма осигурања и контроле квалитета јесте да се обезбеде одређени услови исправности испоручене дозе радијационог зрачења ка пацијенту са што мањом могућом грешком. Схватајући озбиљност ове методе, данашња пракса нам препоручује опсег грешке који не би требало да прелази интервал од $\pm 5\%$. Према протоколу ICRU из 1976 године, дозвољени опсег је у границама од $\pm 5\%$ до $\pm 7\%$. Генерално гледано, крајња доза која се испоручује пацијенту из телетерапијских машина би требала да буде калибрисана тако да не прелази грешку од 2%.

Међутим, услови које је поставила ICRU из 1976 године су се касније показали као теже одрживи у пракси. У овом протоколу је највећи проблем предстаљало не јасно дефинисан појам мерне несигурности.

6.2. ПОТРЕБНА тачност приликом дистрибуције апсорбоване дозе

Поред утицаја тачности приликом испоручивања апсорбоване дозе, такође на крајњи исход лечења може да утичу варијације у дозној дистрибуцији унутар циљаног волумена. Brahme (1984) је размотрио ефеката различитих дистрибуција на униформном волумену тумора и утврдио је да је постигнута стандарна девијација расподеле дозе у распону од 3% до 5%. Комбиновање ових са несигуностима приликом испоруке дозе на тачно одређене тачке долазимо до закључка да тачност дозе за све остале тачке у датом волумену треба да буде око 4% до 6%. Као општу препоруку, вредност од 5% се може узети као оптимална.

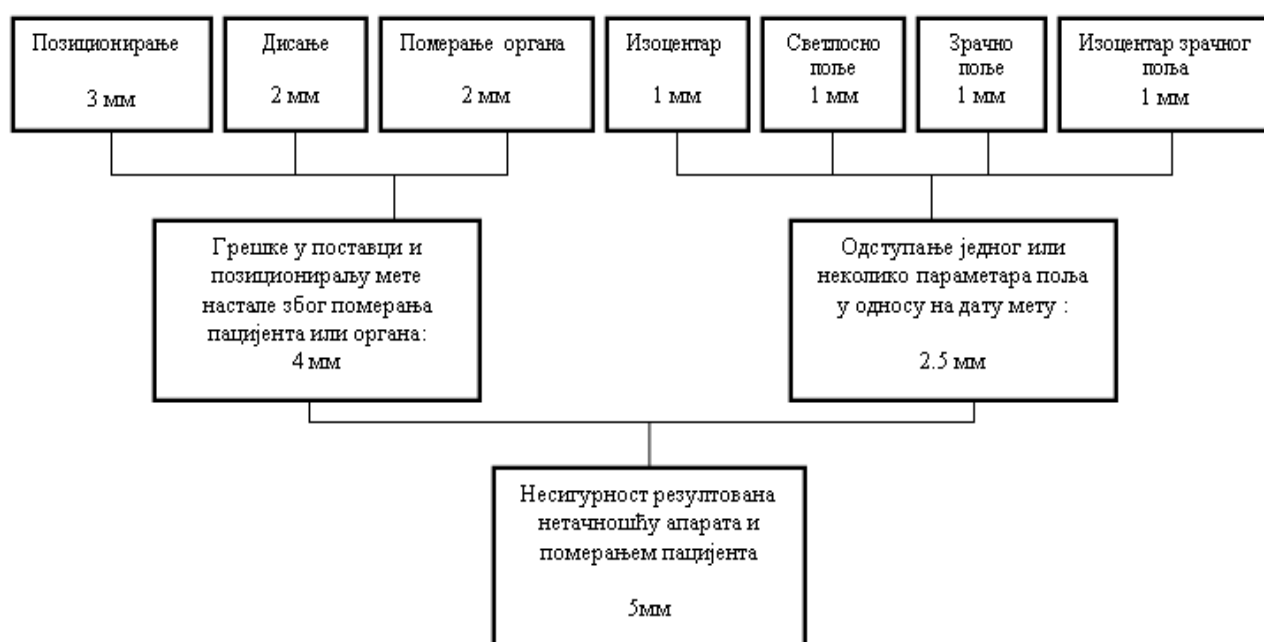
6.3. ПОТРЕБНА геометријске тачност у радиотерапији

Геометријске несигурности настају из различитих разлога. На ову врсту несигурности утичу карактеристике машина и њихове толеранције, померање пацијент или орган током терапије и промене облика ткива, органа које настају на пацијенту између два узастопна зрачења. Геометријски пропустити облика тумор-мета ће очигледно смањивати вероватноћу контроле тумора, док преклапањем поља са суседним нормалним структурама, посебно критичним органима, ће бити штетно у смислу каснијих компликација које се могу јавити. У пракси су дозвољене одговарајуће маргине око одређене мете приликом зрачења зарад тога да би се отклониле све предходне

недоумице, али је такође тешко пронаћи коначни податак о томе колико оне утичу на ефекте нетачности. Из тог разлога процене потребне тачности морају да се заснивају на студијама моделирања (Brahme et al. 1988).

Многе студије су спроведена када је компјутеризована томографија (СТ) уведена у радиотерапију како би се увидели утицаји коришћења СТ-а на локализација тумора у односу на конвенционалне методе (нпр. Badcock 1983, Dobbs 1983) и о утицају СТ-а или симулатор СТ-а на планирање третмана (нпр. Redpath 1988). Оне недвосмислено показују значајну предност коришћења СТ метода за одређивање маргина и за унос целог процеса планирања третмана, а такође могу да пруже информације о променама дозе и њеним варијацијама унутар циљног волумена због промена у одређивању тих волумена.

Процена потребне геометријске тачности најбоље се спроводи узимајући у обзир различите изворе несигурности, комбинујући их зарад добијања укупне вредности, као и коришћење практично најбољих остварљивих вредности као препоруку.



Сл. 4. Кумулативна геометријска несигурност у телетерапији. (AAPM Report 13, Physical aspect of quality assurance in radiotherapy, American Institute of Physics, New York 1984.)

По овом основу AAPM (1984) долази до одговара од 5 мм за геометријску несигурност, као што је приказано на слици.

7. ПРОГРАМ осигурања квалитета радиотерапијских апарата и опреме

Ефекат радиотерапије је директно пропорционалан са датом дозом јонизујућег зрачења. Ограничавајући фактор у том смислу је толеранција околног здравог ткива. Компликације изазване зрачењем здравих структура могу бити акутне или касне. Касне компликације су обично озбиљне и са тежим последицама.

Брз развој технологије у области радиотерапије доноси могућности за много прецизније озрачивање циљних волумена и апликовање виших доза зрачења. Самим тим би требало да порасте и вероватноћа излечења, односно вероватноћа за постизање локалне контроле болести. Међутим, предности које доноси технолошки развој не могу бити искоришћене уколико се радиотерапија не спроводи са високим нивоом прецизности и поузданости.

Једини начин да се то заиста постигне је уз доследну примену добро развијених програма осигурања квалитета апарата и опреме.

Циљ програма осигурања квалитета апарата и опреме је да обезбеде поштовање стандарда везаних за безбедност пацијента, особља и становништва уопште, као и поштовање стандарда који се тичу квалитета рада самих апарата и техничког одржавања током њиховог радног века.

Програми осигурања квалитета треба да обухвате :

1. Спецификацију опреме која садржи карактеристике, начин рада и дозвољена одступања. Произвођач треба да објасни како ће опрема коју нуди задовољити захтеве наведене у спецификацији, односно да ли са тим у вези постоје одређена ограничења
2. Пријем опреме и тестове прихватљивости (accepting testing), процес којим се проверава да ли испоручени апарат или опрема одговарају радним спецификацијама датим од стране произвођача, односно процес у којем произвођач треба да демонстрира да производ испуњава критеријуме које је корисник поставио у спецификацији
3. Рад који је потребан да би се одређени апарат довео у радно стање за клиничку употребу (commissioning)
4. Успостављање програма контроле квалитета апарата и опреме. Методе рада, учесталост тестирања, нови толеранције и нивои акције које се предузимају у програму контроле квалитета морају да обезбеде могућност праћења стања релевантних параметара апарата. Такође, треба да омогуће да се стање апарата одржава стабилним и сталним, у односу на стање које је забележено у тренутку пуштања апарата у рад. Сви

результати и све предузете акције морају бити пажљиво документовати. Програм контроле квалитета мора да се примењује на све дозиметре и на сву помоћну опрему и инструменте, на сва остала средства за тестирање и мерење

5. Успостављање програма превентивног одржавања
6. Успостављање система додатних тестова које треба радити након поправке апарата. Ови тестови би требали да обезбеде независност особља одговорног за поправку од особља одговорног за квалитет рада апарата
7. Развој система за документовање свих релевантних информација које се тичу апарата и опреме током њиховог радног века
8. Успостављање система обуке особља за рад са одређеним апаратом или опремом
9. Усклађивање са програмима осигурања квалитета пратеће опреме која се користи заједно са датим апаратом
10. Обезбеђивање безбедног расходања, односно одстрањивања опреме

7.1 МЕЂУНАРОДНЕ ПРЕПОРУКЕ

Приликом установљивања програма осигурања квалитета апарата и опреме у обзир треба узети постојеће националне и међународне препоруке о томе шта треба мерити, које методе се при томе користе и које су дозвољене толеранције. Треба користити недвосмислене дефиниције појмова који се користе у програму и те дефиниције треба да буду у складу са међународним препорукама. Такође, нивои толеранције и акције које треба предузети уколико је нека од мерених вредности премашила дозвољену границу треба да буду у сагласности са међународним стандардима.

Препоруке релевантних међународних институција и уружења се могу пронаћи у документима које издају: International Atomic Energy Agency (IAEA), American Association of Physicists in medicine (AAPM), European Society for Thrapeutic Radition Oncology (ESTRO), International Radiation Units and Measurements (ICRU), Institute of Physics and Engineering in medicine (IPEM), International Commission (IEC), World Healt Organization (WHO) и други.

7.2. КОНТРОЛА КВАЛИТЕТА ТЕЛЕТЕРАПИЈСКИХ АПАРАТА

Контрола квалитета телетерапијских апарата је тренутно најбоље развијен аспект контроле квалитета у радиотерапији. Препоруке и захтеви се могу наћи у многим издањима разних међународних институција и удружења. Методе, учесталост, нивои толеранције и нови акције треба да буду у складу са националним захтевима и препорукама, мада радиотерапијски центар може развити сопствене програме за контролу квалитета у циљу подизања нивоа услуга које пружа. Различити типови телетерапијских апарата захтевају различите програме контроле квалитета – програм треба да је прилагођен карактеристикама датог апарата, односно његовој намени. Основни циљ контроле квалитета телетерапијске машине је да се обезбеди да се њене радне карактеристике одржавају у стању које је врло блиско стању установљеном приликом пријема, односно пуштања у рад. Ово је суштински важно, јер ће се будући третмани планирати и спроводити управо на основу вредности измерених током наведених процеса.

Радне карактеристике машине су подложне наглим променама услед квара, али и промена насталих током дужег временског периода због постепеног старења саставних делова.

7.3. ПРОГРАМИ КОНТРОЛЕ КВАЛИТЕТА ТЕЛЕТЕРАПИЈСКИХ АПАРАТА

Програм контроле квалитета телетерапијских апарата треба да садржи:

1. Параметре које треба контролисати и тестове које треба спроводити
2. Опрему коју треба користити приликом тестирања
3. Геометриску поставку теста
4. Учесталост рада теста
5. Групу или појединце који изводе одређени тест, као и особе које су одговорне за супервизију, односно за предузимање корака уколико се појаве проблеми у току рада
6. Очекиване резултате
7. Нивое толеранције
8. Корак које треба предузети уколико се примети одступање веће од прихватљивог

Креирање програма контроле квалитета, као и његово спровођење је тимски рад у којем треба да учествују медицински физичар, дозиметриста, инжињери, лекари и радиолошки техничари, мада крајњу одговорност за програм контроле квалитета телетерапијских апарата треба да има један од медицинских физичара.

Програм контроле квалитета телетерапијских апарата треба да одреди хијерархију тестова у смислу учесталости, што зависи од реалне потребе да се неки тест предузмен као и од компелсности самог теста. Програм треба да буде прилагођен локалној ситуацији у радиотерапијском центру у смислу техничких могућности да се одређени тестови спроводе и у смислу располагања стручним особљем које би спроводило тестове. Такође, потребно је направити распоред рада тестова којим би се у што је могуће мањој мери реметио дневни третман пацијента.

Програм контроле квалитета треба да осигура поштовање бар минимума захтева. При томе би минимални програм контроле квалитета могао да буде онај у којем се тестови спроводе са мањом учесталošћу, али никако онај који би имао шире нивое толеранције или нивое акције.

Технике мерења које се користе приликом спровођења контроле квалитета треба да буду једноставне, брзе и репродуцибилне.

7.4. *ВРСТЕ ТЕСТОВА*

Програм контроле квалитета за телетерапијске апарате укључује тестове који најчешће проверавају константност одржавања механичко-геометријских параметара, константност у дозиметриском смислу и тестове за проверу функционалности безбедностних система.

Под контролом механичких, односно геометријских параметара се подразумева провера изоцентра машине, оптичког показатеља растојања, ласера, величине и положаја поља, провера слагања светлосног и зрачног поља, провера стабилности и покретања терапијског стола, провера стабилности гентрија и колиматора, као и исправност осталих делова терапијске опреме.

Дозиметриска контрола подразумева калибрацију зрачних снопова, проверу константности зрачног output-а машине, квалитета зрачног снопа и процентних дубинских доза, проверу карактеристика дозне расподеле зрачног снопа у смислу униформности, симетрије, равноће поља и полусенке, проверу промена зрачног output-а са величином поља, проверу утицаја различитих модификатора зрачног снопа на зрачни output и на расподелу дозе.

Иницијалне и касније периодичне калибрације зрачног снопа су критични моменти у укупном осигурању квалитета. Посебу пажњу треба посветити мерењу апсорбоване дозе, које би требало да буде спроведено у складу са препорукама неког од међународно признатих, модерних протокола. Протокол мора да се примењује доследно и у детеле, а за мерења треба користити јонизациону комору чија се калибрација може пратити до примарног националног стандарда. Врло је пожељна и независна провера калибрације зрачног снопа.

Контрола безбедностних система захтева проверу рада аутоматских механизма који служе да спрече рад апарата изван задатих параметара, односно у недозвољеном режиму рада, тзв. *interlock* системи, проверу прекидача за хитне случајеве и прекидача који контролују механичко покретање врата, проверу система за надзор пацијента за време терапије (камере и монитор), проверу система за избегавање судара терапијског стола и апарата у току третмана.

7.5. Прецизност, учесталост, ниво толеранције

Прецизност тестова – мерна несигурност мора бити мања од нивоа толеранције. Тестови треба да буду у стању да установе промене одређеног параметра које су мање од нивоа толеранције за тај параметар (тест треба да буде довољно прецизан, тако да нпр. две стандардне девијације приликом мерења одређеног параметра буду мање од нивоа акције).

Нивои толеранције – толеранција је максимално прихватљиво одступање измерене вредности физичке величине у односу на референтну. Толеранција може бити изражена као процентуално одступање или као просторно одступање. Укупна дозиметриска несигурност целокупног процеса у телетерапији не би требало да пређе $\pm 5\%$ и укупна просторна несигурност не би требало да буде већа од ± 5 мм. Ове вредности су усвојене као клинички прихватљиве и технички изводљиве. Поменуте вредности нивоа толеранције су добијене сабирањем квадрата толеранција за појединачне параметре телетерапијске машине. Према томе, нивои толеранције појединачних параметара треба да буду толики да квадратни корен из збира њихових квадрата не пређе горе наведена ограничења.

Новои толеранције представљају вредности које параметар или не сме да прекорачи, или које његова промена не сме да прекорачи. Уколико дође до прекорачења нивоа толеранције захтева се одређена акција. Акција може да буде или подешавање параметера, или у случају да је одступање врло мало- прихватање прекорачења, уз

одговарајуће документовање и пажљиво праћење понашања параметра у наредном периоду.

Ниво акције – је вредност одступања мерене од референтне вредности која је неприхватљива. Ако измерена вредност параметра који се тестира превазилази задати ниво акције за тај параметар клиничка употреба апарата се прекида и предузимају се акције којом ће се кориговати постојеће одступање.

Уколико је одступање од референтне вредности између нивоа толеранције и нивоа акције, физичар који је одговоран за програм контроле квалитета може да дозволи за наставак клиничког рада апарата до следеће прилике када ће поновити мерења. Ако и поновљено мерење показује исто, потребно је предузети радње за кориговање одступања.

За ниво акције се најчешће узима приближно довструка вредност нивоа толеранције, мада се за критичне параметре узима вредност која је ближа нивоу толеранције.

Учесталост тестова – тестови се најчешће деле на дневне, недељне, месечне и годишње, мада се одређени тестови могу спроводити и квартално.

Дневни тестови су намењени проверавању оних параметара који могу да доведу до озбиљне грешке у позиционирању пацијента – провера ласера, провера оптичког индикатора удаљености, провера величине светлосног поља, у дози зрачења која се даје пацијенту – провера константности зрачног output-а машине и у безбедности – провера interlock система и система за аудиовизуелни контакт са пацијентом.

Месечни тестови су намењени за проверавање параметара који имају мањи утицај на пацијента или код којих је вероватноћа за настанак одступања од жељене вредности у току од месец дана мања – нпр. коинциденција светлосно са зрачним пољем, равноћа и хомогеност поља, итд. Месечне провере се најчешће врше са прецизнијом опремом и самим тим се примењују строжији нивои толеранције. За годишње тестове важи иста логика као код месечних тестова.

Параметри који показују значајна одступања од референтних вредности треба да буду проверавани чешће (дневно или недељно). Такође, ако се пожљивом анализом у дужем временском периоду покаже да се одређени параметар не мења, или се мења врло мало, учесталост његовог тестирања може да се смањи. Међутим, врло је тешко рећи колико времена је довољно пратити одређени параметар да би се са сигурношћу могла проредити учесталост његове контрол. Обрнути случај је лако решити.

7.6. Програм контроле квалитета линеарних акцелератора

Медицински линеарни акцелератори су најраспрострањенији апарати у телетерапији. Модерни линеарни акцелератори су у све већој мери надгледани и контролисани помоћу рачунара што доприноси њиховој комплексности. Машине које контролише рачунар захтевају посебну пажњу у тестирању *interlock* система, тј. безбедносних система. С обзиром да се безбедностни системи разликују у зависности од којег произвођача долази долази линеарни акцелератор, за тестирање безбедносних система је најбоље прихватити сугестије и тестове које нуди произвођач.

На тржишту постоји већи број инструмената који су једноставни за употребу и помоћу којих се за релативно кратко време и истовремено може проверити неколико параметара. Они најчешће служе за рутинске контроле геометриских, механичких и зрачних параметара акцелератора. На пример, за свакодневну проверу зрачних параметара као што су: зрачни *output*, аксијална и трансверзална симетрија и равноћа зрачног поља, енергија снопа – може да се користи инструмент у којем се налази неколико јонизационих комора или чврстих детектора. Оваква инструмент се може калибрисати у односу на локални стандард, али то није обавезно у случајевима када се користи само за проверу стабилности величина које мери.

С обзиром да је прецизност поменутих инструмената најчешће нижа од калибрисаног мерног ланца са којим се раде месечне провере – јонизациона комора са електрометром, ниво толеранције за дневна мерења нпр. зрачног *output*-а може да буде и до 3%, док за месечна мерења ниво толеранције најчешће износи 1.5% до 2%. Дневне провере се раде у мање стриктно контролисаним условима и често без корекције на атмосферске услове, а не ретко и у ограниченом временском року. Рутинска дневна мерења са неким од комерцијалних инструмената најчешће иводи радиолошки техничар или дозиметриста, док месечна и годишња мерења треба да ради физичар користећи калибрисану јонизациону комору и електрометар.

Због свега наведеног, препоручује се да се за ниво акције код дневних провера зрачног *output*-а усвоји вредност од 5%. Уколико би измерена вредност одступала од стандарда за више од 5% требало би обуставити третман пацијента док се не установи и отклони разлог одступања. Ако је разлика измереног у односу на стандардни *output* између 3% и 5%, третман може да се настави, али физичар треба да буде обавештен о резултату теста. Његова је обавеза да у што краћем року истражи узорке који су довели до разлике и да их отклони у сарадњи са инжињером или особом задуженом

сервисирање. Важно је да физичар редовно прегледа резултате дневних контрола и да на тај начин прати промене у раду апарата.

Критичне параметре, као што су нпр. зрачни *output* машине и ласерски систем за позиционирање пацијента треба проверавати чешће од други, односно у интервалима који су релативно кратки у односу на типичну дужину трајања третмана.

У табели је дат списак тестова за линеарне акцелераторе који је настао по угледу на препоруке наведена у AAPM Report 46.

	Процедура	Толеранција
Учесталост	Дневне провере	
Безбедносни тест:		
	Врата	функционално
	Аудио-визуелна комуникација	функционално
	Монитор зрачења	функционално
Механички тест:		
	Ласери	2 мм
	Оптички показатељ растојања	2 мм
	Величина светлосног поља	2 мм
Дозиметријски тест:		
	Константност зрачног output-а фотонског снопа	2%
	Константност зрачног output-а електронског снопа	2%
	Константност трансферзалне симетрије фотонског снопа	3%
	Константност аксијалне симетрије фотонског снопа	3%
	Константност трансферзалне симетрије електронског снопа	3%
	Константност аксијалне симетрије електронског снопа	3%
	Константност равноће фотонског снопа	3%
	Константност равноће електронског снопа	3%
	Константност енергије фотонског снопа	3%
	Константност енергије електронског снопа	3%

*Програм контроле квалитета за линеарне акцелераторе на Институту за Онкологију у
Сремској Каменици*

Месечна провера (апсолутна дозиметрија)		
Механички тест:		
	Контрола механичког изоцентра	2 мм
	Контрола ласера	2 мм
	Провера померања терапијског стола у правцу Y осе	2 мм
	Провера померања терапијског стола у правцу Z осе	2 мм
	Индикатор удаљености	2 мм
	Контрола колиматора	2 мм
	Контрола индикатора величине светлосног поља	2 мм
	Тест стабилности колиматора и гентрија	2 мм
	Контрола центра X зрачења	2 мм
	Контрола поклапања оптичког са зрачним пољем	2 мм
	Контрола угаоних индикатора	0.5°
Дозиметриски тест:		
	Константност зрачног output-а фотонског снопа	1.5 %
	Константност зрачног output-а електронског снопа	1.5 %
	Константност трансферзалне симетрије фотонског снопа	3 %
	Константност аксијалне симетрије фотонског снопа	3 %
	константност трансферзалне симетрије електронског снопа	3 %
	Константност аксијалне симетрије електронског снопа	3 %
	Константност равноће фотонског снопа	3 %
	Константност равноће електронског снопа	3 %
	Константност енергије фотонског снопа	3 %
	Константност енергије електронског снопа	3 %
Квартално или након инервенције на глави апарата (релативна дозиметрија)		
	Константност дозиметријских параметара дуж централне осе снопа фотонског поља	1.5 %
	Константност дозиметријских параметара дуж централне осе снопа електронског поља	1.5 %

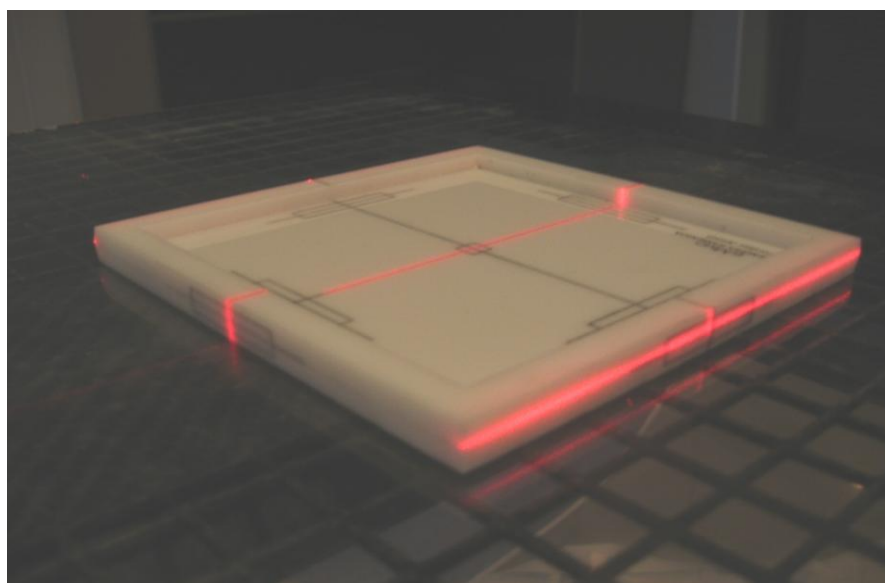
*Програм контроле квалитета за линеарне акцелераторе на Институту за Онкологију у
Сремској Каменици*

Годишње		
Дозиметриски тест:		
Константност зрачног output-а фотонског снопа		1.5 %
Константност зрачног output-а електронског снопа		1.5 %
Зависност зрачног output-а фотонског снопа од величине поља		2 %
Константност output фактора за електронске апликаторе		2 %
Константност дозиметриских параметара дуж централне осе фотонског снопа		2 %
Константност дозиметриских параметара дуж централне осе електронског снопа		2 %
Константност фактора ван централне осе снопа (off-axis factors) фотонског снопа		2 %
Константност фактора ван централне осе снопа (off-axis factors) електронског снопа		2 %
Константност трансмисионих фактора за све додатке		2 %
Константност трансмисионих фактора клинова		2 %
Линеарност мониторинг коморе		1 %
Константност зрачног output-а фотонског снопа у зависности од угла главе апарата		2 %
Константност зрачног output-а електронског снопа у зависности од угла главе апарата		2 %
Константност фактора ван централне осе снопа (off-axis factors) фотонског снопа у зависности од угла главе апарата		2 %
Константност фактора ван централне осе снопа (off-axis factors) електронског снопа у зависности од угла главе апарата		2 %
Механички тест:		
Величина изоцентра на основу ротације главе апарата		2 мм пречник
Величина изоцентра на основу ротације апарата		2 мм пречник
Величина изоцентра на основу ротације стола		2 мм пречник
Слагање оса ротације апарата, главе апарата и стола са изоцентром		2 мм пречник
Слагање зрачног и механичког изоцентра		2 мм пречник
Угибање врха стола		2 мм

*Програм контроле квалитета за линеарне акцелераторе на Институту за Онкологију у
Сремској Каменици*

7.7. Процедура за дневне механичке провере

Дневне механичке провере се врше на Институту за онкологију у Сремској Каменици скоро свакодневно. Процедура је веома једноставна и не одузима у просеку више од пар минута по апарату. Овај тип провера се обавља помоћу једноставног фантома на којем су видљиво исцртане границе толеранција помоћу којих се проверавају одступања ласера, оптичког индикатора удаљености и величине светлосног поља.



Сл.5. Изглед фантома за дневне провере

Поступак дневне механичке контроле се спроводи кроз низ следећих корака:

1. Прво је потребно отворити колимацију поља на 10 x 10 cm
2. Гентри треба да буде у позицији од 0 °
3. Фантом се тада поставља на дисанци $SSD = 100\text{ cm}$
4. Исоцента се тада налази на пресеку централног крста фантома
5. Кончанице ретикла треба да се поклопе са централним крстом фантома
6. Проверимо одступање светлосног светлосног поља на горњој површини фантома и ласера у односу на видљиве границе на бочним странама фантома

Приликом завршетка дневних механичких провера, уколико су примећена нека одступања, радиолошки техничар је обавезан да о томе обавести надлежног медицинског физичара.

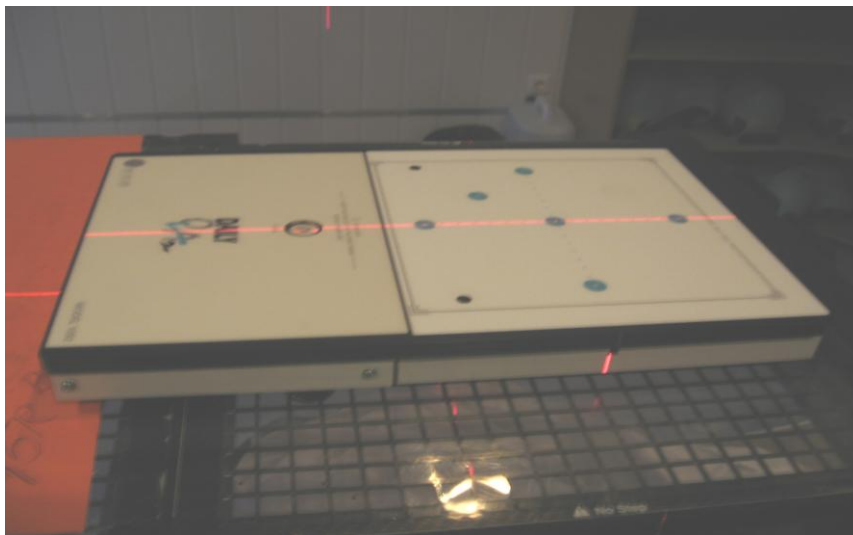
Након извршених дневних провера, радиолошки техничари су дужни да ураде и безбедносте тестове. Ови тестови обухватају проверу врата бункера, монитора зрачења као и аудио визуелну комуникацију. Функционалност поменутих, проверава се једноставним пуштањем у рад.

7.8. Процедура за дневни дозиметриски тест

Дневни дозиметриски тестови се раде помоћу Sun Nuclear „Daily QA Check“, у чијем се саставу налази неколико јонизационих комора помоћу којих можемо да проверавамо одређене параметре који су нам од интереса.

Поступак за дневни дозиметриски тест је следећи:

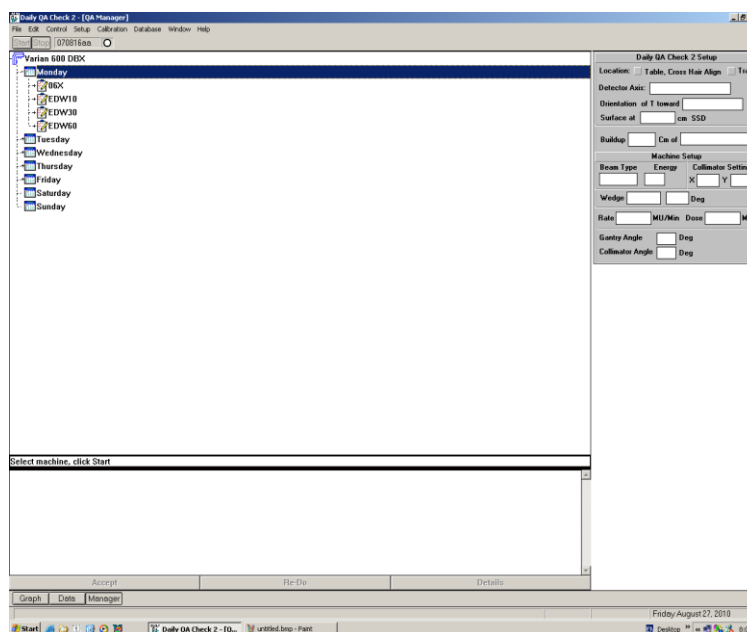
1. Апарат се постави у положај гетрија од 0° , а такође се уради и са колимацијом. Терапијски сто треба поставити у положај $Z = 0$
2. Поставимо инструмент на терапијски сто, тако да ознака „Т“ буде окренута ка апарату



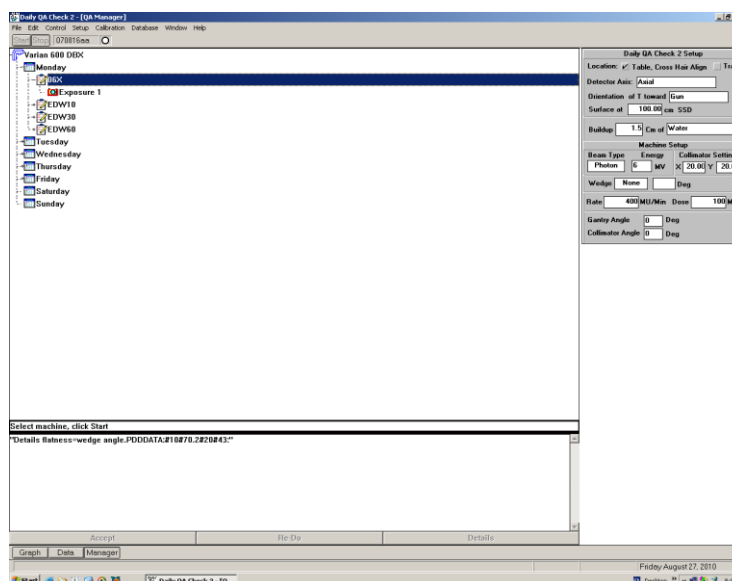
Сл.6. Фантом за дневне провере

3. Подесимо висину стола тако да горња површина инструмента буде на $SSD = 100\text{cm}$
4. Поставимо инструмент у водоравни положај помоћу завртања и либеле

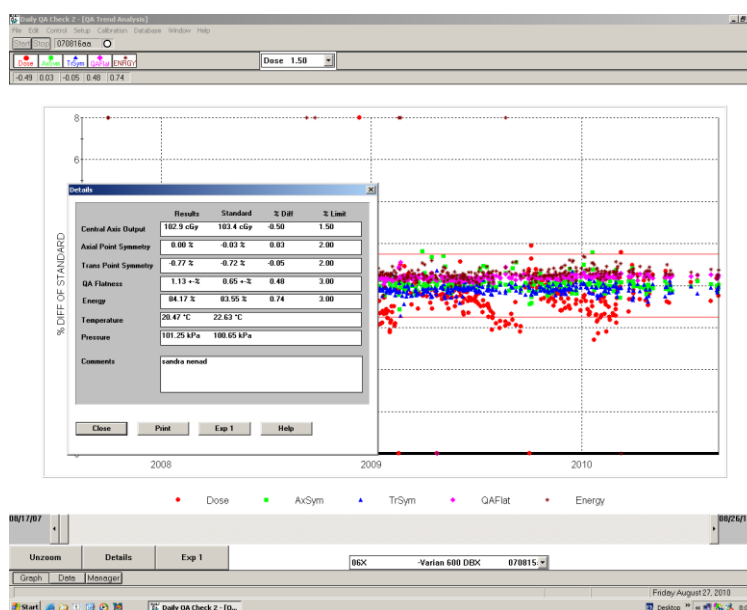
5. Отворимо поље 20 x 20 цм и центрирамо инструмент тако да се светлосно поље и квадрат на инструменту што тачније поклопе
6. Повежемо други део кабела са контролном јединицом. Један крај серијског кабела повежемо са контролном јединицом, а други са рачунаром.
7. Укључимо рачунар и покренемо програм за дневну контролу
8. Сачекамо док програм препозна серијски број прикљученог инструмента
9. Из главног менија изаберемо апарат на којем радимо мерења
10. Изаберемо дан када вршимо мерења



11. Изаберемо енергију за коју се раде мерења



12. Изаберемо „Exposure 1“ и на десној страни екрана погледамо услове мерења.
Уколико је потребно, додајемо енергетски build-up. Ако се ради о електронима, додајемо тубус са отвором 20 x 20 цм
13. Притиснемо „START“ и озрачимо инструмент са 100 MJ
14. Када завршимо мерења, притиснемо „STOP“ и сачекамо да добијемо резултате
15. Уколико је резултат мерења у границама толеранције у односу на стандард, показаће се зелени индикатор. Изаберемо „Details“ и одштампамо резултате



16. Изађемо из прозора „Details“, затим изаберемо „Асерт“. Наставимо са предвиђеним мерењима, пошев од корака 11.. уколико су сви следећи резултати у грамицама толеранције, резултате одштампамо, а затим изађемо из програма
17. Уколико је резултат мерења ван границе толеранције показаће се црвени индикатор. Тада проверимо поставку и поновимо мерење
18. Ако је одступање и даље веће од толеранције, односно показује црвени индикатор, изаберемо „Details“ и позовемо надлежног физичара.

7.9. Месечни тестови

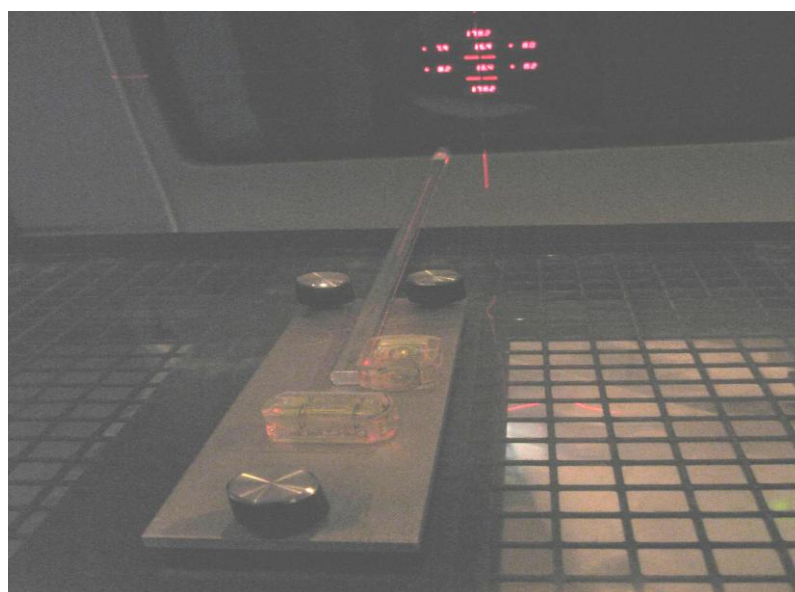
7.9.1. Процедура за механичке провере изоцентра

Савремене мегаволтажне машине су у принципу све изоцентричне. Циљ овог приступа изградње је заснован на томе да осе ротације колиматора, гентрија и терапијског стола пролазе кроз једну тачку која се назива изоцентар. Због механичких ограничења, овај циљ није у потпуности остварљив тако да се изоцентар дефинише као центар сфере коју формирају оса ротације колиматора, гентрија и терапијског стола. Дијаметар те сфере (изосфере) дефинише величину изоцентра. Позиција изоцентра се у главном одређује оптички помоћу два или више ортогонална ласера, који су тако постављени да показују центара изосфере.

Приликом планирања терапије, циљ нам је да поставимо центар зрачног волумена пацијента у позицију изоцентра. Ако се том приликом колиматор, гентри и терапијски сто ротирају око те тачке, зрачни сноп тада можемо да поставимо на различите начине тако да ће центар зрачног снопа увек пролазити кроз центар зрачног волумена. Ово недвомислено показује колико је потребно водити рачуна о контроли механичког изоцентра апарата.

Током провере механичког изоцентра треба урадити следеће:

1. Колиматор и гентри поставимо у позицију од 0°
2. Фантом поставимо у смеру X осе (погледати додатак)



Сл.7. Фнатом за проверу изоцентра

Када смо фантом поставили у дати положај треба урадити следеће:

1. Када је гентри у позицији 0° , тада центар фантома треба да буде у центру оптичког поља ($x = 0, y = 0$)
2. Када је гентри у позицији 90° , тада центар фантома треба да буде у центру оптичког поља ($z = 0$)
3. Ако су задовољене поставке из предходне две тачке, гентри тада треба поставити у позиције од 270° и 180°
4. У случају да се одступања примете морају се записати, а ако су ван граница толеранције треба обавестити медицинског физичара

7.9.2. Процедура за проверу ласера

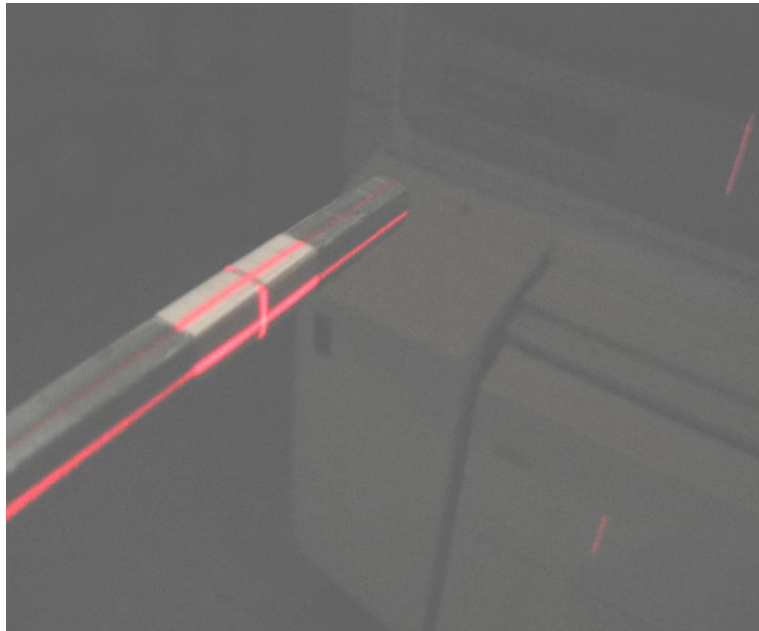
Ласери су веома корисна средства која се користе за позиционирање пацијената у радиотерапији. Они се користе током конвенционалне или комјутеризоване томографске симулације, тако да се уз помоћ њих постављају маркације на кожу пацијента или на имобилизационо средство у циљу да би се симулациона геометрија могла репродуковати у соби за где се спроводи третман зрачења.

Стална унапређења у радијационој технологији, посебно у комформалном и интензитетом-модулисаном третману, постаљају веће захтеве приликом позиционирања пацијента.

Аутори протокола за обезбеђивање квалитета AAPM TG-40 су препознали тешкоћу за прецизног постављања ласера у изоцентар, тако да су дозволили ниво толеранције од 2 мм. Померање ласера настаје као резултат температурних промена, вибрација, и осталих фактора који могу да утичу на уску толеранцију, посебно код гасних ласера. Међутим, грешка од 2 мм у соби за третман пацијента и иста таква грешка у соби за симулацију могу да доведу до танке грани између зрачног волумена и ограна од ризика.

Да би се обезбедило минимално одступање, потребно је урадити следеће:

1. Гентри и колиматор апарата поставимо на позицију 0°
2. Фантом из предходне провере не померемо
3. На терапијском столу уључимо ласере
4. Проверимо да ли постоје одступања код сва три ласера



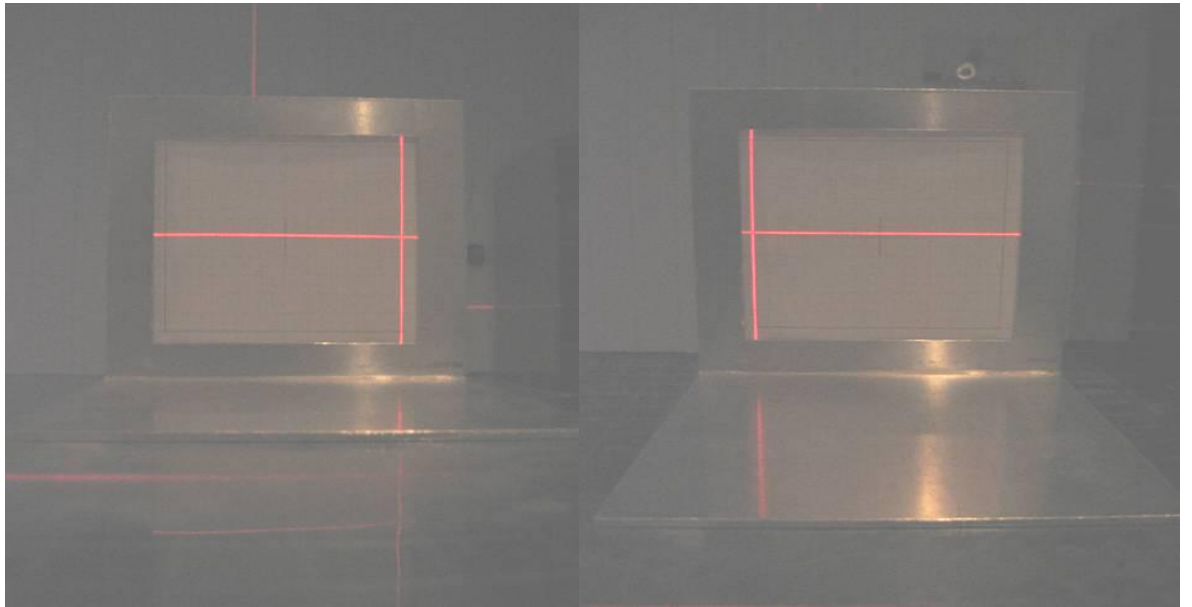
Сл.8. Провера ласера

7.9.3. Процедура за проверу померања стола

Приликом велике изложености и оптерећењима, настала од великог броја пацијента, терапијски сто може да претрпи одређене дефекте који могу та утичу на крајњи исход радиотерапије. Код терапијских столова је неопходно проверавати подударање дигиталног читавања, које услед дефекта може да буде не тачно, и независног читавања фантома.

Овакве провере се врше на следећи начин:

1. На терапијски сто поставимо семитранспарентну фолију
2. Центар фолије мора бити у изоцентру
3. Терапијски сто померамо у правцу у-осе за ± 200 мм и читамо одговарајуће координате
4. То исто урадимо и за z-осу



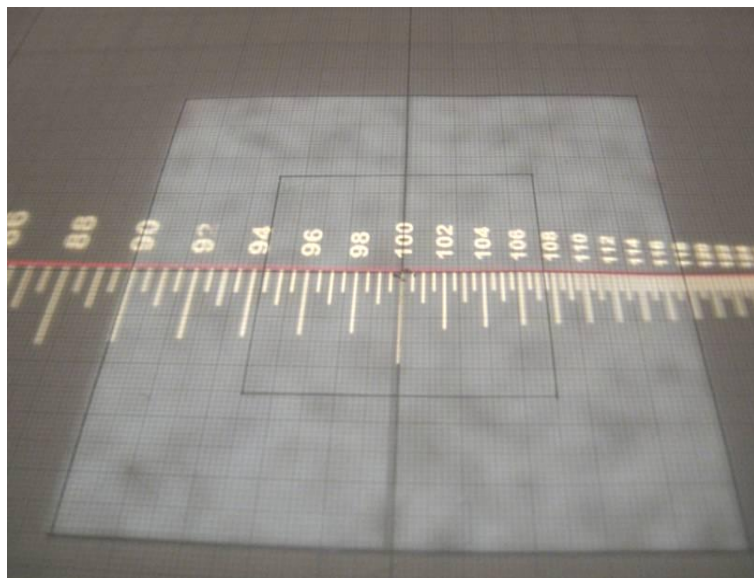
Сл.9. Фантом за проверу померања терапијског стола

7.9.4. Процедура за проверу SSD индикатора

Source Skin Distance (SSD) индикатор је још један од геометриских параметара које треба контролисати. Он представља оптички индикатор помоћу којег проверавамо удаљеност површине коже пацијента у односу на извор. Међутим, овај индикатор се не може контролисати, тј. схватити као независан због тога што на њега утичу померање стола и сама геометрија главе апарата.

Поступак за проверу:

1. На терапијски сто поставимо милиметарску хартију
2. При положају стола $z = 0$, читамо оптички мерач удаљености
3. Ово урадимо и за $SSD=120\text{ cm}$



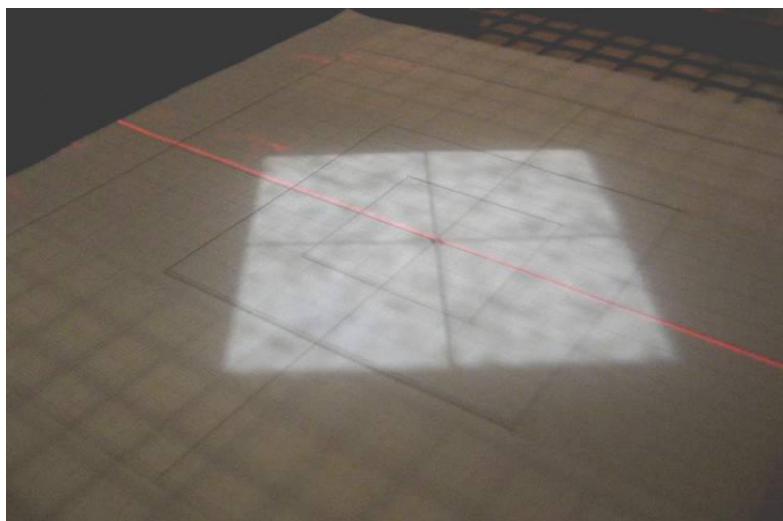
Сл.10. Провера оптичког индикатора

7.9.5. Процедура за проверу колиматора и величине оптичког поља

У конвенционалној телетерапији се поред индикатора удаљености користе и светлосна поља приликом позиционирања пацијента. Том приликом, светлосно поље нам пружа увид у положај и величину зрачног поља.

Поступак за проверу колиматора и величине поља :

1. Гентри и колиматор поставимо у положај од 0°
2. На милиметарској хартији исцртамо величине поља 5x5, 10x10 и 20x20
3. Светлосно поље поставимо да буде 10x10, колиматор ротирамо у позиције од 90° и 270° и проверимо да ли је дошло до одступања од исцртаног поља
4. Светлосно поље контролишемо тако што проверавамо да ли је дошло до одступања између исцртаних поља и поља која су на индикатору



Сл.11. Провера колиматора и величине поља

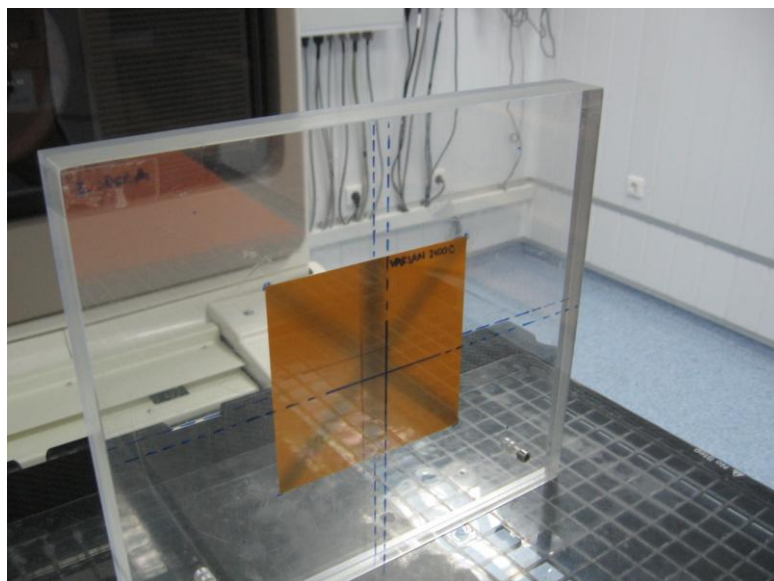
7.9.6. Контрола центра X зрачења

За проверу центра X зрачења постоје две методе, а то су метода *звезде* и метода *Winston-Lutz*. Због своје једноставности и репродуцибилности, метода *звезде* је више заступљена у радиолошкој пракси.

Код ове методе, радиографски филм се поставља између две, вертикално постављене, ПММА плоче (познате као Перспекс или Луцит). Овом приликом треба обезбедити такву поставку, да центар радиографског филма буде у изоцентру акцелетарота. Након тога можемо да озрачимо филм и да на самом филму утврдимо да ли је дошло до одступања у положају изоцентра акцелератора.

Поступак провере:

1. Гентри и колиматор су у позицији 0°
2. Величину поља поставимо тако да је $x = 20\text{cm}$, а $y = 1\text{cm}$
3. Озрачимо филм са 200 MJ у позицијама гентрија од 0° , 135° и 225°
4. Проверимо центар X зрачења



Сл.12. Провера зрачног изоцентра

7.9.7. Контрола угаоних индикатора

Провера угаоних индикатора колимације и гентрија се врше помоћу дигиталне либеле. Либелу једностано поставимо на генти и вршимо ротацију, а прилоком тога поредимо углове које либела очитава и које на показује угаони индикатор. Исти поступак спроводимо и за колимацију, само што у том случају либелу поставимо на колиматор.



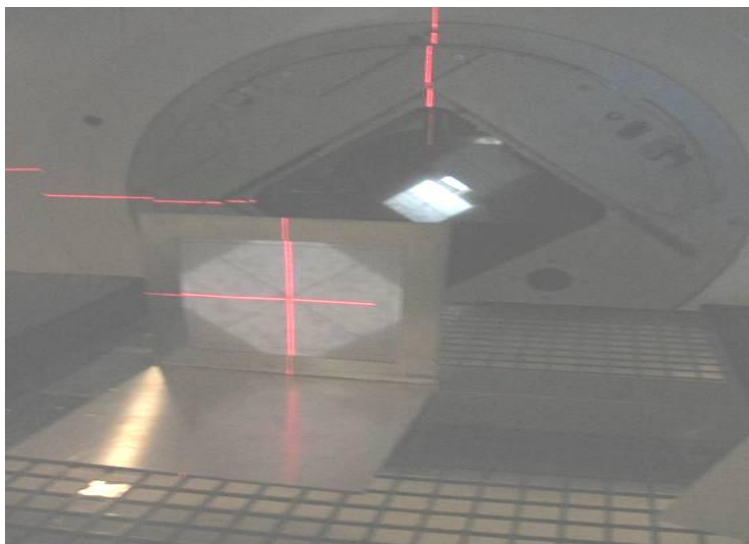
Сл.13. Контрола угаоних индикатора гентрија и колиматора

7.9.8. Контрола стабилности гентрија

Током радиотерапијског третмана долази до дискретног померање гентрија и колиматора у односу на позицију пацијента. Ово механичко померање може да после одређеног временског периода изазове одступања у оси ротације гентрија које настаје као последица замора материјала.

Да би се тестирала стабилност гентрија, треба урадити следеће:

1. Гентри поставити у позицију од 90°
2. Светлосно поље 10×10 треба да се поклопи са пољем 10×10 на семитранспарентном фантому
3. Гентри заротирамо у позицију од 270° и проверимо одступања



Сл. 14. Фантом за проверу стабилности гентрија

8. Закључак

Грешке у радиотерапији је немогуће избећи. Међутим, коришћењем свеобухватног, организованог и примењивог система за осигурање и контролу квалитета је могуће број тих грешака свести на најмањи .

Медицински физичари су одговорни за развој и усклађивање контроле квалитета, као и за стварање свести и правилног мишљења о значају њеног унапређења која за свој крајњи резултат има квалитетно лечење и позитиван исход третмана.

9. ЛИТЕРАТУРА

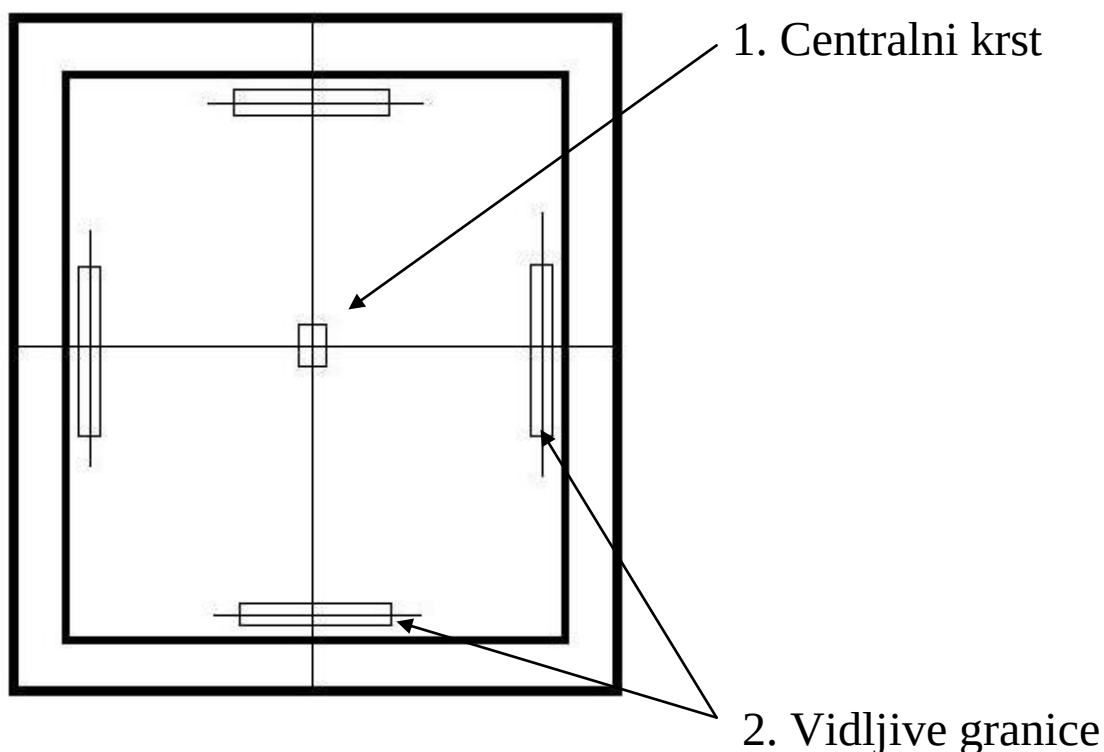
- [1] „Handbook of Radiotherapy Physics – Theory and Practice“, P. Mayles, A. Nahum, J.C. Rosenwald , Taylor & Francis, New York 2007
- [2] „Practical Guidelines for the Implementation of a Quality Sistem in Radiotherapy“, J.W.H. Leer, A.L. McKenzie, Project of the ESTRO Quality Assurance Committe 1991
- [3] American Association of Physicist in Medicine, „Comprehensive QA for radiation oncology: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40“, 1994
- [4] Chapter 12, Quality Assurance of External beam Radiotherapy, D.I. Thwaites
- [5] „Laser modification to an X ray collimator“, Galkin Bm, Vogel HB, Mc Ardle GH.. Med. Phys.
- [6] International Commission on Radiation Units and Measuremnts (ICRU), „Prescribing, recording, and reporting photon beam therapy“, ICRU Report 50, ICRU, Bethesda, Maryland, U.S.A. 1993.
- [7] International Commission on Radiation Units and Measuremnts (ICRU), „Prescribing, recording, and reporting photon beam therapy (Supplement to ICRU Report 50), ICRU Report 62, ICRU, Bethesda, Maryland, U.S.A. (1999)
- [8] American Association of Physicists in Medicine (AAPM) , Report 47 , „AAPM Code of Practice for Radiotheray Accelerators“ (Reprinted from Medical Physics, Vol.21, Issue 7) Radiation Therapy Task Group #45, 37 pp., U.S.A. (1994)
- [9] A multimedia introduction to methods and techniques „3D Conformal Radiation Therapy“, Springer Verlag Berlin Heidelberg New York , Editors: Wolfgang Schlegel and Andreas Mahr, Heidelberg, Germany
- [10] Јарослав Сливка, Мира Терзић, Обрада резултата физичких мерења, Универзитет у Новом Саду, 1995.
- [11] www.aapm.org

DNEVNA PROVERA VELIČINE POLJA I POLOŽAJA LASERA

Postavka fantoma :

- Otvoriti kolimaciju polja na 10 x 10 cm
- Gentry treba da je u poziciji od 0°
- Fantom postaviti na distancu SSD = 100 cm
- Izocentar se nalazi na preseku centralnog krsta fantoma
- Končаницe retikla treba da se poklope sa centralnim krstom fantoma
- Proveriti odstupanja svetlosnog polja na gornjoj površini fantoma i lasera u odnosu na vidljive granice na bočnim stranicama fantoma

Radiološki tehničar je dužan da obavesti fizičara ukoliko su odstupanja veća od propisanih granica.



Ime i prezime pacijenta: _____

BIRPIS ID _____ VARIS ID _____

	Datum	Potpis
1.Teleterapijski pregled	_____	_____
CT za planiranje konformalne radioterapije (DR)	_____	_____
CT za planiranje konformalne radioterapije (RT)	_____	_____
Unos slika sa CT-a u sistem za planiranje (FIZ)	_____	_____
Delineacija volumena i prepisivanje doze (DR)	_____	_____
Prihvatanje plana lekara (DR)	_____	_____
Prihvatanje plana lekara (FIZ)	_____	_____
Napravio i odštampao plan (FIZ)	_____	_____
Pregledao plan (DR)	_____	_____
Pregledao plan (FIZ)	_____	_____
Ubacio podatke u Varis (FIZ)	_____	_____
Pregledao podatke u Varisu (FIZ)	_____	_____
2.Teleterapijski pregled (DR)	_____	_____
Pozicionirao pacijenta (DR)	_____	_____
Pozicionirao pacijenta (FIZ)	_____	_____
Pozicionirao pacijenta (RT)	_____	_____
Početak zračenja (RT)	_____	_____
Zračenje završeno (RT)	_____	_____

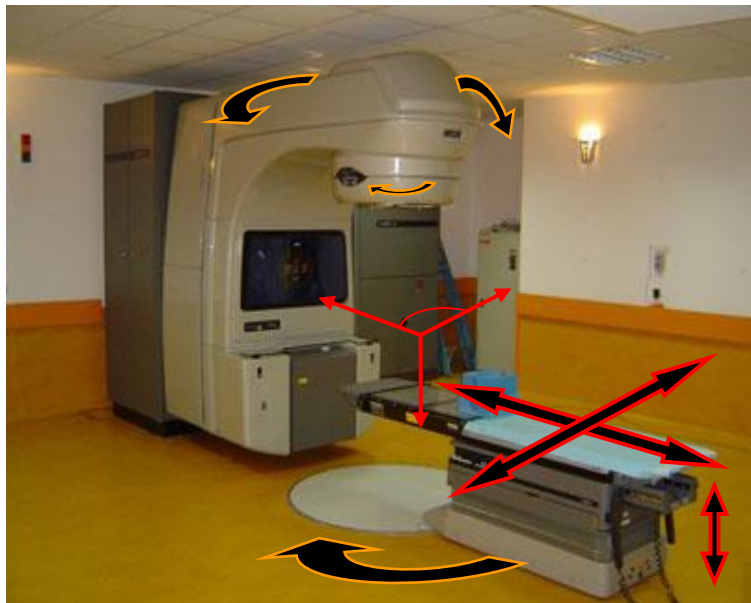
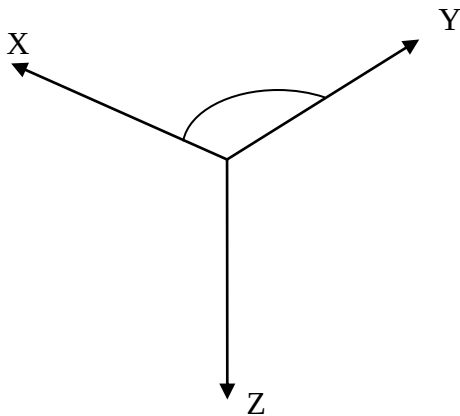
I. Mehaničke kontrole

27. decembar 2010

1.1. Opšte

1.1.1. Raspored i orijentacija koordinatnog sistema

- Koordinarni centar (0,0;0) je u izocentru mašine,
- X-osa leži u pravcu terapijskog stola, tada se ona poklapa sa kranijalnom pozicijom pacijenta i usmerena je ka aparatu,
- Y-osa je tada u desno u odnosu na smer X-ose,
- Z-osa je usmerena ka dole.



1.1.2. Kriterijumi kvaliteta

Zapažena odstupanja se mogu podeliti u tri kategorije. U odnosu na absolutnu vrednost odstupanja (Δ) su:

- $\Delta \leq \varepsilon$ prihvatljivo odstupanje,
- $\varepsilon < \Delta \leq 2\varepsilon$ manje odstupanje,
- $2\varepsilon < \Delta$ vaće odstupanje.

Vrednost za ε je određena (postavljena) za svaki kontrolisani parametar posebno. ε za ugaone parametre je $0,5^\circ$. Kod manjeg odstupanja o tome mora biti obavještena osoba odgovorna za kvalitet (**medicinski fizičar**). Pri većem odstupanju potrebno je odmah reagovati i u tom slučaju pacijent se ne sme zračiti.

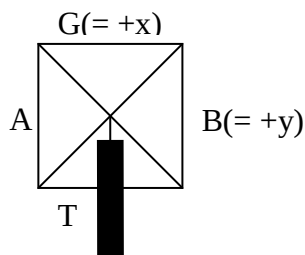
1.2. Kontrola mehaničkog izocentra

1.2.1. Određivanje mehaničkog izocentra

Pažnja!!! Sto pomeriti iz područja izocentra.

Uslovi:

- Kolimator = 0° ,
- Sonda u smeru X-ose.



Postupak:

- gantry = 0° ; centar sonde je u centru optičkog polja ($x = 0$, $y = 0$),
- gantry 90° ; centar sonde je u centru optičkog polja ($z = 0$).

Rezultat: očitamo odstupanja centra optičkog polja pri gantry-ju od 270° i 180° (**$\epsilon = 2\text{ mm}$**).

Odstupanje	$x\text{ [mm]}$	$y\text{ [mm]}$	$z\text{ [mm]}$
270°			
180°			

* Kod simulatora je **SAD = 100 cm**.

1.2.2. Kontrola lasera

1.2.2.1. Odstupanje u osi rotacije

Uslovi: Sondu iz prethodnog poglavlja (1.2.1.) ne pomeramo, gantry zarotiramo samo toliko u stranu da na sondi vidimo zrake sva tri lasera. Svi ostali uslovi su istovetni sa uslovima iz 1.2.1.

Postupak: očitamo koordinate laserskih centara (idealno: (0, 0, 0)).

Rezultati; **levi laser leži na -y osi ($\epsilon = 2\text{ mm}$)**.

	levi		gornji		desni
$x\text{ [mm]}$		$x\text{ [mm]}$		$x\text{ [mm]}$	
$z\text{ [mm]}$		$y\text{ [mm]}$		$z\text{ [mm]}$	

1.2.2.2. Odstupanje pri pomeranju terapijskog stola u pravcu y ose

Uslovi: Terapijski sto postavimo u standardni (nulti) položaj.

Postupak: Na terapijski sto postavimo semitrparentnu foliju u ravan koja je definisana osama x i z (**xz ravan**). Centar folije mora biti u izocentru. Terapijski sto pomeramo u pravcu y ose za ± 200 mm i očitamo odgovarajuće koordinate.

Rezultati: (**$\epsilon = 3$ mm**).

	laser + y	laser - y
	y = 200 mm	y = - 200 mm
x [mm]		
z [mm]		

1.2.2.3. Odstupanje pri pomeranju terapijskog stola u pravcu z ose

Uslovi: jednaki kao u poglavlju 1.2.2.2. sa napomenom da terapijski sto postavimo u ravan gde je z = 0.

Postupak: Na terapijski sto zalepimo milimetarsku hartiju i obeležimo laserski krst. Terapijski sto pomeramo u pravcu z ose za ± 200 mm.

Rezultati: (**$\epsilon = 3$ mm**).

	terapijski sto - gornji položaj		terapijski sto - donji položaj	
	x ₁	y ₁	x ₂	y ₂
odstupanje [mm]				

1.2.3. Indikator udaljenosti

Postupak: Pri položaju terapijskog stola z = 0, očitamo optički merač udaljenosti (distance). Kod simulatora je to najbolje učiniti za SAD₁ = 100 cm i SAD₂ = 120 cm.

Rezultati: (**$\epsilon = 2,5$ mm**).

	očitavanje [mm]
SAD ₁	
SAD ₂	

Pažnja!!! Kod uređaja koji imaju mehanički merač udaljenosti kontrolišemo ga tako što ga poredimo sa optičkim meračem udaljenosti na referentnoj odaljenosti.

<i>z [mm]</i>	
----------------------	--

1.2.4. Kontrola kolimatora

Uslovi: gantry = 0° , terapijski sto u položaju $z = 0$.

Postupak: Pri poziciji kolimatora = 0° označimo centar polja. Očitamo centar polja pri uglovima 90° i 270° .

Rezultati: **$\epsilon = 3 \text{ mm}$** .

	<i>x [mm]</i>	<i>y [mm]</i>
90°		
270°		

1.3. Optičko polje

1.3.1. Kontrola indikatora veličine optičkog polja

Uslovi:

- Gantry = 0° ,
- Kolimator = 0° ,
- Terapijski sto je u ravni $z = 0$.

Postupak: Na terapijski sto zalepimo milimetarski papir sa iscrtanim poljima $5 \times 5 \text{ cm}^2$, $10 \times 10 \text{ cm}^2$ i $20 \times 20 \text{ cm}^2$. Merimo odstupanje između stvarnih (iscrtanih) polja i zapisom na indikatoru.

Rezultat: za polje $5 \times 5 \text{ cm}^2$ i polje $10 \times 10 \text{ cm}^2$ **$\epsilon = 2 \text{ mm}$** , a za polje $20 \times 20 \text{ cm}^2$ **$\epsilon = 3 \text{ mm}$** .

	5 x 5		10 x 10		20 x 20
$\Delta x [\text{mm}]$		$\Delta x [\text{mm}]$		$\Delta x [\text{mm}]$	
$\Delta y [\text{mm}]$		$\Delta y [\text{mm}]$		$\Delta y [\text{mm}]$	

1.3.2. Test stabilnosti gantry-ja i kolimatora

Uslovi:

- Gantry = 0° ,
- Kolimator = 0° .

Postupak: Na terapijski sto postavimo transparentni papir, na kojem je iscrtano polje $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Optičko polje treba da se podudara sa nacrtanim poljem. Okrenemo gantry na 270° i merimo odstupanje.

Rezultati: **$\varepsilon = 2 \text{ mm}$**

Ivica polja	Δz_{max}		Δx_{max}	
-------------	------------------	--	------------------	--

Centar	Δz		Δx	
--------	------------	--	------------	--

1.4. Kontrola centra x zračenja

Uslovi:

- Gantry $\approx \pm 45^\circ$,
- Kolimator = 0° ,
- Veličina polja u smeru x ose = max
- Veličina polja u smeru y ose $\approx 1 \text{ cm}$.

Postupak: RTG film zavijemo u papir i postavimo ga u ravan **yz** pri **x = 0**. Izocentar bi trebao da bude u centru filma (definisan je pomoću tri lasera). Film postavimo između dve pleksi ploče debljine oko 10 mm (kod simulatora koristimo ploče od stiropora). Ozračimo pri sledećim uslovima:

- Simulator: MF 60 kV – 160 mAs, odnosno, VF 90 kV – 200 mAs,
- Akcelerator: t = 200 MJ, pri uglovima gantryja 0° , 90° , 135° i 225° .

Rezultati: razmazanost centra x zračenja **$\varepsilon = 2 \text{ mm}$**

$\Delta[\text{mm}]$	
---------------------	--

Pažnja!!! Merenja na simulatoru radimo pri većem SAD.

1.5. Kontrola poklapanja optičkog (svetlosnog) polja sa zračnim poljem

Uslovi:

- Gantry = 0° ,
- Kolimator = 0° .

Postupak: Na terapijski sto postavimo RTG film. Na njega stavimo ploču GARD i poklopimo optičko polje sa crtežom na ploči.

Rezultat: Odstupanja pojedinačnih stranica polja zabeležimo (**$\varepsilon = 2 \text{ mm}$**).

$+\Delta x[\text{mm}]$	$-\Delta x[\text{mm}]$	$+\Delta y[\text{mm}]$	$-\Delta y[\text{mm}]$

Razlika između centara =	
--------------------------	--

1.6. Kontrola ugaonih indikatora

1.6.1. Gantry

Postupak: Libelom odredimo ugao odstupanja za položaje indikatora 0° , 90° , 180° i 270° .

Rezultati:

<i>Indikator</i>	<i>0°</i>	<i>90°</i>	<i>180°</i>	<i>270°</i>
<i>Ugao</i>				

1.6.2. Kolimator

Uslovi:

- Gantry = 0°
- Kolimator = 0°
- Položaj terapijskog stola $z = 0$.

Postupak: Na terapijski sto zalepimo milimetarski papir, na kojem je nacrtano polje $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Poklopimo ivice optičkog polja pri početnim uslovima. Merimo očitavanja indikatora pri 90° , 180° i 270° zakretanju kolimatora i beležimo rezultate (odstupanja).

Rezultati:

Kolimator	odstupanje Δ
<i>90°</i>	
<i>180°</i>	
<i>270°</i>	

MERENJA IZVRŠILI:

MERENJA KONTROLISALI:

II. Napomene

Биографија

Озрен Чудић је рођен 12. 04. 1982. године у Новом Саду. Основну школу "Светозар Марковић Тоза" и средњу електро-техничку школу "Михајло Пупин" је завршио у Новом Саду. Физику на Природно-математичком факултету у Новом Саду (смер медицинска физика) је уписао 2001. године. Завршио је редовне студије 2008. године.

Од 2008. године почиње са радом на Институту за Онкологију Војводине у Сремској Каменици на одељењу за радиолошку терапију. Исте године уписује мастер студије на смеру медицинска физика.

UNIVERZITET U NOVOM SADU
PRIRODNO-MATEMATIČKI FAKULTET
KLJUČNA DOKUMENTACIJA INFORMACIJA

- Redni broj:
RBR
- Identifikacioni broj:
IBR
- Tip dokumentacije: Monografska dokumentacija
TD
- Tip zapisa: tekstualni štampani material
TZ
- Vrsta rada: Master rad
VR
- Autor: Ozren Čudić,
AU
na PMF-u u Novom Sadu
MN
- Naslov rada: Mehaničko-dozimetrijske provere linearnih akceleratora u radioterapiji
NR
- Jezik publikacije: Srpski (ćirilica)
JP
- Jezik izvoda: s/e
JI
- Zemlja publikacije: Srbija
ZP
- Uže geografsko područje: Vojvodina
UGP
- Godina: 2010.
GO
- Izdavač: Autorski reprint
IZ
- Mesto i adresa: PMF, Trg Dositeja Obradovića 4, Novi Sad
MA
- Fizički opis rada: (broj poglavlja/broj strana/broj referenci/broj tabela/broj slika): (10/49/12/2/14)
FO
- Naučna oblast: Fizika
NO
- Naučna disciplina: Medicinska fizika
ND
- Predmetna odrednica/ključne reči: kontrola kvaliteta, osiguranje kvaliteta, protokoli
PO
UDK
- Čuva se: Biblioteka instituta za fiziku, PMF, Novi Sad
ČU
- Važna napomena: Nema
VN
- Izvod: Uvedene su dodatne provere i napisani dodatni protokoli za QA/QC
IZ
- Datum prihvatanja teme od NN veća: 04. 11. 2010 .
DP
- Datum odbrane: 17. 12. 2010.
- Članovi komisije:
Predsednik : prof. dr Miroslav Vesković
redovni profesor PMF-a u Novom Sadu
Član : dr Olivera Klisurić
Član : dr Nataša Todorović

UNIVERSITY OF NOVI SAD
FACULTY OF SCIENCES
KEY WORD DOCUMENTATION

- Accession number:
- Identification number:
INO
- Document type: Monograph type
DT
- Type of record: Printed text
TR
- Contents code: Final paper
CC
- Author: Ozren Čudić
AU
- Mentor: prof dr Miroslav Vesković
MN
- Title: Mechanical-dosimetric control of linear accelerators in radiotherapy
- Language of text: Serbian (Cirilic)
LT
- Language of abstract: Serbian/English
LA
- Country of publication: Serbia
CP
- Locality of Publication: Vojvodina
LP
- Publication year: 2010.
PY
- Publisher: Author's reprint
PU
- Publication place: Faculty of Sciences
PP
- Physical description: (chapter / pages /
literature / tables / pictures):
(10/49/12/2/14)
PD
- Scientific field: Physics
SF
- Scientific discipline: Medical Physic,
Qualiti assurance and quality contorl
SD
- Key words:quality control,quality assurance, protocols
UC
- Holding data: Institute of Physics library
HD
- Abstract: Implementation of QA/QC protocols for
linear accelerators. The main purpose of that is the
reduction of experimental errors and to assure
properly delivered dose to patient.
MD
- Accepted by the Scientific Board on:
04. 11. 2010 .
ASB
- Defended: 17. 12. 2010.
- Thesis defend board:
President : Dr. Miroslav Vesković, full
professor
Member : Dr. Olivera Klisurić
Member : Dr. Nataša Todorović