

МИНИСТАРСТВО ЗДРАВЉА РЕПУБЛИКЕ СРБИЈЕ
РАДНЕ ГРУПЕ ЗА ИЗРАДУ НАЦИОНАЛНИХ
РАДИОТЕРАПИЈСКИХ ПРОТОКОЛА У ОБЛАСТИ
РАДА МЕДИЦИНСКОГ ФИЗИЧАРА



Република Србија
МИНИСТАРСТВО ЗДРАВЉА

НАЦИОНАЛНИ РАДИОТЕРАПИЈСКИ ПРОТОКОЛИ У ОБЛАСТИ РАДА МЕДИЦИНСКОГ ФИЗИЧАРА

УРЕДНИК:
ПРОФ. ДР БОРИСЛАВА ПЕТРОВИЋ

Београд, 2022



ДРУГИ ПРОЈЕКАТ
РАЗВОЈА
ЗДРАВСТВА
СРБИЈЕ

МИНИСТАРСТВО ЗДРАВЉА РЕПУБЛИКЕ СРБИЈЕ

РАДНЕ ГРУПЕ ЗА ИЗРАДУ
НАЦИОНАЛНИХ РАДИОТЕРАПИЈСКИХ ПРОТОКОЛА
У ОБЛАСТИ РАДА МЕДИЦИНСКОГ ФИЗИЧАРА

НАЦИОНАЛНИ РАДИОТЕРАПИЈСКИ ПРОТОКОЛИ
У ОБЛАСТИ РАДА МЕДИЦИНСКОГ ФИЗИЧАРА

Уредник:
Проф. др Борислава Петровић

Београд, 2022.

Израда Националних радиотерапијских протокола у области рада медицинског физичара подржана је у оквиру реализације „Другог пројекта развоја здравства Србије” Министарства здравља Републике Србије. Протоколе су сачиниле радне групе из области рада медицинског физичара.

НАЦИОНАЛНИ РАДИОТЕРАПИЈСКИ ПРОТОКОЛИ У ОБЛАСТИ РАДА МЕДИЦИНСКОГ ФИЗИЧАРА

Издавач:

Министарство здравља Републике Србије
„Други пројекат развоја здравства Србије”

Радне групе за израду националних радиотерапијских протокола у области рада
медицинског физичара

Уредник:

Проф. др Борислава Петровић

Рецензенти:

Проф. др Јовица Шапоњски
Проф. др Ференц Вицко

Лектор:

Др sc. Тамара Груден

Техничка припрема:

Драгица Рапајић

Штампарија:

Amulette d.o.o

Тираж:

120

CIP - Каталогизација у публикацији - Народна библиотека Србије, Београд

615.849:53(083.1)

НАЦИОНАЛНИ радиотерапијски протоколи у области рада медицинског физичара / Радне групе за израду националних радиотерапијских протокола у области рада медицинског физичара ; уредник Борислава Петровић. - Београд : Министарство здравља Републике Србије "Други пројекат развоја здравства Србије", 2022 (Београд : Amulette). - [16], 198 стр. : илустр. ; 30 cm

Тираж 120. - Стр. [9]: Предговор / Златибор Лончар. - Библиографија уз сваки протокол.

ISBN 978-86-82424-03-1

а) Радиотерапија - Упутства б) Медицинска физика - Упутства

COBISS.SR-ID 75190281

Аутори

Мр Милутин Бауцал,

Институт за онкологију Војводине, Сремска Каменица

Сандра Вучковић,

Институт за онкологију и радиологију Србије, Београд

Иван Генцел,

Институт за онкологију Војводине, Сремска Каменица

Немања Голубовац,

Институт за онкологију Војводине, Сремска Каменица

Лука Драгојловић,

Универзитетски клинички центар Србије, Београд

Снежана Живанов,

Институт за онкологију и радиологију Србије, Београд

Јована Златановић,

Универзитетски клинички центар Ниш, Ниш

Др Марија Јеремић,

Универзитетски клинички центар Крагујевац, Крагујевац

Тамара Јовановић,

Универзитетски клинички центар Ниш, Ниш

Милош Јонић,

Универзитетски клинички центар Ниш, Ниш

Александра Кањевац,

Универзитетски клинички центар Србије, Београд

Владимир Кнежевић,

Институт за онкологију и радиологију Србије, Београд

Јелена Крестић Весовић,

Универзитетски клинички центар Крагујевац, Крагујевац

Љубомир Куриј,

Универзитетски клинички центар Србије, Београд

Ања Лазовић,

Институт за онкологију и радиологију Србије, Београд

Милана Марјановић,

Институт за онкологију Војводине, Сремска Каменица

Милан Маркичевић,

Институт за онкологију и радиологију Србије, Београд

Александар Миладиновић,

Универзитетски клинички центар Крагујевац, Крагујевац

Копуновић Милош,

Универзитетски клинички центар Ниш, Ниш

Ненад Милошевић,

Институт за онкологију и радиологију Србије, Београд

Јасмина Милчић,

Здравствени центар Кладово, Кладово

Богдан Миљуш,

Војномедицинска академија, Београд

Невена Младеновић,

Институт за плућне болести Војводине, Сремска Каменица

Јасмина Михајловић,

Универзитетски клинички центар Крагујевац, Крагујевац

Ивана Мишковић,

Институт за онкологију и радиологију Србије, Београд

Уна Молнар,

Универзитетски Клинички центар Војводине, Нови Сад

Борко Ницовић,

Институт за онкологију и радиологију Србије, Београд

Јелена Павловић,

Универзитетски клинички центар Крагујевац, Крагујевац

Драгомир Пауновић,

Здравствени центар Кладово, Кладово

Проф. др Борислава Петровић,

Институт за онкологију Војводине, Сремска Каменица

Тања Раонић Стевановић,

Институт за онкологију и радиологију Србије, Београд

Др Лаза Рутоњски,

Институт за онкологију Војводине, Сремска Каменица

Јелена Самац,

Универзитетски Клинички центар Војводине, Нови Сад

Јелена Станковић,

Универзитетски клинички центар Ниш, Ниш

Саша Станојловић,

Општа болница Ћуприја, Ћуприја

Данијела Станчов Толић,

Здравствени центар Кладово, Кладово

Дарко Стојановић,

Универзитетски клинички центар Крагујевац, Крагујевац

Иван Стојановић,

Здравствени центар Кладово, Кладово

Милица Тадић,

Универзитетски клинички центар Србије, Београд

Др Арпад Тот,

Институт за онкологију Војводине, Сремска Каменица

Драган Ђирић,

Универзитетски клинички центар Србије, Београд

Коча Чичаревић,

Универзитетски клинички центар Србије, Београд

Озрен Чудић,

Институт за онкологију Војводине, Сремска Каменица

Проф. др Јелена Остојић,

Медицински факултет, Универзитет у Новом Саду, Нови Сад

Драгослав Оташевић,

Војномедицинска академија, Београд

Предговор

Инциденција оболевања од карцинома широм света расте, превасходно због глобалног старења популације. Радиотерапија, као један од најстаријих модалитета мултидисциплинарног лечења у онкологији, користи се код око 45–60% свих онколошких пацијената, било у куративном, било у палијативном приступу.

У циљу унапређења квалитета и ефикасности здравствене заштите, Министарство здравља је у оквиру „Другог пројекта развоја здравства Србије” и поткомпоненте „Унапређење менаџмента малигних болести” спровело бројне активности усмерене на повећање доступности и квалитета лечења канцера зрачном терапијом у специјализованим онколошким центрима, кроз набавку и инсталацију линеарних акцелератора.

Током 2018. године, на основу смерница које је дефинисало радно тело сачињено од представника свих радиотерапијских центара, набављено је и инсталирано шест линеарних акцелератора најновије технологије: у Институту за онкологију и радиологију Србије (три апарата), Универзитетском клиничком центру (УКЦ) Ниш, УКЦ Крагујевац и Здравственом центру Кладово (по један апарат). Током 2020–2021. године два апарата инсталирана су у Институту за онкологију Војводине, а у току је инсталација додатних апарата у Институту за онкологију и радиологију Србије, као и у УКЦ Ниш и УКЦ Крагујевац, чиме је постигнута значајна ревитализација радиотерапије Србије.

Набавка најмодернијих линеарних акцелератора омогућила је прелазак на нове, најсавременије радиотерапијске модалитете лечења и третман онколошких пацијената у Србији на нивоу светских радиотерапијских стандарда.

Поред наведеног, спроведене су активности усмерене на израду националних радиотерапијских протокола и умрежавање радиотерапијских центара у Србији у циљу обезбеђивања квалитетнијих и брже доступних радиотерапијских услуга, унапређења безбедности пацијената, као и лакше комуникације и приступачније едукације свих профила стручњака у радиотерапијском тиму.

Стручни тимови, састављени од представника свих девет радиотерапијских центара у Србији, израдили су нове, јединствене протоколе у области радиотерапије, засноване на међународним водичима добре клиничке праксе. У складу с тим, током циклуса онлајн састанака, радијациони онколози израдили су националне радиотерапијске протоколе за 16 најчешћих малигних обољења, радиотерапијски техничари развили су 10 протокола за своју област рада, а медицински физичари припремили су протоколе за контролу и обезбеђење квалитета у зонама јонизујућег зрачења (радиотерапија, нуклеарна медицина и радиолошка дијагностика).

Модерно организована радиотерапија, прописана и примењена у складу са протоколима, која омогућава персонализовани приступ лечењу пацијената, повезана је са бољим исходима третмана и квалитетнијим животом пацијената, а омогућава и евалуацију резултата лечења.

Стално планско развијање радиотерапијске инфраструктуре и континуирана едукација кадра омогућиће и у будућности оптималан третман за све онколошке пацијенте у Србији.

Београд, 5.7.2022.

Министар здравља Републике Србије

Др Златибор Лончар

Уводна реч уредника

Све динамичнији технолошки развој медицине у свету довео је до потребе за сталним иновирањем протокола за обезбеђење и контролу квалитета у свим областима, што се посебно уочава у областима медицине као што су радиотерапија, нуклеарна медицина и радиологија у којима се примењује јонизујуће зрачење. Препоруке за имплементацију протокола за обезбеђење и контролу квалитета доносе се на институционалном, националном и међународном нивоу, треба да допринесу сигурној и безбедној употреби јонизујућег зрачења, ефикасној примени дате технологије, испоруци прецизне и тачне дозе пацијенту, и да обезбеде најбољи могући исход лечења или постављања дијагнозе.

Последњих десетак година Република Србија је опремљена врхунском опремом која захтева одржавање високих стандарда квалитета, те је доношење протокола за контролу квалитета на националном нивоу последични чин.

Медицински физичари запослени у центрима у којима се спроводе радиотерапијске, нуклеарно-медицинске и дијагностичке процедуре, вођени међународним препорукама, припремили су низ протокола. Протоколи треба да обезбеде смањење несигурности и грешака у дозиметрији, планирању терапије, раду целокупне опреме, испоруке третмана, постављању дијагнозе, тј. максимално побољшање дозиметријске и геометријске прецизности и тачности у испоруци дозе пацијенту.

На тај начин протоколи доприносе смањењу броја и тежине акцидентних ситуација и грешака, омогућавају препознавање акцидентних ситуација пре него што се оне догоде, обезбеђују униформну и прецизну испоруку дозе, а истовремено и интеркомпарацију резултата међу различитим центрима. Водећи се тиме, протоколи су интегрисали безбедност пацијента са контролом квалитета уређаја и процедура које су повезане са употребом јонизујућег зрачења у медицини.

Београд, 2.7.2022.

Проф. др Борислава Петровић

Рецензија

Радијациона онкологија се у последњих десетак година изванредно брзо развијала, како код нас тако и у светским размерама. Једна од значајних карика у тимском раду у овој области јесте и улога физичара, без којих је примена савремених техника у лечењу онколошких болесника незамислива. Због тога је, медицински вођен међународним препорукама, израђен низ протокола који олакшавају рад али и безбедност у многим областима, као што су дозиметрија, планирање терапије, безбедност рада целокупне опреме, с циљем обезбеђења максималног побољшања дозиметријске и геометријске прецизности и тачности у „испоруци дозе зрачења” пацијенту.

Овај савремени протокол свакако ће допринети квалитету и сигурности у раду наших физичара, у припреми и примени све комплекснијих техника зрачења у лечењу онколошких пацијената у Србији, све у складу с најсавременијим препорукама и стандардима заступљеним у свету.

Београд, 10.8.2022.

Проф. др Јовица Шапоњски

Рецензија

Дата тема је актуелна, јасно и прецизно формулисана у сваком појединачном протоколу на врло систематичан начин. Обухваћена литература је релевантна са адекватним бројем актуелних референци, методологија и дизајн су одговарајући, језички стил је адекватан, слике и табеле су одговарајућег формата.

Протоколи су потпуно и јасно изложени изванредно прегледно. Табеларни приказ омогућава лако праћење протокола. Основни документ је добро подељен на појединачне теме који су врло темељно обрађене. Посебне целине се односе на рад радиотерапеута, физичара и радиолошких техничара као делове јединственог тима у пружању услуга пацијентима, којима је зрачна терапија неопходна у лечењу њихове болести. Засебни протоколи су довољно детаљни, лако пратљиви и неопходни, с обзиром да се све више узима у обзир сигурност пацијената која подразумева и поштеду околних органа а са испоруком довољне дозе. Физичарима су неопходни јер су све комплексније зоне које треба зрачити, али су и апарати све компликованији и све прецизнији тако да је директни рад техничара све захтевнији. Овакви протоколи омогућавају пре свега сигурност како у примени адекватне терапије тако и у планирању и спровођењу исте, уз све већи комфор пацијента и краће време трајања самих третмана са очувањем квалитета живота.

Овакав документ је од великог значаја на националном нивоу у сврху изједначавања клиничке праксе на целој територији Републике Србије, пре свега у односу на добробит пацијената. Потребна за њим се огледа у светлу интензивног развоја технологије, апарата који се користе у радиотерапији и радијационе онкологије као науке и медицинске специјализације.

Нови Сад, 25.8.2022.

Проф. др Ференц Вицко, хирург-онколог

Национални радиотерапијски протоколи у области рада медицинског физичара

Садржај

I	Протокол за контролу и обезбеђење квалитета у области брахитерапије.....	1
II	Протокол за контролу и обезбеђење квалитета у области планирања EBRT	11
III	Протокол за контролу и обезбеђење квалитета плана и испоруке третмана	23
Прилози:		
	3.1. Математичке основе примене гама анализе	36
	3.2. Пример контролне листе	46
	3.3. Пример контролне листе за проверу плана од стране другог медицинског физичара	48
	3.4. Пример дозних лимита за органе од ризика.....	50
	3.5. Пример табеле за одређивање $k_{m,w}^Q$	63
IV	Протокол за контролу и обезбеђење квалитета радиотерапијског СТ симулатора	65
V	Протокол за контролу и обезбеђење квалитета у области рада линеарних акцелератора напредних техничких могућности	73
VI	Протокол за контролу и обезбеђење квалитета у области рада гама ножа	101
VII	Протокол за контролу и обезбеђење квалитета дијагностичког СТ уређаја	129
VIII	Протокол за контролу и обезбеђење квалитета у нуклеарној медицини.....	133
IX	Протокол за контролу и обезбеђење квалитета MR симулација у радиотерапији ...	139

I

ПРОТОКОЛ ЗА КОНТРОЛУ И ОБЕЗБЕЂЕЊЕ КВАЛИТЕТА У ОБЛАСТИ БРАХИТЕРАПИЈЕ

Радна група за израду националног протокола

Руководилац: Сандра Вучковић

Чланови радне групе:

Немања Голубовац

Јована Златановић

Тамара Јовановић

Јелена Крестић-Весовић

Милан Маркичевић

Јасмина Милчић

Јасмина Михајловић

Драгомир Пауновић

Борислава Петровић

Дарко Стојановић

1. УВОД

Брахитерапија је модалитет зрачења у радијационој онкологији код кога се извор јонизујућег зрачења пласира директно у волумен тумора или у његову непосредну близину. Третмани са изворима јонизујућег зрачења јачине дозе преко 20 cGy/min. према Међународној комисији за радијационе јединице и мерења (ICRU Report 38) класификовани су као брахитерапија високе јачине дозе (HDR).

У HDR брахитерапији користе се капсулирани радионуклиди који су извори гама зрачења. Пласирање извора се спроводи технологијом накнадног пуњења (*Remote Afterloading*) која омогућава већу радијациону безбедност особља као и амбулантно третирање пацијената.

Најзаступљенији вид HDR брахитерапије је са капсулираним извором ^{192}Ir велике специфичне активности и периода полураспада 73,8 дана. Извор на носећем металном каблу се помоћу мотора (саставни део машине) позиционира унутар апликатора. Снага извора ^{192}Ir је приближно 40.000 cGy cm^2/h , а активност приближно 370 GBq.

Сви радиотерапијски центри у Републици Србији користе HDR *Remote Afterloading* опрему са радиоактивним извором ^{192}Ir . Значај програма контроле и обезбеђења квалитета препознат је у одржању утврђеног нивоа безбедности и ефикасности брахитерапијског третмана. У изради овог протокола коришћене су препоруке Америчке асоцијације медицинских физичара, Канадске организације медицинских физичара и Холандске комисије за дозиметрију зрачења.

2. САДРЖАЈ ПРОТОКОЛА

Протокол се састоји из тестова контроле квалитета усмерених на испуњавање одређеног захтева за квалитетом из области примене:

- HDR *Remote Afterloading* опреме
- Водича извора (трансфер туба)
- Апликатора
- Система за планирање брахитерапије.

Тестови контроле квалитета приказани су табеларно и подељени према учестаности њихове примене на:

- Тестове који се морају извршити пре сваког третмана
- Тестове на дневном нивоу који се врше пре првог третмана

- Периодичне тестове након замене радиоактивног извора ^{192}Ir (тримесечно или квартално)
- Периодичне тестове на годишњем нивоу.

2.1. Обезбеђење квалитета HDR *Remote Afterloading* опреме

Тестови контроле квалитета подразумевају безбедносне провере HDR машине и извора, као и провере физичких параметара.

Табела 1. Контролни тестови пре третмана

Тест	Толеранција / функционалност
• T1 Трансфер плана из система за планирање на контролну јединицу	Целовитост података
• T2 Повезивање катетера на HDR машину	Репродуцибилно
• T3 Повлачење извора у безбедну позицију	Функционално

Тестове изводи: виши радиолошки техничар; време: 5 минута.

Табела 2. Контролни тестови на дневном нивоу

Тест	Толеранција / функционалност
• D1 Прекид третмана	Функционално
• D2 Статус индикатора третмана и кључа за пребацивање	Функционално
• D3 Монитор зрачења	Функционално
• D4 Аудио-визуелна комуникација	Функционално
• D5 Датум, време и јачина извора у јединици за третман	Поређење са независном калкулацијом

Тестове изводи: виши радиолошки техничар; време: 10 минута.

Табела 3. Контролни тестови након замене извора

Тест	Толеранција / функционалност
• Q1 Напајање унутрашње батерије	Функционално
• Q2 Извор/пробни извор интерлокови	Функционално
• Q3 Врата интерлок	Функционално
• Q4 Дугме за хитне случајеве	Функционално
• Q5 Радиолошка провера тачности позиционирања извора	1 mm
• Q6 Калибрација јачине извора	3%
• Q7 Извештај	Комплетан

Тестове изводи: медицински физичар; време: 3 сата.

Табела 4. Контролни тестови на годишњем нивоу

Тест	Толеранција / функционалност
• A1 Ручно повлачење извора*	Функционално
• A2 Цурење радијације	Дефинисано законском регулативом и препорукама произвођача опреме
• A3 Функција вишеканалног индекса	Функционално
• A4 Тачност задржавајућег времена	1%
• A5 Тачност позиционирања маркера (у зависности од имидинг технике)	1 mm
• A6 Процедуре у хитним случајевима*	Комплетна
• A7 Независни преглед контролних тестова	Комплетан

Тестове изводи: медицински физичар; време: 10 сати.

* Приликом извођења тестова A1 и A6 у којима се симулира процедура у хитним случајевима и вежба ручно повлачење извора у безбедну позицију, обавезно је присуство сервисног инжењера, као и целокупног брахитерапијског тима у саставу: медицински физичар, лекар, радиолошки техничар и инструментар (медицински техничар).

2.2. Обезбеђење квалитета водича

Табела 5. Контролни тестови пре третмана

Тест	Толеранција / функционалност
• Т1 Комбинација водич-апликатор	Функционално
• Т2 Визуелна провера водича	Функционално
• Т3 Конекција HDR машине и водича	Функционално

Тестове изводи: виши радиолошки техничар; време: 10 минута.

Табела 6. Контролни тестови на годишњем нивоу

Тест	Толеранција / функционалност
• А1 Функционалност водича	Функционално
• А2 Дужина водича	$\pm 1 \text{ mm}$

Тестове изводи: виши радиолошки техничар, оверава медицински физичар; време: 5 сати.

2.3. Обезбеђење квалитета апликатора

Табела 7. Контролни тестови пре третмана

Тест	Толеранција / Функционалност
• Т1 Комбинација апликатор-водич	Функционално
• Т2 Визуелна провера апликатора пре третмана	Функционално
• Т3 Визуелна провера апликатора после третмана	Функционално

Тестове изводи: виши радиолошки техничар; време: 10 минута.

Табела 8. Контролни тестови на годишњем нивоу

Тест	Толеранција / функционалност
• A1 Провера физичких димензија апликатора*	$\pm 1 \text{ mm}$
• A2 Визуелна провера заштите	Функционално
• A3 Геометријска провера прве задржавајуће позиције*	$\pm 1 \text{ mm}$

Тестове изводи: медицински физичар; време: 5 сати.

* Тестови A1 и A3 су опциони, али обавезни приликом комисионирања апликатора.

2.4. Обезбеђење квалитета система за планирање

Табела 9. Периодични контролни тестови (на три месеца, квартално или ређе)

Тест	Толеранција / Функционалност
• Q1 CPU/сервер (<i>Central processing unit</i>)	Функционално
• Q2 Штампач	Функционално
• Q3 Враћање података у систем	Функционално
• Q4 СТ густина и геометрија	За дистанцу 2 mm и за СТ број ± 20
• Q5 Трансфер плана	Функционално
• Q6 Подаци о плану	Функционално

Тестове изводи: медицински физичар; време: 3 сата.

Табела 10. Контролни тестови на годишњем нивоу

Тест	Толеранција / Функционалност
• А1 Ревалидација брахитерапијског плана	Комплетна
• А2 Независни преглед контролних тестова	Комплетна
• А3 Геометријска провера реконструкционе технике	$\pm 0,5 \text{ mm}$ ($\pm 1 \text{ mm}$)

Тестове изводи: медицински физичар; време: 10 сати.

2.5. Неопходна опрема

Контролни тестови пре третмана, као и на дневном, кварталном и годишњем нивоу изводе се за модалитете и методе који се користе у клиничкој пракси. Како би се постигла усаглашеност између центара, неометан рад, као и поновљивост тестова и мерења, неопходна је следећа опрема:

- Јонизациона комора *Well* типа и електрометар
- Фантом за геометријску проверу прецизности реконструкције (*Baltas Phantom*)
- Штоперица
- Монитори нивоа радијације
- Комерцијални алат за проверу прецизности позиционирања извора
- Комерцијални алат за мерење дужине апликатор-водич
- Комерцијални апликатори и катетери за извођење безбедносних провера машине и извора, као и за калибрацију јачине извора
- Квалитетан аудио-видео надзор (камера мора бити одговарајуће резолуције да би се тестови визуелне провере позиционирања извора могли уврстити у програм обезбеђења квалитета)
- Гафхромски филмови.

Литература

1. Canadian Partnership for Quality Radiotherapy. Technical Quality Control Guidelines for Canadian radiation treatment centres. 2016 May 1. <http://www.cpqr.ca/programs/technical-quality-control>
2. COMP report: CPQR technical quality control guidelines for brachytherapy remote afterloaders. Journal of Applied Clinical Medical Physics 2018. Wiley Periodical, Inc. On behalf American Association of Physicists in Medicine. DOI:10.1002/acm2.12272.
3. Canadian Partnership for Quality Radiotherapy. Technical Quality Control Guidelines for Treatment Planning Systems. 2015 Jun 29. <http://www.cpqr.ca/programs/technical-quality-control>
4. Nath R, Anderson LL, Meli JA, Olch AJ, Stitt JA, Williamson JF. Code of practice for brachytherapy physics: report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 56. American Association of Physicists in Medicine. Med.Phys. 1997;24:1557–1598.
5. Kubo HD, Glasgow GP, Pethel TD, Thomadsen BR, Williamson BF. High dose-rate brachytherapy treatment delivery: report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 56. American Association of Physicists in Medicine. Med.Phys. 1998;25:375–403.
6. Netherlands Commission on Radiation Dosimetry. Subcommittee ‘QA of Brachytherapy with Afterloaders’. Report 30: Code of Practice for Quality Assurance of Brachytherapy with Ir-192 Afterloaders. May 2018 DOI: 10.25030/ncs-030

II

ПРОТОКОЛ ЗА КОНТРОЛУ И ОБЕЗБЕЂЕЊЕ КВАЛИТЕТА У ОБЛАСТИ ПЛАНИРАЊА ЕВРТ

Радна група за израду националног протокола

Руководилац: Борко Ницовић

Чланови радне групе:

Милутин Бауцал

Лука Драгојловић

Тамара Јовановић

Невена Младеновић

Драгомир Пауновић

Тања Раонић-Стевановић

Јелена Станковић

Дарко Стојановић

Иван Стојановић

Коча Чичаревић

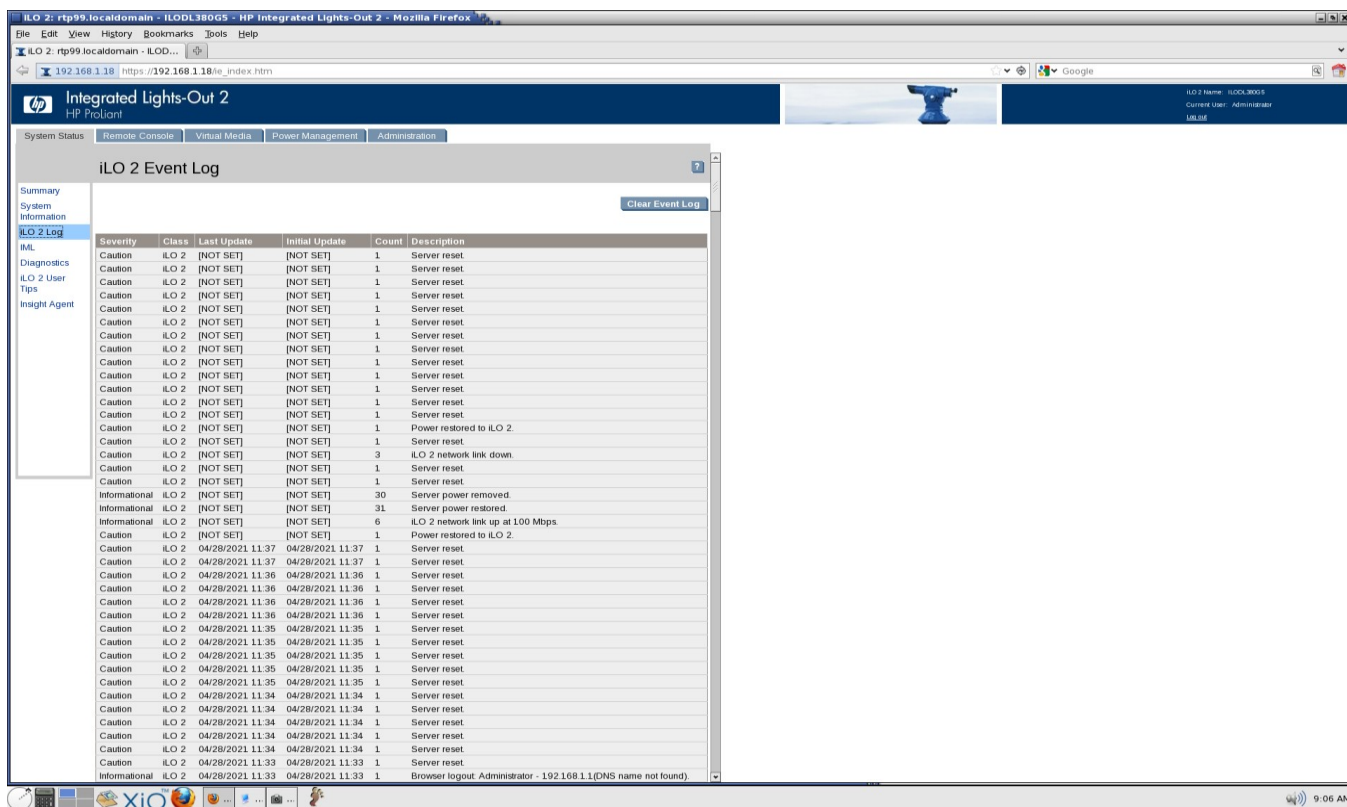
Табела 1. Периодична провера квалитета TPS-а

Препоручен период	Име теста	Објашњење	Примери тестова
Дневни	Провера дневника грешака (<i>error log</i>)	Прегледати дневну листу грешака, и ако је потребно интервенисати	Слика 1. и 2.
Седмични	Рачунар	Проверити интегритет базе TPS-а, провера процесора, меморије, графичке...	<i>QC test 1 (TRS 430)</i>
	Преглед планирања радиотерапијског плана	Дискутовати о проблемима који су настали у софтверу током израде плана и решавати их (по потреби)	
Месечни	Преглед проблема	Преглед свих проблема на TPS-у (софтверских и клиничких) и решавати их по приоритету (по потреби)	
	Преглед TPSсистема	Преглед свих тренутних конфигурација – софтвер, хардвер и база података	<i>QC test 1 (TRS 430)</i>
	Плотери/ Штампачи	Провера рада штампача и плотера	<i>QC test 3 (TRS 430)</i>
	Провера дигитајзера	Проверити рад дигитајзера (важи само за оне институције које га користе)	<i>QC test 2 (TRS 430)</i>
Квартални	Увоз CT-а у TPS	Преглед података са CT-а за геометријску прецизност и електронску густину	<i>QC test 6 (TRS 430)</i> <i>QC test 5 (TRS 430)</i>
	Улазни и излазни део хардвера	Провера плотера и штампача	<i>QC test 2 (TRS 430)</i>
	Провера Backup система	Проверити да ли може архивиран пацијент да се врати из базе података и да ли су ту сви фајлови који су везани за њега	<i>QC test 4 (TRS 430)</i>

Годишњи	Калкулација дозе	Преглед у слагању између измерене и калкулисане дозе за свако поље карактеристичних планова	<i>QC test 8,9 (TRS 430)</i>
	Провера софтверских алата	Преглед BEV/DRR, CT геометрије (реконструкција сагиталних и коронарних пресека), DVH израчунавање	<i>QC test 10 (TRS 430)</i>
	Рекалкулација планова	Поновно израчунавање свих планова који су коришћени после комисионирања машине и упоређивање са првом калкулацијом	<i>Photon test 1,2,3,6,10 (TRS 430) VMAT/IMRT 1,2,3,4</i>
	Електронски трансфер планова	Трансфер планова са TPS-а на информациони систем	<i>QC test 11 (TRS 430)</i> <i>Трансфер тестови 1-14 (TRS 430)</i>

1. Примери тестова

Овде су дати примери тестова како би се у потпуности проверио TPS. Свака клиника може направити свој пакет тестова којима ће проверити све што је потребно (табела 1). **Након било какве промене у калкулационом алгоритму или софтверу, потребно је урадити *end to end* тест и уколико је неопходно рекомисионирати.** Овај тест подразумева цео пакет тестова који су дефинисани за рекалкулацију дозе за одређену клинику, али с тим да је потребно извршити и мерења на апаратима. **Ако се на тестовима рекалкулације добију идентичне вредности дозе као на тестовима након комисионирања, није потребно урадити *end to end* тест.**



Слика 1. Log на XIO

EVENTS
All events | 3 total

Filter

Server Name	ID	Severity	Source	Log	Date and Time
ARIADB	7000	Error	Microsoft-Windows-Service Control Manager	System	6/4/2021 9:08:12 AM
ARIADB	7011	Error	Microsoft-Windows-Service Control Manager	System	6/4/2021 9:08:12 AM
ARIADB	7011	Error	Microsoft-Windows-Service Control Manager	System	6/4/2021 9:07:42 AM

The Smart Card Device Enumeration Service service failed to start due to the following error:
The service did not respond to the start or control request in a timely fashion.

Слика 2. Log на ECLIPSE

Табела 2. Примери тестова

Тест	Циљ	Процедура
<i>QC test 1</i> <i>(TRS 430)</i>	Провера оптималног функционисања процесора, радне меморије и оперативног система	а) Рестартовати рачунар према препорукама произвођача или како је примерено б) Посматрати поруке на екрану тражећи потенцијалне проблеме или системске грешке
<i>QC test 2</i> <i>(TRS 430)</i>	Провера сензитивности дигитајзера	а) Унети контуру познатих димензија помоћу дигитајзера у систем за планирање б) У систему за планирање проверити димензије контуре (дозвољено одступање 2 mm)
<i>QC test 3</i> <i>(TRS 430)</i>	Провера плотера (штампача)	а) Штампати контуру из <i>QC test 2</i> (<i>TRS 430</i>) б) Проверити димензије оригиналне контуре чије су димензије познате (дозвољено одступање 2 mm)
<i>QC test 4</i> <i>(TRS 430)</i>	Провера да ли подаци који су ускладиштени могу да се врате назад у TPS	а) Вратити податке који су недавно ускладиштени, без преписивања истих података у главном систему б) Проверити интегритет базе (за TPS и информациони систем могу бити потребне одвојене процедуре за враћање података о пацијенту, плановима и моделима)
<i>QC test 5</i> <i>(TRS 430)</i>	Провера да ли има промена у протоколима за трансфер СТ-а	а) Пребацити са скенера четири основна сета за (пронирано, супинарно, глава прво, ноге прво). Може се урадити на фантому, са јасним ознакама (лево-десно, глава-ноге) б) Проверити да ли су у систему за планирање позиције правилно препознате и оријентисане
<i>QC test 6</i> <i>(TRS 430)</i>	Провера односа HU/ED и геометрије снимка са скенера	а) Скенирати фантом по стандардном протоколу (најмање један пресек са познатим густинама и дистанцама) б) Извршити извоз слика на TPS. Проверити дистанце доступним алатима, HU и електронске (толеранције 2 mm – дистанца, 0,02 – електронска густина, 20 HU). Уколико је превелика разлика у HU, потребна је рекалибрација скенера на TPS-у в) Направити филм тест фантома, уз обавена подешавања контраста као на референтном г) Убацити филм у систем за планирање на уобичајени начин (CCD камером или дигиталним скенером)

Уколико се дигитализација филма користи за корекције нехомогености густине (*bulk densities*) се додељују ручно, а ако TPS аутоматски мапира дигиталну матрицу са густинама, проверити да ли су густине тачно мапиране

Контролна сума свих фајлова показује да ли су фајлови мењани. Ако ово не може да се уради алтернатива је да се погледа директоријум са подацима. Проверити датуме свих фајлова како би се уверили да нису нехотимице мењани. Уколико су унети подаци параметаризовани, или обрађени, најскорији подаци морају да се провере. Сирови подаци су секундарне важности, иако се морају одржавати. Подаци се обично могу проверавати директно. Приказати и одштампати конфигурацију система за планирање и упоредити са подацима са комисионирања.

Због комплексности модерних система за планирање није изводљиво проверити сваки пут у сваком програму у потрази за одступањима, мада и није вероватно да ће се такав квар догодити. Ипак, добра је пракса имати сет стандардизованих планова који тестирају пуне могућности софтвера. Препоручује се да свака институција развије свој сет конзистентан са техникама које користи, засновано на овде наведеним општим принципима.

Провера
константности
калкулације дозе
екстерних поља као
осигурање од
нехотичних
одступања или
кварова

**QC test 8
(TRS 430)**

- а) Код провера тражити репродуцибилност, не прецизност: резултат сваког теста треба да буде идентичан оригиналу са комисионирања. Када се софтвер надгради новим или побољшаним алгоритмима, излазних нових алгоритама постаје референтна вредност.
- б) Тест планови не морају нужно бити третмански планови: циљ је дасе тестира што више софтверских могућности у што краћем времену; нпр. чврсти и динамички клинови, блокови и MLC, симетрична и асиметрична поља, са и без корекција на нехомогености, могу бити комбиновани у један план са више поља. Потреба за изоловањем тачног узрока јавља се само када се детектује одступање.
- в) Тестирати различите опције: уколико је могуће употребити више алгоритама за исти случај, неопходно је тестирати их све (који се користе).

- г) Постарати се да се тест планови понове од самог почетка, укључујући и трансфер снимака, ако је могуће. Треба проверити цели процес, не само калкулацију дозе.

Примери:

- 1) СТ снимци торакса, са укљученим алгоритмом за корекцију нехомогености.
- 2) Антериорно: ниска енергија, 15 cm квадратно, симетрично поље без клинова и блокова.
- 3) Десно латерално: ниска енергија, асиметрично (2 cm, 8 cm), 60° клин, MLC.
- 4) Постериорно: висока енергија, 8 cm широко поље, симетрично са два блока.
- 5) Лево латерално: висока енергија, асиметрично поље (0 cm, 10 cm) 30 динамички клин, без блокова.

<i>QC test 9 (TRS 430)</i>	Провера одступања у калкулацији MU/времена	За тест планове (из QC test 8-TRS 430) употребити систем за планирање за израчунавање MU/времена и проверити поклапање са постојећим претходним подацима.
<i>QC test 10 (TRS 430)</i>	Проверити да подаци на одштампаној верзији нису промењени	За тест планове (из QC test 8-TRS 430) проверити да ли су координате изоцентра, детаље о величини поља, SSD, клиновима, блоковима и слично, одштампани као и раније.
<i>QC test 11 (TRS 430)</i>	Проверити да није дошло до измена у протоколима и подацима за трансфер	Треба одржавати стандардни скуп тест случајева, који користе најчешће употребљаване делове процеса трансфера планова. Могу то бити планови из QC test 8-TRS 430 или други скуп тестова. Овај скуп тестова треба урадити сваки пут када су фајлови са подацима, код, системски софтвер, или друге компоненте система за планирање или контролних система третманских модалитета предмет модификација или надградње.
<i>Трансфер тест 1 (TRS 430)</i>	TPS координате и скалирања	Провера да ли систем користи сопствени координатни систем и систем скала или је прилагођен машини која је у употреби
<i>Трансфер тест 2 (TRS 430)</i>	Конвенција о употреби координата и скала	Провера координатних система и система за скалирање за сваку појединачну машину и провера конзистентности са TPS-ом
<i>Трансфер тест 3 (TRS 430)</i>	Углови	Провера исправности позиције и смера ротације
<i>Трансфер тест 4 (TRS 430)</i>	Табела координата јединице, скале	Апсолутно и релативно померање, резолуција

Трансфер тест 5 (TRS 430)	Колиматор	Величина поља
Трансфер тест 6 (TRS 430)	Опис машине	Свеобухватно дефинисање машине
Трансфер тест 7 (TRS 430)	Кретања	Провера кретања на машини, бразина и граничења
Трансфер тест 8 (TRS 430)	Клинови	Дефинисање клинова (ознаке и правци)
Трансфер тест 9 (TRS 430)	Блокови	Ознаке носача блокова
Трансфер тест 10 (TRS 430)	MLC	Ознака MLC фајлова, дефиниција и остали параметри
Трансфер тест 11 (TRS 430)	Апликатори за електроне	Употреба апликатора и позиција колиматора
Трансфер тест 12 (TRS 430)	Јединственост	Означивање на нивоу одељења, машине и енергије
Трансфер тест 13 (TRS 430)	Додатна опрема	Компезатори и болуси
Трансфер тест 14 (TRS 430)	Преписана доза	Информације о дози, MU/времена

**Photon test 1
(TRS 430)**

Проверити толеранције скупа симетричних поља различитих величина, која ће се клинички користити

Тестове треба спроводити пољима која су ограничена са MLC колиматором, према томе како се користе у клиничкој пракси.

Упоредити мерења и калкулације употребом 1D или 2D дозне расподеле. Проверити:

- Квадратна поља, нпр. 5 cm x 5 cm, 10 cm x 10 cm, 40 cm x 40 cm (или максимално квадратно поље). Уколико се користе поља мања од 5 cm, треба измерити најмање поље које се користи у клиничкој пракси.
- Правоугаона поља, нпр. 5 cm x 30 cm, 30 cm x 5 cm. Уколико се користе поља мања од 5 cm, треба измерити и за најмању димензију поља која се користи.
- Мерити на више различитих дубина, нпр. $d = d_{max}$, 10 cm и 20 cm.

		Поређења треба извести за локације на дијагонали, ван осе снопа, или у 2D равни ортогоналној на осу поља. Тестове треба изводити или за SSD 90 cm (за изоцентричне третмане на машинама са изоцентромна 100 cm) или на стандардном SSD. Проверити дубинске дозе и профиле на дистанцама и дубинама ван опсега мерених података, у областима које захтевају екстраполацију.
Photon test 2 (TRS 430)	Верификација поклапања на скупу асиметричних поља, која ће имати клиничку примену	Тестове треба спроводити пољима која су ограничена MLC или колиматором, према томе како се користе у клиничкој пракси. Упоредити мерења и калкулације употребом 1D или 2D дозне расподеле. Проверити: а) Поље 10 cm x 10 cm са колиматором x и ивицама ламела MLC постављеним на 0 (до изоцентра), затим са y. б) Поља која се формирају тако да ламеле и колиматор максимално прелазе преко изоцентра. Поновити ове тестове са максималном вредношћу клина који може да се користи. Комбинација употребе клинова са асиметричним и јако колимираним пољима може да буде компликована за прорачун и обавезно се мора проверити. Скуп тестова који комбинују следеће мора да буде укључен: 1) Поља са клиновима и асиметричним колиматором: више различитих тест примера. 2) Обликована (конформирана) поља са асиметричним колиматором и клиновима.
Photon test 3 (TRS 430)	Верификација подударања за репрезентативни скуп обликованих (MLC) поља	Поља треба формирати помоћу колиматора и блокова, или помоћу MLC. Упоредити дубинску дозу на централној оси, аутпуте и профиле на $d=d_{max}$, 10 cm и 20 cm, на две или три локације у пољу. Радити са апсолутним дозама. а) Облик 1: 20 cm x 20 cm са <i>cord</i> блоком. На централној оси. б) Облик 2: 20 cm x 20 cm са четири угаона блока и додатим централним блоком који не прелази преко централне осе. в) Облик 3: Конвексна апертура. Генерално овални облик, асиметричан. г) Облик 4: Конкавна апертура. С-облик са заклоњеном централном осом.

За рутинску примену комплекснијих облика поља, додати тест примера комплекснијих облика.

**Photon test 6
(TRS 430)**

Провера прецизности калкулације дозе за различите SSD. Проверити како систем за планирање предвиђа дозу када је **Photon test 10 (TRS 430)** правац снопа под углом различитимод 90° у односу на површину пацијента

За најмању и највећу SSD који се може наћи у клиничкој примени извести тест конзистентности дивергенције, корекције инверзног квадрата, и облика профила. Проверити за једно стандардно поље (10 cm x 10 cm). Уколико се користе велика поља неправилног облика на продуженој SSD, проверити их мерењима на стандардној продуженој SSD која се користи у клиничкој пракси. Провере централне осе, аутпута и профила треба урадити у воденом фантому. Могући извор грешака може да буде величина поља у пацијенту која може да буде већа од највеће измерене (параметризоване) величине поља у систему за планирање. Ово може да доведе до грешака услед екстраполације или одсецања приликом прорачуна.

- а) За стандардно постављен систем (нпр. SSD 90 cm, AP, раван фантом) за величину поља 10 cm x 10 cm измерити 2D трансверзалну дозу дистрибуцију за угао гентрија 30°.
- б) Направити изодозну мапу ако је могуће, или упоредити профиле, или дозу у изабраном скупу тачака, са одговарајућим излазом система за планирање.

Табела 3. Примери VMAT/IMRT тестови

Тест	Име теста	Опис	Детектор
1	Верификација PDD малих поља	$\geq 2 \times 2 \text{ cm}^2$ обликовано поље са MLC, на клинички прихватљивим SSD-ом	Полупроводнички детектор
2	Верификација аутпута малих поља дефинисаних са MLC	Користити мало квадратно и правоугаono поље дефинисано MLC сегментима	Полупроводнички детектор, јонизациона комора мале активне запремине
3	TG-119 тестови	Планирање, мерење и резултати провера квалитета за регије главе и врата и случајева С-облика	Јонизациона комора, филм
4	Тест за планове који се користе у клиници	Изабрати најмање два клиничка случаја: план, мерење и анализа резултата	Јонизациона комора, филм

III

ПРОТОКОЛ ЗА КОНТРОЛУ И ОБЕЗБЕЂЕЊЕ КВАЛИТЕТА ПЛАНА И ИСПОРУКЕ ТРЕТМАНА

Радна група за израду националног протокола

Руководилац: Дарко Стојановић

Чланови радне групе:

Невена Младеновић

Тамара Јовановић

Драгослав Оташевић

Драгомир Пауновић

Лаза Рутоњски

Тања Стевановић Раонић

КОНТРОЛА КВАЛИТЕТА ПЛАНА

Контрола квалитета радиотерапијског плана подразумева радње које изводе медицински физичари у циљу провере квалитета терапијског плана у транскутаној радиотерапији, а са циљем обезбеђивања безбедности пацијента, те учинковитости и оптимизације терапије.

Курс савремене РТ подразумева примену различитих извора јонизујућег зрачења, модалитета, техника и типова фракционисања. Конвенционалним методама сматрају се 1D/2D и 3DCRT. Код њих се зрачење испоручује релативно малим бројем статичних поља уз употребу колимације снопа дијафрагмама, MLC и модулацијом дозне расподеле клинастим филтерима.

Модерним техникама сматрају се IMRT технике испоруке дозе. Ове технике могу се, у општем случају, поделити на фиксне и ротационе. Фиксне технике подразумевају сегментни, динамички и компензатором засновани IMRT, док се ротационим сматрају томотерапија и запремински модулисана лучна терапија (VMAT). Захтев за високом прецизношћу постоји код стереотаксичних типова фракционисања, тј. у кранијалној (SRS) и екстракранијалној стереотакси (SBRT).

Типична дистрибуција дозе је хетерогена, настала применом комплексних поља са различитим степенима модулације.

У зависности од врсте радиотерапијског третмана примењују се различите методе контроле квалитета. Основне, минималне мере дате су у табели 1.

Табела 1. Основне мере контроле квалитета плана у радиотерапији

Назив	1D/2D	3DCRT	IMRT/VMAT	SRS
Преглед плана од стране другог физичара	Да	Да	Да	Да
Дозиметријска провера плана		Да, повремено Опционо	Да, сваки план пре одобрења	Да, сваки план пре одобрења
Независна калкулација мониторинских јединица, или времена зрачења	Да	Да, повремено Опционо		
Независна калкулација дозне расподеле			Да Опционо Високе дозе, велики волумени, проблематични OAR	Да Опционо
Провера поклапања писане верзије плана са планом у систему за планирање	Да	Да	Да	Да
Провера поклапања параметара плана у систему за планирање и верификационом информационом систему	Да	Да	Да	Да

Преглед плана од стране другог медицинског физичара

Медицински физичар који обавља овај корак контроле квалитета проверава основне параметре плана у циљу осигурања да план задовољава услове исправности, оправданости, оптималности плана према задатим параметрима и декларисаној намени третмана. Препоручљиво је да свака институција направи контролну листу параметара и критеријума који се проверавају. Пример овакве контролне листе дат је у прилогу 2.

Провера плана подразумева и проверу изложености органа од ризика. Одређивање ових лимита обавеза је сваке институције (лимити нису дефинисани у овом документу, већ посебним документима). Пример дозних лимита дат је у прилогу 3.

Дозиметријска провера плана

Мера дозиметријске провере плана обавља се различитим методама и учесталошћу, у зависности од терапијских метода које се примењују. Свака институција у обавези је да донесе протокол и процедуре за дозиметријску проверу планова, према методама и опреми које користи. Минимум опреме и метода који су неопходни за овакву контролу дат је у табели 2.

Табела 2. Минимум дозиметријских провера и минимум неопходне опреме за дозиметријску проверу плана

Дозиметријска метода	Минимум опреме	3DCRT	IMRT/VMAT	SRS
Апсолутна дозиметрија	Чврсти фантом, јонизациона комора и електрометар, барометар и термометар	Да, повремено*	Да, повремено*	Да, повремено*
2D методе – дозиметрија детекторским системом	Равански детекторски систем квалитета за QA плана и одговарајући фантом или носач	Не	Да, за сваког пацијента, пре доношења одлуке о одобрењу плана	Да, за сваког пацијента, пре доношења одлуке о одобрењу плана
3D методе	Цилиндрични или равански детекторски систем са одговарајућим софтвером, дозиметријски гел системи	Не	Опционо**	Опционо**

* „Повремено” означава да треба одредити термин у коме се, на случајно изабраном или репрезентативном плану, изводи адекватно апсолутна дозиметрија у циљу испоруке дозе у једној тачки, обично изоцентру.

** „Опционо” означава да ове методе нису обавезне, пре свега због цене, доступности, технолошких захтева и времена потребног за примену дозиметријских гел система. Софтверска 3D реконструкција из раванских или цилиндричних система једноставнија је, али не представља праву 3D мерну методу.

Апсолутна дозиметријска мерења

Апсолутна дозиметријска мерења у циљу поклапања дозе која се испоручује у контролној тачки неопходно је дефинисати одговарајућом процедуром.

Дозу у тачки неопходно је одредити на фантому, воденом или чврстом, при условима који што приближније одговарају условима дефинисаним у плану.

План се копира и доза се прерачунава на скенираним снимцима фантома. Затим се обављају апсолутна дозиметријска мерења, по пољу или сумарно за цео план. На крају се врши упоређивање измерених вредности са вредностима које је систем за планирање предвидео за дату контролну тачку. Уколико се изабере мерење по пољу, неопходно је одредити и сумарну вредност за цео план, како би се утврдило да не постоји суперпонирање одступања.

Толеранције и дозни лимити треба да се утврде процедуром и да зависе од дозне области у којој се врши мерење.

При избору контролних тачака за дозиметријску проверу апсолутним мерењима највише смисла има избор тачке у области високе дозе и релативно ниског градијента дозе.

Секундарно, може се проверити и заштита органа од ризика, односно калкулација дозе ван мете, избором тачке у области ниске дозе и ниског градијента дозе. Апсолутна дозиметријска мерења у области високог градијента зависе од запремине коморе и могу бити извор непрецизности.

Процедура за мерења треба да се усклади са TRS 398 и осталим важећим међународним препорукама.

Апсолутна дозиметријска мерења у чврстим фантомима

Најједноставнији метод мерења у циљу дозиметријске провере плана је мерење дозе у једној изабраној тачки, применом јонизационе коморе и чврстог фантома.

Иако су чврсти фантоми практични са аспекта брзине и једноставности примене, неопходно је нагласити да они нису једнаки води и да одступања у мереним дозама зависе од брзине дозе и енергије, односно квалитета снопа.

При примени чврстих фантома неопходно је одредити две величине: ефективну референтну дубину у конкретном чврстом фантому и корекциони фактор за чврсте фантоме.

Ефективна референтна дубина у чврстом фантому користи се при одређивању корекционог фактора и обрнуто је пропорционална релативној електронској густини материјала од кога је чврсти фантом начињен.

$$\frac{z_{eq}}{z_{ref}} = \frac{\rho_e(w)}{\rho_e(s)}, \text{ односно } \frac{r_{eq}}{r_{ref}} = \frac{\rho_e(w)}{\rho_e(s)}.$$

Корекциони фактор за чврсте фантоме $k_{m,w}^Q$ укупна је корекција за одређени квалитет снопа, и одређена је количником читавања јонизационе коморе на референтној дубини у води и еквивалентној дубини у чврстом фантому.

$$k_{m,w}^Q = \frac{M_w^Q}{M_m^Q}$$

Корекциони фактор за чврсте фантоме неопходно је одредити за сваку енергију за коју ће се користити чврсти фантом. Он зависи и од брзине дозе, тако да је потребно одредити ову зависност одређивањем овог корекционог фактора за све брзине дозе које ће се користити при раду са чврстим фантомом.

Проверу вредности одређених за корекциони фактор за чврсте фантоме неопходно је укључити у процедуре периодичних провера на линеарним акцелераторима сваки пут када се проверава квалитет снопа. Ово у пракси значи приликом редовних годишњих провера квалитета линеарног акцелератора и приликом ванредних контрола услед сервиса.

Прилог 4 садржи пример табеле за одређивање $k_{m,w}^Q$.

Опис услова провере дозне расподеле детекторским системима у зависности од дозних области

У свом раду из 2003. године Палта је увео лимит поузданости као $|MD| + 1,96SD$ где је $MD = 100\% \frac{(D_{calc} - D_{meas})}{D_{pres}}$ уз ниво поузданости преузет из Гаусове расподеле, као услов који задовољава 95% тачака.

Додатно, препознат је различит значај и могућност прецизног израчунавања и позиционирања у различитим регионима дозне расподеле. Издвојени су региони високе дозе и високог градијента дозе, високе дозе и релативно ниског градијента дозе и области ниске дозе и ниског градијента дозе. За њих су представљени и различити нивои поузданости, као ограничења које план треба да испуни и акциони лимити, које ако их план не испуњава не сме бити клинички примењен. Ови лимити дати су у табели 3. Лимити су дати само оријентационо, да укажу на значај препознавања врсте дозне области и њихову примену на анализу одступања при упоређивању дозних расподела из *hell* система за планирање и мерених вредности.

Табела 3. Нивои поузданости и акциони лимити разних дозних области

Регион	Лимити	
	Поузданост	Акција
Висока доза високи градијент	10% и DTA 2 mm	15% и DTA 3 mm
Висока доза ниски градијент дозе	3%	5%
Ниска доза и ризични органи	4%	7%

Поред разних формализама за калкулацију и проверу планова TG-21 препознаје и разлике у методологијама за упоређивање планова и мерних резултата у различитим софтверским решењима. Неопходно је упознати се са формализмом софтверског алата који се користи, његовим предностима и манама, како би се искључила могућност систематских грешака због разлика у формализмима који се примењују.

Неки софтверски алати омогућавају одређен ниво прилагођавања формализма. Препоручује се институцијама да у склопу сопствених детаљних процедура и упутстава што ближе опишу усвојену методологију.

Гама анализа

Математичке основе Гама анализе поклапања дозне расподеле дате су у прилогу 1. Пожељно је да се проуче, јер се остатак текста овог документа ослања на методологију и терминологију дефинисану у прилогу 1. Скраћену основу представљамо у овом документу.

Суштина квантитавне анализе дозних дистрибуција је упоређивање измерених дозних дистрибуција помоћу детектора зрачења и калкулисаних дозних дистрибуција које су добијене у систему за планирање зрачног третмана (TPS – *Treatment Planning System*). Гама анализа је математичка анализа која се користи за упоређивање горе поменутих дистрибуција. Како би се осигурало да пацијент прими тачно одређену преписану дозу, потребно је проверити пренос података и испоруку дозе на линеарном медицинском акцелератору. Измерене вредности доза помоћу детектора и калкулисане дозе помоћу TPS-а би требале да буду у великој мери усклађене.

Дозне дистрибуције се представљају низом тачака, где је свака тачка дефинисана локацијом и дозном вредности. Размак између тачака представља просторну резолуцију (она не мора бити једнака у свим димензијама или на свим локацијама). Просторна резолуција је важна у приказивању и процени саме дозе. Дискусија око компарација техника за мерење дозне дистрибуције се заснива на претпоставци да увек постоје две дозне дистрибуције. Једна је

референтна, а друга евалуирана (процењена) дозна дистрибуција. Референтна дистрибуција је обично она са којом се евалуирана дистрибуција упоређује (мада се у специфичним случајевима због математичких услова и ограничења саме технике поређења, ове улоге могу заменити). Најчешће се за референтну вредност дозе узима измерена вредност помоћу детектора зрачења, док се за евалуирану вредност узима калкулисана вредност са TPS-а. Процес поређења дозе је део клиничке праксе, чији је циљ провера слагања референтне и процењене дозне дистрибуције у клинички релевантним границама.

γ- тест

Приликом гама анализе узимају се у обзир разлике у дозама и просторним померањима у регијама ниских и високих дозних градијената. Гама критеријуми су прилично строги. Једна од предности Гама дистрибуције је да обезбеђује индикацију не само за тачку која није прошла, већ и колико је одступање измерене и предвиђене дозе. Математичка формулација гама анализе је:

$$\Gamma(\vec{r}_e, \vec{r}_r) = \sqrt{\frac{r^2(\vec{r}_e, \vec{r}_r)}{\Delta d^2} + \frac{\delta^2(\vec{r}_e, \vec{r}_r)}{\Delta D^2}} \quad (1)$$

где је $r(\vec{r}_e, \vec{r}_r)$ растојање између референтне и евалуиране тачке и $\delta(\vec{r}_e, \vec{r}_r)$ је разлика у дози. Минимум функције је дефинисан као γ :

$$\gamma(\vec{r}_r) = \min\{\Gamma(\vec{r}_e, \vec{r}_r), \forall \{\vec{r}_e\}\} \quad (2)$$

Вредности γ између 0 и 1 указују да је поређење прошло у односу на дозу и дефинисане критеријуме померања. Вредности веће од 1 указују да γ-тест није задовољен. Будући да је γ померање између две дозне дистрибуције, γ је у основи радијус између референтне тачке и евалуиране дистрибуције. Критеријуми проласка/неуспеха у поређењу дозних дистрибуција су у основи круг, сфера или хиперсфера (1, 2 и 3 димензије).

Нормализација игра пресудну улогу у тумачењу резултата поређења дозе. Критеријум разлике у дози се обично описује као проценат максималне дозе за једну или обе дистрибуције дозе које се упоређују (глобална нормализација) или проценат преписане дозе (који се може описати као локални проценат дозе – локална нормализација). У глобалној нормализацији, разлика у дози између било ког измереног и израчунатог пара тачака дозе нормализује се користећи исту вредност за све парове тачака, често максималну планирану тачку дозе. С друге стране, у локалној нормализацији, разлика дозе за све парове тачака нормализује се на планирану дозу у локалној тачки.

Конкретно, уколико се у једначини (1) узме да је параметар ΔD 3% од максималне дозе у референтној дистрибуцији, тада се врши глобална гама анализа. Глобална гама анализа се сматра успешном уколико је барем 95% од свих анализираних пиксела (тачака) задовољило услов $\gamma \leq 1$.

Ако се у једначини (1) узме да је параметар ΔD 3% од локалне дозе у референтној дистрибуцији, онда се врши локална гама анализа. Локална гама анализа је строжија у односу на глобалну, па се она сматра успешном уколико је барем 90% од свих анализираних пиксела (тачака) задовољило услов $\gamma \leq 1$.

За ΔD у једначини (1) узима се 3 mm, што значи да се тражи да се евалуирана тачка са истом дозом налази у оквиру 3 mm од референтне тачке (тест тада пролази задати критеријум). Такође, ΔD се узима да је 3%, што значи да се у датој евалуираној тачки тражи да доза буде у оквиру од 3% од референтне вредности локалне дозе (локална гама анализа) или референтне вредности максималне дозе у расподели (глобална гама анализа). У одређеним случајевима треба проверити и критеријум 2%/2 mm.

Методe мерења (TC, PFF, PC)

Више метода мерења доступно је за дозиметријску проверу плана. Методе најчешће подразумевају фантом, који је присутан физички и у систему за планирање, на коме се прорачунава доза за план који је сачињен за пацијента и затим ископиран на фантом. Графички приказ метода дат је сликом 1.

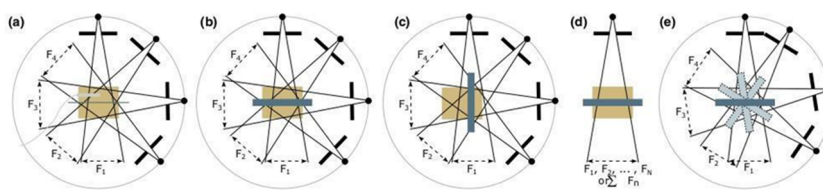
Права композитна слика (*True composite*, TC) подразумева испоруку целог плана на филм, комору, или детекторски ситем постављен у фантому, уз поштовање геометрије плана. Мерена доза, односно дозна расподела приказује резултат целокупног третмана и упоређује се са одговарајућом израчунатом дозом, односно дозном расподелом из система за планирање.

Мерење у равни нормалној на централну осу снопа, композитно, или поље по поље (респективно *Perpendicular Composite*, PC, *Perpendicular Field by Field*, PFF) подразумева одвојено мерење за свако поље, уз детектор који је постављен под правим углом у односу на централну осу снопа. Ово се може постићи на више начина, од којих су најчешћи:

- (i) игнорисање угла гентрија уз испоруку на статични детекторски систем из вертикално постављених свих поља,
- (ii) монтирањем детекторског система на гентри помоћу носача,
- (iii) монтирањем детекторског система у фантом који може да се ротира.

У случају РС мерење даје сумарну дозу расподелу свих поља, док код PFF добијамо одвојене дозне расподеле за свако поље. Нека софтверска решења омогућавају стварање композитних расподела од измерених расподела за свако поље.

Препорука је користити композитну дозиметријску расподелу када год је могуће. Расподеле по пољима могу да открију детаље везане за проблеме са испоруком третмана и користан су алат, али суперпозиција дозвољених одступања може довести до неприхватљивих одступања у композитној расподели дозе. Препорука је да се мерења увек обављају у условима у којима ће се третман и испоручити, без апроксимација у смислу геометријског положаја гентрија и колиматора.



Слика 1. (a), (b) и (c) представљају различите начине за мерење помоћу праве композитне слике (TC), (d) и (e) представљају методе код којих се увек мери у равни нормалној на осу снопа (PFF, PC). (Извор TG-218)

Универзални минимални дозиметријски услови за прихватање плана

У циљу утврђивања минималних дозиметријских услова прихватљивости плана дефинишемо две врсте лимита. Толеранција, или лимит толеранције означава прихватљиву неизбежну непрецизност у процесу планирања, границу у којој се процес сматра нормалним, односно подложен само случајним грешкама.

Вредности које леже ван толеранције неопходно је испитати, јер сугеришу да систем одступа од нормалне операције. Потребно је одредити узроке и да ли се они могу избећи или поправити. У овом случају треба анализирати узроке одступања испоручене дозе од предвиђене у плану, те да ли се изменом плана или поправком неке компоненте система могу ова одступања избећи. Коначно, треба утврдити да ли је план безбедан за испоруку.

Акциони лимити су границе изван којих се план сматра апсолутно неприхватљивим. Анализа овако великих одступања је неопходна у циљу откривања узрока и њиховог отклањања.

Универзалне толеранције и универзални акциони лимит за IMRT/VMAT планове дат је у табели 4.

Табела 4. Универзални услови за лимите при IMRT/VMAT дозиметријској верификацији плана

Лимит	Параметри за γ анализу		Праг дозе	Проценат тачака које пролазе γ критеријум
	DTA	Доза		
Толеранција	3 mm	3%	10%	95%
Акциони лимит	3 mm	3%	10%	90%

Табела 4а. Универзални услови за лимите при SRS/SBRT дозиметријској верификацији плана

Лимит	Параметри за γ анализу		Праг дозе	Проценат тачака које пролазе γ критеријум
	DTA	Доза		
Толеранција	3 mm	3%	10%	95%
Акциони лимит	3 mm	3%	10%	90%

Уколико институција жели да одступи од препоручених универзалних лимита, обавеза је да поштује услове дате у литератури (TG-218 и TG-100).

Независна калкулација мониторинских јединица или времена зрачења

Независна калкулација мониторинских јединица које је предвидео систем за планирање није увек могућа, с обзиром да је превише комплексна да би се изводила ручно или једноставним калкулацијама, нарочито за сложеније терапијске технике.

Према табели 1, треба је спроводити за 2D и опционо за 3DCRT планове. Толеранција, због мање прецизности секундарних метода калкулације мониторинских јединица, односно времена третмана, треба да буде не већа од 5%. Разлика већа од 5% се препоручује као акциони лимит.

Када су у питању сложеније методе, пожељно је да сваки центар поседује софтвер са могућношћу независне калкулације мониторинских јединица.

Независна калкулација дозне расподеле

Модерне технике захтевају проверу у систему за планирање израчунатих дозних расподела унутар пацијента, повремено и по потреби. Ово израчунавање није могуће извршити ручно,

те је неопходно да сваки центар поседује независни софтвер са могућношћу увоза планова из система за планирање са DICOM снимцима на којима је планирање извршено, те израчунавање дозне расподеле и упоређивање израчунате и увезене дозне расподеле.

При избору толеранције неопходно је узети у обзир евентуалне специфичности и разлике међу алгоритмима за калкулацију. Потребно је да сваки центар донесе одлуку о сопственим процедурама толеранције и акционе лимите.

Литература

1. AAPM TG-51
2. AAPM TG-218
3. AAPM TG-100
4. IAEA TRS 277
5. IAEA TRS 398
6. IAEA TRS 483
7. VM Tello et al. How water-equivalent are water-equivalent solid materials for output calibration of photon and electron beams? Medical physics, 22(7): 1177–1189, 1995.

Прилози

- 3.1. Математичке основе примене гама анализе
- 3.2. Пример контролне листе
- 3.3. Пример контролне листе за проверу плана од стране другог медицинског физичара
- 3.4. Пример дозних лимита за органе од ризика
- 3.5. Пример табеле за одређивање $k_{m,w}^Q$

Прилог 3.1. Математичке основе примене гама анализе

1. УВОД

Суштина квантитативне анализе дозних дистрибуција је упоређивање измерених дозних дистрибуција помоћу детектора зрачења и калкулисаних дозних дистрибуција које су добијене у систему за планирање зрачног третмана (TPS – *Treatment Planning System*). Гама анализа је математичка анализа која се користи за упоређивање горе поменутих дистрибуција. Приликом гама анализе узимају се у обзир разлике у дозама и просторним померањима у регијама ниских и високих дозних градијената. Како би се осигурало да пацијент прими тачно одређену преписану дозу, потребно је проверити пренос података и испоруку дозе на линеарном медицинском акцелератору. Измерене вредности доза помоћу детектора и калкулисане дозе помоћу TPS-а би требале да буду у великој мери усклађене.

2. ДОЗНА РАЗЛИКА, ДТА, ГАМА АНАЛИЗА И ПРОВЕРА МЕТРИКЕ

Дозне дистрибуције се представљају низом тачака где је свака тачка дефинисана локацијом и дозном вредности. Размак између тачака представља просторну резолуцију (она не мора бити једнака у свим димензијама или на свим локацијама). Просторна резолуција је важна у приказивању и процени саме дозе. Груба дозна дистрибуција понекада захтева интерполацију података како би се приказала у интерпретабилној форми (нпр. изодозне линије). Резолуција дозне дистрибуције има значајну улогу у самом поређењу дозних дистрибуција.

Дискусија око компарација техника за мерење дозне дистрибуције се заснива на претпоставци да увек постоје две дозне дистрибуције. Једна је референтна, а друга евалуирана (процењена) дозна дистрибуција. Референтна дистрибуција је обично она са којом се евалуирана дистрибуција упоређује (мада се у специфичним случајевима због математичких услова и ограничења саме технике поређења, ове улоге могу заменити). Битно

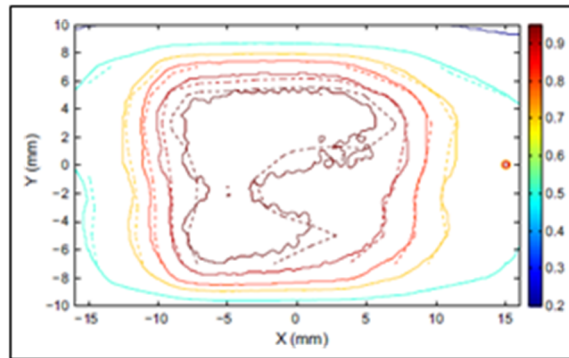
је напоменути да су неке од техника поређења инваријантне на избор референтне и процењене дозне дистрибуције, а неке нису.

Процес поређења дозе је део клиничке праксе, чији је циљ провера слагања референтне и процењене дозне дистрибуције у клинички релевантним границама. Значајно је напоменути да поред дозе треба узети у обзир и дозни градијент и грешку. Стога, постоји потреба за познавањем просторне и дозне несигурности при спровођењу компарација доза. Просторни аналог у дозној разлици је DTA, који се генерално односи на удаљеност између заједничких карактеристика две дозне дистрибуције.

2.1. Изазови приликом поређења дозних дистрибуција

Како се дозне дистрибуције представљају низовима бројева, њихово поређење би захтевало рачунање нумеричких разлика. Међутим, у регијама високог дозног градијента разлика је веома осетљива на просторне неусклађености. Ова осетљивост може довести до великих разлика у дози, које превазилазе задате критеријуме (разлике су велике и за мала померања).

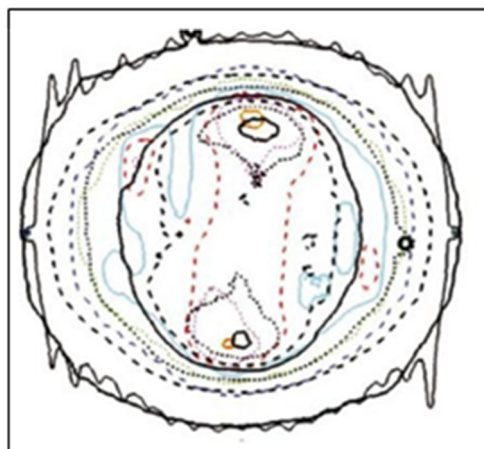
Чест метод за поређење дозних дистрибуција јесте преклапање њихових контура. Ова техника представља брзу и квалитативну методу за поређење. Уколико се дозне дистрибуције скроз слажу оне ће се преклопити, а у супротном разилазити. Удаљеност при којој ће доћи до раздвајања контура зависи од два фактора: разлике у дозама и локалним дозним градијентима. Када је дозни градијент висок, контуре се мало померају са променом дозе, па тако чак и велика грешка при калкулацији дозе ће довести до малог одвајања међу контурама. Са друге стране, веома мале разлике у дози ће померити изоленије у регијама ниског градијента. Места на којима контуре дају квантитативну информацију су она где се ове линије секу или суперпонирају. Ако изодозне линије „носе” исту вредност, онда се дистрибуције слажу на тим местима. Ако се две различите изодозне линије секу, на пример 50% изодозна линија из једне дистрибуције и 60% изодозна линија из друге дистрибуције, разлика дозе се налази у тачки њиховог пресека.



Слика 1. Преклапање изодозних линија два мерења.

*Пуна изодозна линија која је добијена путем радиохроматског филма и испрекидана изодозна линија која је добијена мерењима са јонизационом комором.
Приказане су изодозне расподеле од 20%, 50%, 70%, 80%, 90% и 95% дозе.*

На слици 1. представљен је пример суперпонираних изодозних линија. Изодозне линије на слици представљају измерену дозну дистрибуцију путем радиохроматског филма и 2D дозиметра. Приказ двеју дозних дистрибуција показује јасно преклапање контура са малим неслагањима. На слици 2. представљење су две дозне дистрибуције које се веома разликују. У овом случају, додатна квантитативна анализа је неопходна.



Слика 2. Суперпонирана изодозна расподела дистрибуције дозе.
Јасна неслагања су видно уочљива.

Једна од потешкоћа приликом поређења дозних дистрибуција мерених путем фантома је разлика у геометријама између самог фантома и пацијента. Планирана дозна дистрибуција у фантому није иста као дозна дистрибуција у пацијенту, чак иако су грешке приликом планирања и испоруке дозе мале (доза коју прима пацијент се разликује од дозе у фантому). Када се положај ризичних органа и тумора суперпонира на фантом, дистрибуције доза се неће слагати због разлика у атенуационим коефицијентима и факторима расејања код пацијента и код фантома. Стога за процене као што је QA за пацијента помоћу фантома треба

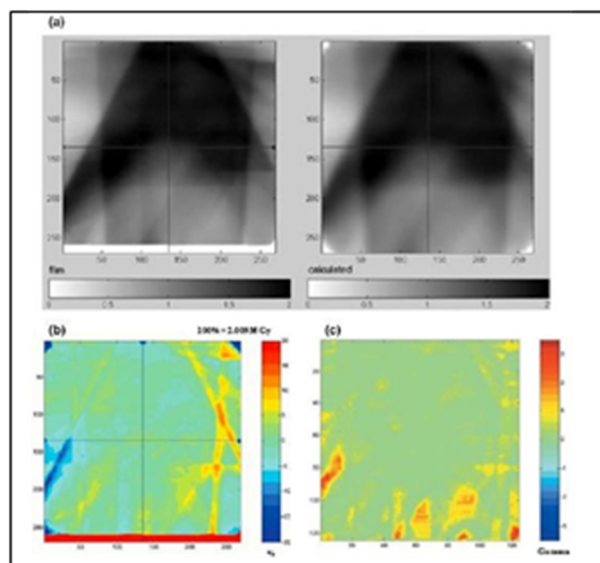
посматрати опште критеријуме прихватања, засноване на укупним циљевима дозиметријске и просторне тачности (у домену у коме су мерења могућа).

2.2. Тест разлике доза

Дозна разлика на месту ($\vec{r}$) представља нумеричку разлику δ између процењене дозе $D_e(\vec{r})$ и референтне дозе $D_r(\vec{r})$ у истој тачки:

$$(\vec{r}) = D_e(\vec{r}) - D_r(\vec{r}) \quad (1)$$

Ова врста анализе је једноставна у случајевима када се елементи дозне дистрибуције налазе на истим местима, а уколико то није случај потребна је просторна интерполација.



Слика 3. (а) Филм и калкулисана дозна дистрибуција
(б) Разлике у дозним дистрибуцијама (у процентима од преписане дозе)
(с) дистрибуција дозе добијена γ -тестом, заснована на 3% дозној разлици и 3 mm DTA.

На слици 3. (а) приказан је пример двеју дозних дистрибуција, једне мерене преко филма и друге добијене преко израчунате равни постојећег IMRT телетерапијског плана зрачења. Дозна разлика је представљена на слици 3. (б), где су одступања двеју регија јасно наглашена. Регије лево и десно имају разлике чак и до 15%, разлике су у областима са високим дозним гредијентима. Ово представља пет пута веће одступање од дозвољеног (уколико се узме у обзир да је прихватљив ниво 3%).

Тест дозних разлика је одличан у давању увида у подударност две дозне дистрибуције у регијама ниског градијента. Овде се доза споро мења, а разлика у дози указује на неслагање између две дистрибуције независно од просторних несигурности. Самим тим, толеранције за просторне грешке (DTA критеријум) се могу игнорисати. Са друге стране, у регијама високог

дозног градијента важи супротно, тј. чак и велике грешке имају као резултат врло мало ефективног померања у простору. Како мала просторна померања могу довести до великих разлика у дози, може се десити да неке регије од интереса не прођу тест разлике доза али да и даље буду клинички прихватљиве. Само разлика доза двеју дистрибуција је недовољна како би се донео закључак о поклапању дистрибуција (у клиничким условима прихватљивости).

2.3. DTA тест

Ван Дајк и сарадници користили су концепт *distance-to-agreement* (DTA) за контролу квалитета телетерапијског планирања. Они су сматрали да би критеријум прихватања у областима високог дозног градијента требао бити растојање између две дозне дистрибуције. DTA се добија тако што се мери растојање од референтне тачке једне дозне дистрибуције до најближе следеће тачке евалуиране дозне дистрибуције која има исту дозу.

Хармс и сарадници су дефинисали алгоритам са горе поменутих критеријумом (критеријум удаљености). Дефинисали су DTA за тачку у референтној дозној дистрибуцији, као најближе место у евалуираној дозној дистрибуцији са истом дозом као и у датој тачки у референтној дозној дистрибуцији. За разлику од теста разлике дозе, овај алгоритам не захтева претрагу процењене дозне дистрибуције како би се пронашло најближе растојање до тачке у референтној расподели која има исту дозу.

DTA тест се показао као идеалан за одређивање раздвајања у областима високог дозног градијента. Међутим, DTA тест постаје преосетљив у регијама ниског градијента, где чак и мала разлика у дози доводи до померања релевантне изодозне линије далеко од референтне тачке. Дистрибуције добијене DTA тестом је тешко протумачити, зато што у већини дозних расподела доминирају регије ниског градијента. Како DTA тест укључује претрагу, DTA вредност није инваријантна на одабир референтне дистрибуције дозе. Референтна расподела може имати било коју резолуцију и димензионалност, јер се DTA израчунава тачка по тачка у референтној расподели, али евалуирана расподела обично има најмање исту или већу резолуцију и просторност од референтне расподеле.

2.4. Композитни тест

С обзиром на то да су тест разлике у дози и DTA тест комплементарни у погледу осетљивости на регије ниских и високих градијената, било је смислено комбиновати ова два теста. Хармс и сарадници су комбинацију ова два теста назвали композитни тест. Резултат композитног теста је да свака евалуирана тачка, или задовољава или не задовољава

критеријуме, а резултат је негативан само ако оба критеријума нису задовољена (тест разлике у дози или DTA тест).

2.5. γ -тест

Са композитним тестом није постојала квантитативна мера колико је резултат добар или лош, него само да ли пролази тест или не. Поређење расподеле дозе одређује се из геометријске перспективе, процењујући померање између референтне и евалуиране расподеле. Ова евалуација спроводи се за сваку референтну тачку. Слично DTA тесту, димензионалност референтне расподеле може бити једна тачка, док је евалуирана расподела требала бити најмање једну димензију. Питање померања између дозних дистрибуција је компликовано јер је степен слободе $n + 1$, где се n односи на просторну димензионалност (нпр. филмска раван садржи две просторне димензије и дозу у једној димензији). Дозна дистрибуција се може посматрати као n -димензионална матрица унутар $n + 1$ димензионалног простора. Проблем одређивања померања у овом простору је у томе што је једна од оса доза, док су остале дефинисане као удаљеност, па је мерење самог померања бесмислено. Ако се разлика у дози и DTA подели са величинама које носе исте јединице (ΔD – разлика у дози и Δd – DTA критеријум), а које представљају општи критеријум теста, сви услови ће моћи да се обједине у један тест.

$$\Gamma(\vec{r}_e, \vec{r}_r) = \sqrt{\frac{r^2(\vec{r}_e, \vec{r}_r)}{\Delta d^2} + \frac{\delta^2(\vec{r}_e, \vec{r}_r)}{\Delta D^2}} \quad (2)$$

где $r(\vec{r}_e, \vec{r}_r)$ растојање између референтне и евалуиране тачке и $\delta^2(\vec{r}_e, \vec{r}_r)$ је разлика у дози. Минимум функције је дефинисан као γ

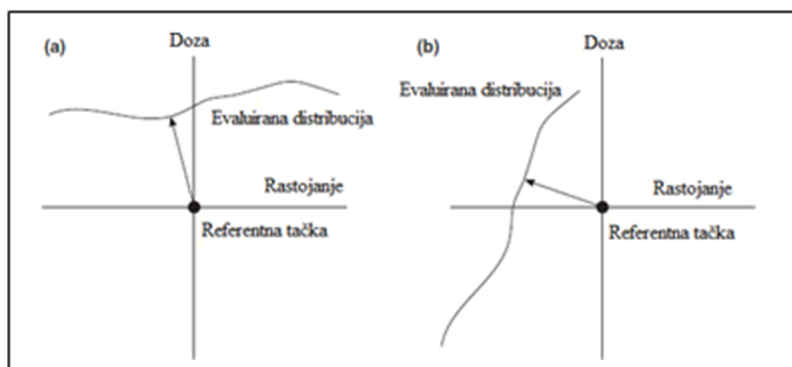
$$\gamma(\vec{r}_r) = \min\{\Gamma(\vec{r}_e, \vec{r}_r), \forall \{\vec{r}_e\}\} \quad (3)$$

Вредности γ између 0 и 1 указују да је поређење прошло у односу на дозу и дефинисане критеријуме померања. Вредности веће од 1 указују да γ -тест није задовољен. Будући да је γ померање између две дозне дистрибуције, γ је у основи радијус између референтне тачке и евалуиране дистрибуције. Критеријуми проласка/неуспеха у поређењу дозних дистрибуција су у основи круг, сфера или хиперсфера (1, 2 и 3 димензије).

Иако γ -тест пружа више од информације да ли дата тачка задовољава критеријуме или не, то само по себи није довољно за директну интерпретацију значења самог теста. Најефикаснији метод за стицање интуитивног разумевања перформанси теста је испитивање понашања теста у два екстремна случаја, један у регијама где скоро не постоји дозни градијент и један у регијама високог дозног градијента.

Слика 4. приказује примере једнодимензионалне дозне расподеле са ниским и високим градијентима дозе. У ниским градијентима доза, вектор који повезује референтну тачку са евалуираном дистрибуцијом је готово паралелан са осом дозе (слика 4. (a)). Тест разлика доза би се могао протумачити као растојање између две расподеле дуж осе дозе, што је γ -тестом добијено у условима где је градијент дозе јако мали. Стога се γ -тест може спровести управо тамо где је тест разлика доза био најкориснији. Слика 4. (b) приказује γ -тест у регијама високог дозног градијента. У овом случају, γ -вектор лежи готово паралелно са осом растојања или осама растојања за 2D и 3D расподелу дозе. Како се градијент повећава, γ -тест суштински постаје исти као DTA тест.

Главна предност γ -теста је у томе што је аутоматски смањена осетљивост поређења дистрибуције дозе у регијама високог дозног градијента. Слика 3. (c) приказује пример γ -теста.



Слика 4. Примери једнодимензионалних анализа упоређивања доза у ниским (a) и високим (b) градијентима дозе. За регије ниских градијената доза, γ -тест је у суштини тест разлика дозе. За регије високих градијената доза, γ -тест је у основи DTA тест.

2.6. Практична разматрања

Иако је механизам калкулације за γ -тест релативно једноставан, постоје оперативни детаљи који могу смањити његову ефикасност и тачност.

2.6.1. Нормализација

Нормализација игра пресудну улогу у тумачењу резултата поређења дозе. Критеријум разлике у дози се обично описује као проценат максималне дозе за једну или обе дистрибуције дозе које се упоређују (глобална нормализација) или проценат преписане дозе (који се може описати као локални проценат дозе – локална нормализација). У глобалној нормализацији, разлика у дози између било ког измереног и израчунатог пара тачака дозе нормализује се користећи исту вредност за све парове тачака, често максималну планирану

тачку дозе. С друге стране, у локалној нормализацији, разлика дозе за све парове тачака нормализује се на планирану дозу у локалној тачки.

Конкретно, уколико се у једначини (2) узме да је параметар ΔD 3% од максималне дозе у референтној дистрибуцији, тада се врши глобална гама анализа. Допринос критеријума који подразумева разлику дозе увек ће бити мањи од DTA критеријума. Сходно томе, глобална гама анализа није довољно осетљива на промену дозе у датој дистрибуцији. Глобална гама анализа се сматра успешном уколико је барем 95% од свих анализираних пиксела (тачака) задовољило услов $\gamma \leq 1$.

Ако се у једначини (2) узме да је параметар ΔD 3% од локалне дозе у референтној дистрибуцији, онда се врши локална гама анализа. Локална гама анализа је строжија у односу на глобалну, па се она сматра успешном уколико је барем 90% од свих анализираних пиксела (тачака) задовољило услов $\gamma \leq 1$.

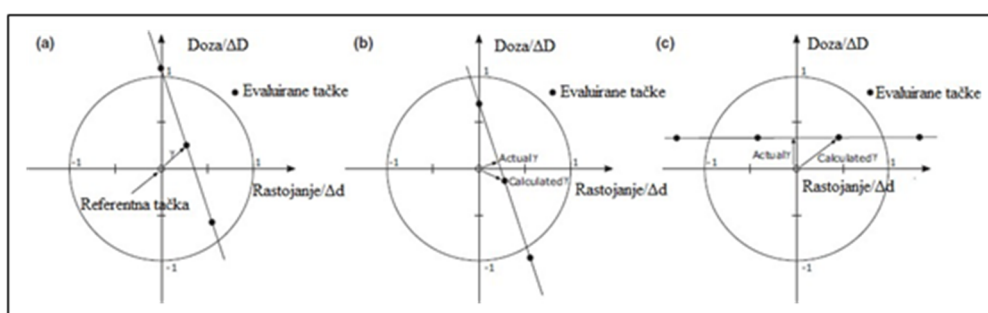
DTA критеријуми се такође могу дефинисати на различите начине. Концепт дозвољених грешака у просторној расподели дозе долази из чињенице да увек постоје несигурности у позиционирању пацијента и да се ризични органи и карцином померају услед физиологије и дисања самог пацијента.

За Δd у једначини (2) узима се 3 mm, што значи да се тражи да се евалуирана тачка са истом дозом налази у оквиру 3 mm од референтне тачке (тест тада пролази задати критеријум). Такође, ΔD се узима да је 3%, што значи да се у датој евалуираној тачки тражи да доза буде у оквиру од 3% од референтне вредности локалне дозе (локална гама анализа) или референтне вредности максималне дозе у расподели (глобална гама анализа). У одређеним случајевима треба проверити и критеријум 2%/2 mm.

2.6.2. Просторна резолуција

Просторна резолуција има велики утицај на тачност поређења дистрибуција доза. Просторна резолуција евалуиране дистрибуције утиче на тачност калкулације γ -теста. На сликама 5. (a) и 5. (b) приказани су једнодимензионални прикази расподеле дозе у регији високог дозног градијента. Расподела на слици 5. (a) нацртана је тако да је евалуирана тачка ближа референтној тачки од било које интерполиране тачке. Слика 5. (b) разликује се од слике 5. (a) по томе што најближа евалуирана тачка лежи даље од интерполиране евалуиране дозне дистрибуције. Без интерполације, одређивање γ -теста у овом случају би било веће од најближег растојања интерполиране дистрибуције. Грешка у прорачуну γ -теста је функција локалног градијента дозе, размака између евалуираних тачака дозе и DTA критеријума. У радиотерапији, размак измерених или израчунатих доза обично је сличан DTA критеријуму.

На пример, многи прорачуни расподеле дозе спроводе се на матрицама $3 \times 3 \times 3 \text{ mm}^3$,³ док је DTA критеријум често 3 mm . Када су размак дозе и DTA критеријуми слични, израчуната грешка у γ -тесту у регијама високог дозног градијента је велика уколико се не користи интерполација. Под претпоставком да је у прорачуну γ -теста разлика у дозама 0, максимална грешка је отприлике однос размака према DTA критеријуму, тако да ће на пример γ -тест имати тачност 0,33 у регији високог дозног градијента ако је однос размака у резолуцији 3: 1. Правило је да резолуција евалуиране дозе не сме бити већа од $1/3$ DTA критеријума. Да би се задовољило ово правило може се користити интерполација. Ако се једна од евалуираних тачака не поклапа са референтном тачком у регијама ниских дозних градијената, могу се јавити сличне грешке (слика 5. (c)).



Слика 5. Пример грешке прорачуна γ -теста када је евалуирана просторна резолуција расподеле дозе релативно груба у односу на DTA критеријум. (a) Прорачун је тачан. (b) Израчуната вредност је већа од оне која би се израчунала када би се користила интерполација. (c) Евалуирана дистрибуција дозе у регијама са ниским дозним градијентом може имати исту грешку ако се евалуиране локације датих пиксела разликују од референтних пиксела.

2.6.3. Тумачење

Разлика у дози и DTA критеријум се могу користити као универзални метод одређивања грешке у поређењу два мерења. DTA критеријум се може користити код грешака у позиционирању. Једноставан начин за тренутне стандарде у пракси би била примена прага дозе за γ анализу. Дозе мање од кориснички изабраних вредности нису укључене у γ или друге анализе. Дводимензионална дистрибуција доза може имати хиљаде тачака процене (типичним филмом од $20 \times 20 \text{ cm}^2$ који је скениран са резолуцијом од $0,5 \text{ mm}^2$ може се добити 160.000 тачака). Постоји више начина за преглед добијених података поређења. Разлика у дози и γ дистрибуцији може се посматрати на γ хистограму. Критеријуми за пролаз/неуспех се бирају пре калкулација, али пажњу треба обратити и током прегледа резултата који су добијени γ анализом. У доста случајева, неке тачке неће проћи γ -тест, коришћењем само тачака које су прошле тест као једина одредница квалитета могу се добити клинички резултати који нису корисни. Тачке које нису прошле тест не морају указивати на озбиљне проблеме у евалуацији дозних дистрибуција.

Гама критеријуми су прилично строги. Једна од предности гама дистрибуције је да обезбеђује индикацију не само за тачку која није прошла, већ и за колико. Уколико је у гама анализи $\gamma \leq 1$, дати критеријуми су задовољени и тест је за дати пиксел (тачку) прошао, а уколико је $\gamma > 1$ тада тест не пролази. Примера ради, ако је $\gamma = 1,01$ тада је резултат изнад задатих критеријума за 10%, што у 3% разлике у дози и 3 mm DTA, одговара дистанци од 0,3 mm и дози од 0,3% у односу на референтну. Гама алгоритам аутоматски додељује првенство критеријуму који обухвата разлику дозе за места где је градијент дозе мали и обрнуто. Најчешће се за референтну вредност дозе узима измерена вредност помоћу детектора зрачења, док се за евалуирану вредност узима калкулисана вредност са TPS-а. Било који хистограм или статистичка анализа занемарују просторне информације. Треба напоменути да када се заједнички процењује целокупна дозна дистрибуција, гама тест може да потцени клиничке последице одређених грешака у испоруци дозе. То наглашава следеће чињенице:

- а) Гама статистика би требала бити обезбеђена у структури по структурној основи, и
- б) Гама дистрибуција би требала да се сагледа у целости, уместо да се ослања само на статистичке процене (као што су нпр. γ хистограми).

Прилог 3.2. Пример контролне листе

Контролна листа – Припрема за планирање

Пријем картона:

- Да ли је картон попуњен?
- Да ли има шифру пацијента?
- Да ли је унет број са листе главне сестре?
- Да ли је унет датум конзилијарне одлуке?
- Да ли је унет датум обраде?
- Да ли је унето име лекара?
- Да ли је унет циљ лечења?
- Да ли је унет метод лечења?
- Да ли су унети неопходни параметри зрачења?
- Да ли је формиран интерни картон?
- Да ли су уписани сви неопходни подаци из картона зрачења?
- Да ли је унет датум пријема картона?

Провера картона:

- Да ли је пацијент већ третиран?
- Да ли су сви картони зрачења достављени?

Провера снимака и контура:

- Снимак пацијента је на свим пресецима цео.
- Пацијент на снимцима нема накит, протезе које се могу уклонити и слично.
- Пацијент нема завоје, газе и друге стране предмете, који се могу разликовати у тренутку испоруке терапије.
- Пацијент нема уградне електронске уређаје, попут пејсмејкера, дефибрилатора, пумпи и сличног.
- DICOM *Origin* и маркери:
 - Да ли се маркери поклапају са DICOM Origin (0,0,0)?
 - Ако се не поклапају, направити нов User Origin на позицији маркера.
- Контура пацијента:

- Обухвата целог пацијента на свим пресецима
- Обухвата имобилизациона средства на свим пресецима
- Обухвата болусе
- Искључује оловне маркере коришћене на КТ
- Не прелази линију пацијент-стола
- Не обухвата потенцијалне артефакте КТ снимка на рубовима, услед на снимку исечених делова пацијент стола и имобилизационих средстава.

Контуре мете (GTV, CTV, ITV, PTV):

- Прецизно контурисане тако да обухватају у потпуности контуру која им хијерархијски претходи.
- КТ снимак има довољно пресека да PTV буде довољно далеко од границе скенирања (од последњег пресека).
- Контуре CTV, ITV и PTV ниже преписане дозе Dp у потпуности обухватају одговарајуће контуре са вишом Dp.
- Контуре GTV, CTV, ITV и PTV довољно су удаљене од површине коже пацијента.
- Уколико је неопходно озрачити кожу, или слој плитко под површином коже, обавезно је употребљен одговарајући болусни материјал.
- Контуре органа од ризика (OAR)

Припрема помоћних контура:

- Контура пацијента без имобилизационих средстава као контролни регион.
- Контура пацијента без PTV (маргина 3 mm) за евентуалну контролу цурења дозе у здраво ткиво.
- Разлика између PTV контура (маргина 3 mm) за контролу цурења већих доза у регионе мета са мањим Dp.
- Контуре објеката јако великих густина, за које дефинишемо фиксну максимално расположиву густину.
- Контуре артефаката од јако великих густина у меким ткивима, којима додељујемо фиксну густину еквивалентног меког ткива.
- Контуре артефаката од јако великих густина у костима, којима додељујемо фиксну густину еквивалентног коштаног ткива.
- По потреби контуре комбинованих OAR.

- По потреби одвајање контура OAR унутар и ван PTV, са или без одређене маргине.
- По потреби маркер за позицију изоцентра.

Прилог 3.3. Пример контролне листе за проверу плана од стране другог медицинског физичара

Контролна листа за проверу плана

Провера припреме за планирање – проћи контролну листу припреме за планирање

- Све ставке одрађене и исправне

Провера изведеног плана:

- Који је циљ зрачења?
- Да ли је изабрана оптимална метода?
- Да ли је дозирање изведено према прескрипцији?
- Које су енергије коришћене?
- Да ли је изабрана оптимална енергија?
- Да ли су изабране енергије на истом апарату?
- Да ли је коришћен оптималан алгоритам за калкулацију?
- Да ли се DICOM *origin* поклапа са маркерима са симулације?
- Да ли је координатни почетак постављен да се поклапа са маркерима са симулације?
- Да ли је изоцентар оптимално изабран?

Провера озрачености мете:

- Да ли је мета покривена дозом према критеријуму?
- Да ли су максимуми дозе унутар контура PTV/ITV/CTV/GTV у оквиру толеранција?
- Да ли постоје локални максимуми дозе ван PTV?
- Визуелна провера покривености дозом. Да ли постоје подзрачени делови и који?

Провера заштите OAR:

- Да ли су сви OAR заштићени према критеријумима за циљ зрачења?

- Постоји ли цурење дозе у здраво ткиво?

Провера по пољима:

- Да ли углови гентрија и колиматора одговарају декларисаним?
- Да ли све величине поља одговарају лимитима (минимум и максимум) за конкретан апарат?
- Да ли ламеле MLC заузимају исправне позиције?
- Да ли је MLC затворен ван граница поља?
- Да ли су дијафрагме колиматора позициониране да прате контуру MLC?
- Да ли има поља са потпуно затвореним MLC?
- Да ли има поља са премалим бројем мониторинских јединица (MU)?
- Да ли сви додаци прописно означени у VIS (апликатори, клинови и слично)?

Секундарна калкулација MU:

- Да ли је могуће извести секундарну калкулацију MU?
- Да ли је изведена?
- Јесу ли MU у толеранцији?
- Ако калкулација није могућа, да ли су MU у очекиваним границама?

Поља за позиционирање:

- Да ли су креирана?
- Да ли су оптималне величине?
- Да ли су им додељени одговарајући DRR?
- Да ли је изабрана одговарајућа енергија?

Референтне тачке:

- Да ли су правилно изабране и повезане са планом и пољима?

Позиција пацијент стола:

- Да ли је изоцентар повезан са померањем стола?
- Да ли су делта померања стола исправно прорачуната?

Просторна организација плана:

- Да ли је план изводљив?

Прилог 3.4. Пример дозних лимита за органе од ризика

Дозни лимити

Регија	Орган	Сегментирана запремина	Тип третмана	Повреда	Параметри дозе и запремине	Вероватноћа	Извор	Коментар
Глава и врат	Мозак	Цели орган	3DCRT	Симптоматска некроза	Dmax<60 Gy	<3	1	
		Цели орган	3DCRT	Симптоматска некроза	Dmax=72 Gy	5	1	
		Цели орган	3DCRT	Симптоматска некроза	DMax=90 Gy	10	1	
		Цели орган	SRS (1 фракција)	Симптоматска некроза	V12<5–10 cm ³	<20	1	Брзо расте за V12>5–10 cm ³
Мождано стабло		Цели орган	3DCRT	Перманентна кранијална неуропатија или некроза	Dmax<54 Gy<51	<5	1	
		Цели орган	3DCRT	Перманентна кранијална неуропатија или некроза	D1–10 cm ³ <59<51	<5	1	
		Цели орган	3DCRT	Перманентна кранијална неуропатија или некроза	Dmax<64 Gy<5	<5	1	1 доза у тачки <<1 cm ³
		Цели орган	SRS (1 фракција)	Перманентна кранијална неуропатија или некроза	Dmax<12,5 Gy	<5	1	За пацијенте са акустичним туморима

Хијазма и Оптички нерв	Цели орган	3DCRT	Оптичка неуропатија	Dmax<54 Gy	<3	1
	Цели орган	3DCRT	Оптичка неуропатија	Dmax 55–60 Gy	3–7	1
	Цели орган	3DCRT	Оптичка неуропатија	Dmax>60 Gy	>7–20	1
	Цели орган	SRS (1 фракција)	Оптичка неуропатија	Dmax<12 Gy	<10	1 Користимо Dmax<8 Gy
Хипофиза	Цели орган	3DCRT	Хормонска дефицијенција	Dmax<50 Gy	3–9	2 За децу Dmean<25 Gy
	Цели орган	3DCRT	Хормонска дефицијенција	Dmax<30Gy	3	2 Dmax<42 Gy
Кохлеа	Цели орган	3DCRT	Губитак слуха	Dmean<45 Gy	<30	1,2 Због величине органа (0,6 ml) препоручује се СТ слајс не већи од 1 mm
	Цели орган	SRS (1 фракција)	Губитак слуха	Dp<14	<25	1,2

Кичмена мождина	Делимични орган, цели пресек	3DCRT	Мијелопатија	Dmax=50 Gy	0,2	1	KCKG
	Делимични орган, цели пресек	3DCRT		Dmax<48 Gy			
	Делимични орган, цели пресек	3DCRT	Мијелопатија	Dmax = 60 Gy	6	1	
	Делимични орган, цели пресек	3DCRT	Мијелопатија	Dmax=69 Gy	50	1	
	Делимични орган, делимични пресек	SRS (1 фракција)	Мијелопатија	Dmax=13 Gy	1	1	
	Делимични орган, делимични пресек	SRS (3 фракције)	Мијелопатија	Dmax=20 Gy	1	1	

Хипокампус	Цели орган	IMRT/VMAT	Слабљење меморије и когнитивних способности	Dmax<6 Gy V3 Gy<20%	*	2,6,8
	PRV	IMRT/VMAT	Слабљење меморије и когнитивних способности	Dmax<25,2 Gy V20<20%	*	2,6
	PRV	VMAT	Слабљење меморије и когнитивних способности	Dmedian<7,8 Gy D100%<10 Gy Dmax<15,3 Gy		2,7
	PRV	3DCRT	Слабљење меморије и когнитивних способности	V7,2<40%	<11,1%	2,3
	PRV	3DCRT	Слабљење меморије и когнитивних способности	Dmean<30 Gy		2
	Билатерално цели орган	VMAT	Слабљење меморије и когнитивних способности	Dmean<10 Gy		5
	Леви	VMAT	Слабљење меморије и когнитивних способности	Dmean<11 Gy		5
	Десни	VMAT	Слабљење меморије и когнитивних способности	Dmean<11 Gy		5

Паротиде	Билатерално цели орган	3DCRT	Дугорочна паротидна плљувачна функција смањена на мање од 25%	Dmean<25 Gy	<20	1
	Билатерално цели орган	3DCRT	Дугорочна паротидна плљувачна функција смањена на мање од 25%	Dmean<39 Gy	<50	1
	Унилатерално цели орган	3DCRT	Дугорочна паротидна плљувачна функција смањена на мање од 25%	Dmean<20 Gy	<20	1
	Унилатерално цели орган	3DCRT	Лимит	Dmean<26 Gy	КСКГ	
				Dmedian<30 Gy		
Мрежњача	Цели орган	3DCRT		Dmax<45 Gy		2
Сочиво	Цели орган	3DCRT	Катаракта	Dmax<6 Gy		2
	Цели орган	3DCRT	Катаракта	Dmax<10 Gy		2
Лакримална жлезда	Унилатерално цели орган	IMRT/VMAT		V 30<50%		
				Dmax<40 Gy		
Унутрашња каротидна артерија и круг Вилиса						2
Фаринкс	Констриктори	3DCRT	Симптоматска дисфагија и аспирација	Dmean<50 Gy	<20	1

Ларинкс	Цели орган	3DCRT	Вокална дисфункција	Dmax<66 Gy	<20	1	
Торакс	Цели орган	3DCRT	Аспирација	Dmean<50 Gy	<30	1	Без хемотерапије, пацијенти без канцера ларинкса
	Цели орган	3DCRT	Едем	Dmean<44 Gy	<20	1	
	Цели орган	3DCRT	Едем	V50<27%	<20	1	
	Цели орган	3DCRT	Симптоматски пнеумонитис	V20<30%	<20	1	Комбинована плућа, постепени одговор
Плућа	Цели орган	3DCRT	Симптоматски пнеумонитис	Dmean=7 Gy	5	1	Искључено намерно озрачивање целих плућа
	Цели орган	3DCRT	Симптоматски пнеумонитис	Dmean=13 Gy	10	1	
	Цели орган	3DCRT	Симптоматски пнеумонитис	Dmean=20 Gy	20	1	
	Цели орган	3DCRT	Симптоматски пнеумонитис	Dmean=24 Gy	30	1	
	Цели орган	3DCRT	Симптоматски пнеумонитис	Dmean=27 Gy	40	1	
	Здраво плућно крило	3DCRT	Лимит	V20<25%			КСКГ

Езофагус	Цели орган	3DCRT	Градус $\geq$ 3 акутни езофагитис	Dmean<34 Gy	5–20	1	
	Цели орган	3DCRT	Градус $\geq$ 2 акутни езофагитис	V35<50%	<30	1	
	Цели орган	3DCRT	Градус $\geq$ 2 акутни езофагитис	V50<40%	<30	1	
	Цели орган	3DCRT	Градус $\geq$ 2 акутни езофагитис	V70<20%	<30	1	
Срце	Перикард	3DCRT	Перикардитис	Dmean<26 Gy	<15	1	Застарели лимити
	Перикард	3DCRT	Перикардитис	V30<46%	<15	1	
	Цели орган	3DCRT	Дугорочна вероватноћа смрти узроковане срчаним проблемима	V25<10%	<1	1	
	Цели орган	3DCRT	Лимит	V20<10% V10<20%			КС Љубљана; AMFR; KCKG
	Цели орган	3DCRT	Дугорочна вероватноћа је повећање шансе смрти узроковане срчаним проблемима	Dmean<3 Gy	7,4%/Gy	9	7,4%/Gy је повећање за озбиљан кардиолошки догађај
	Цели орган	IMRT/VMAT	Лимит	V10<5% V5<10%			Курс „Напредно планирање” Будимпешта 2019.

Орган – GTV	SBRT	Класична радијациона болест јетре	Dmean<13 Gy	<5	1	3 фракције, примарни канцер јетре
Орган – GTV	SBRT	Класична радијациона болест јетре	Dmean<18 Gy	<5	1	6 фракција примарни канцер јетре
Орган – GTV	SBRT	Класична радијациона болест јетре	Dmean<15 Gy	<5	1	3 фракције, метастазе у јетри
Орган – GTV	SBRT	Класична радијациона болест јетре	Dmean<60 Gy	<5	1	6 фракција, метастазе у јетри
<700 cm ³ нормалне јетре	SBRT	Класична радијациона болест јетре	Dmax<15	<5	1	Користити Dmax<10 Gy
Бубрег	3DCRT	Клинички релевантна ренална дисфункција	Dmean<15–18 Gy	<5	1	
Билатерално цели орган	3DCRT	Клинички релевантна ренална дисфункција	Dmean<28 Gy	<50	1	
Билатерално цели орган	3DCRT	Клинички релевантна ренална функција	V12<55%	<5	1	За комбиновани бубрег
Билатерално цели орган	3DCRT	Клинички релевантна ренална дисфункција	V20<32%	<5	1	Границе деградирају после примарног озрачивања. $\alpha/\beta<0$

	Билатерално цели орган	3DCRT	Клинички релевантна ренална дисфункција	V23<30%	<5	1
	Билатерално цели орган	3DCRT	Клинички релевантна ренална дисфункција	V28<20%	<5	1
Желудац	Цели орган	3DCRT	Улцерација	D100%<45 Gy	<7	1
Танко црево	Идивидуалне петље	3DCRT	Градус>=3 акутна токсичност	V15<120 cm ³	<10	1
	Цели потенцијални простор у перитонеуму	3DCRT	Градус>=3 акутна токсичност	V45<195 cm ³	<10	1
Ректум	Цели орган	3DCRT	Градус>=2 касна ректална повреда	V50<50%	<15	1
	Цели орган	3DCRT	Градус>=3 касна ректална повреда		10	1
	Цели орган	3DCRT	Градус>=2 касна ректална повреда	V60<35%	15	1
	Цели орган	3DCRT	Градус>=3 касна ректална повреда		10	1
	Цели орган	3DCRT	Градус>=2 касна ректална повреда	V65<25%	<15	1
	Цели орган	3DCRT	Градус>=3 касна ректална повреда		10	1
	Цели орган	3DCRT	Градус>=2 касна ректална повреда	V70<20%	<15	1

Цели орган	3DCRT	Градус $\geq$ 3 касна ректална повреда	10	1	
Цели орган	3DCRT	Градус $\geq$ 2 касна ректална повреда	15	1	
Цели орган	3DCRT	Градус $\geq$ 3 касна ректална повреда	10	1	
Бешика	Цели орган	3DCRT	Градус $\geq$ 3 касна повреда	Dmax<65 Gy	Третман рака бешике
Цели орган	3DCRT	Градус $\geq$ 3 касна повреда	V65<50%	1	Третман рака простате
Цели орган	3DCRT	Градус $\geq$ 3 касна повреда	V70<35%	1	Лимити базирани на RTOG0415
Цели орган	3DCRT	Градус $\geq$ 3 касна повреда	V75<25%	1	
Цели орган	3DCRT	Градус $\geq$ 3 касна повреда	V80<15%	1	
Корен пениса	Цели орган	3DCRT	Озбиљна еректилна дисфункција	Dmean<50 Gy D 90%<50 Gy D 60–70<70	1 1 1
Глава фемура	Цели орган	3DCRT	Dmax<50 Gy	<5	10
Цели орган	3DCRT	V45<25%			10
Цели орган	3DCRT	V40<40%			10

Цели орган	3DCRT	<i>Necrosis</i>	D100%<52 Gy	<5	14	
Цели орган	3DCRT	Лимит	D100%<65 Gy EQD2			Палијативна намера
Слезина	Цели орган	3DCRT	Dmean<14 Gy		11	<i>Gastric lymphoma treatment</i>
Панкреас	Цели орган	IMRT/VMAT	Радијационе повреде панкреаса	градуса >=2	12	
Цело тело	Велики крвни судови	Аорта	Градус 5	Dmax<120 Gy D1 cm ³ <90 Gy	13	Граница за избегавање повреде градуса 5

Извори:

1	<i>The Green Journal</i>	<i>S. Scoccianti et al.</i>	<i>Organs at risk in the brain and their dose constraints in adults and in Children: A radiation oncologist's guide for delineation in everyday practice Hippocampal Dosimetry predicts Neurocognitive Function Impairment After Fractionated Stereotactic</i>	2015
2	<i>The Red Journal</i>	<i>V. Gondi et al.</i>	<i>Radiotherapy for benign or Low-Grade Adult Brain Tumors</i>	2011
3	<i>Elsevier Journal of Neuroscience</i>	<i>M.B. Pinkham et al.</i>	<i>Hippocampal sparing radiotherapy: The new standard of care for WHO grade II and III gliomas</i>	2013
4	<i>BIOMED central</i>	<i>Kyung Su Kim et al.</i>	<i>Hippocampal sparing radiotherapy using VMAT to the primary brain tumor: the result of dosimetric study and neurocognitive function assessment</i>	2018
5	<i>Int J Radiat oncol Biol Phys</i>	<i>Gondi et al.</i>	<i>Hippocampal-Sparing Whole Brain Radiotherapy: a How-To Technique, Utilizing Helical Tomotherapy and LINAC-based IMRT</i>	2010
6	<i>Radiation Oncology</i>	<i>Kazda et al.</i>	<i>Why and how to spare the hippocampus during brain radiotherapy: the developing role of hippocampal avoidance in cranial radiotherapy</i>	2014
7	<i>Radiation Oncology</i>	<i>Franco et al.</i>	<i>Head and Neck region consolidation radiotherapy and prophylactic cranial irradiation with hippocampal avoidance delivered with helical tomotherapy after induction chemotherapy for non sinonasal neuroendocrine carcinoma of upper airways</i>	2012
8	<i>The NEJoM</i>	<i>S. Darby et al.</i>	<i>Risk of Ischemic Heart disease in Women after Radiotherapy of Breast Cancer</i>	2013
9	<i>RTOG</i>	<i>Yuille et al.</i>	<i>Incidental radioation to spleen after treating gastric lymphoma with radical radiotherapy – should we recommend prophylactic immunisation and an OAR dose constraint?</i>	2019
10	<i>Radiation Oncology</i>	<i>S. Bresciani</i>	<i>Dose to OAR in the upper abdomen in patients treated with extended fields by helical tomotherapy: a dosimetric and clinical preliminary study</i>	2013
11	<i>Radiother. Oncol.</i>	<i>J.D. Evans et al.</i>	<i>Aortic Dose Constraints when Reirradiating Thoracic Tumors</i>	2013
12	<i>Reirradiating Thoracic Tumors</i>	<i>B. Emami</i>	<i>Tolerance of Normal Tissue to Therapeutic Radiation</i>	2013

Прилог 3.5. Пример табеле за одређивање $k_{Qm,w}$

Датум	7.6.2017			
ЛИНАК	E2			
Енергија	X6	Doserate:	480/600	
t0=	20	Температура (t ₀) и притисак (P ₀) са етапонирања у Институту за нуклеарне науке „Винча“		
p0=	101,3			
Мерење	Вода	PMMA		
t[°C]	22,9	24,5		
p[kPa]	100,07	100,11		
	Zw= 109 mm	Zm= 100 mm		
1	13,44	13,47		
2	13,45	13,45		
3	13,46	13,46		
4	13,46	13,46		
5	13,48	13,46		
6	13,45	13,48		
7	13,46	13,48		
8	13,47	13,47		
9	13,47	13,49		
10	13,47	13,47		
Средња вредност читавања	13,461	13,469		
kTP	1,022303828	1,027417249	"=(T / T0)*(P0/P)	T=273.2+t
M*kTP	13,76123183	13,83828293		
ND,w		Калибрациони фактор коморе и електрометра		
km,W	0,994432033		"=(Mw*ktp)/(Mm*ktp,m)"	

IV

ПРОТОКОЛ ЗА КОНТРОЛУ И ОБЕЗБЕЂЕЊЕ КВАЛИТЕТА РАДИОТЕРАПИЈСКОГ СТ И КОНВЕНЦИОНАЛНОГ СИМУЛАТОРА

Радна група за израду националног протокола

Руководилац: Немања Голубовац

Чланови радне групе:

Сандра Вучковић

Невена Младеновић

Милош Јонић

Душан Љубенковић

Милан Маркићевић

Ивана Мишковић

Уна Молнар

Драгослав Оташевић

Јелена Станковић

Дарко Стојановић

Драган Ћирић

Коча Чичаревић

Редни број	Величина која се испитује	Параметар који се испитује	Граница одступања	Период проверавања	Извршилац	Неопходна опрема
1.	Хомогеност		± 2 СТ	Дневно	Медицински физичар или техничар под надзором физичара	Фантом добијен уз уређај или одговарајући
2.	Тачност екстерних ласера за позиционирање		± 1 mm	Дневно	Медицински физичар или техничар под надзором физичара	Фантом добијен уз уређај или одговарајући
3.	Тачност ласера за позиционирање		± 1 mm	Дневно	Медицински физичар или техничар под надзором физичара	Фантом добијен уз уређај или одговарајући
4.	Шум		$\pm 0,2$ СТ или 10%	Дневно	Медицински физичар или техничар под надзором физичара	Фантом добијен уз уређај или одговарајући
5.	Линеарност СТ броја	СТ воде = 0 СТ ваздуха = -1000	± 5 СТ ± 10 СТ	Месечно Месечно	Медицински физичар или техничар под надзором физичара	Фантом добијен уз уређај или одговарајући
6.	Напон рендгенске цеви	Поновљивост Тачност	$\pm 10\%$ $\pm 10\%$	Годишње Годишње	Медицински физичар	Мултиметар/ Дозиметар

7.	Дебљина слајса	$s \leq 1 \text{ mm}$	$\pm 0,5 \text{ mm}$	Месечно/ Годишње	Медицински физичар	Фантом добијен уз уређај или одговарајући
		$1 \text{ mm} < s < 2 \text{ mm}$	$\pm 50\%$			
		$s \geq 2 \text{ mm}$	$\pm 1 \text{ mm}$			
8.	Разлагање lp/cm – MTF	50% 30% 2%	Према спецификаци ји производа	Годишње	Медицински физичар	Фантом добијен уз уређај или одговарајући
9.	СТ дозни индекс – CTDI	Центар фантома	$\pm 10\%$ од вредности на пријемном испитивању	Годишње	Медицински физичар	PMMA фантом за дозиметријска мерења и пенцил јонизациона комора
		Горе				
		Доле				
		Лево				
		Десно				

10.	Провера дијагностичких монитора	Визуелна инспекција дијагностичког квалитета слике (присуство артефаката) Геометријске дисторзије Луминанција	Према спецификацији произвођача	Годишње	Медицински физичар	SMRTE тест шаблон
11.	Провера позиције пацијентног стола приликом оптерећења од 70 kg	Одступање у уздужном смеру при померању лежаја од 30 mm	± 1 mm	Месечно/ Годишње	Медицински физичар	Оптерећење стола теговима адекватне тежине
		Одступање приликом померања напред за 30 mm и назад на почетак	± 1 mm			
12.	Провера конверзионе криве СТ броја у релативну електронску густину		± 20 HU	Годишње	Медицински физичар	Фантом са умецима различитих материјала са познатим електронским густинама

Обележено плавим – неопходан тест ако се СТ симулатор користи и за медицинску дијагностику.

Коначан предлог правилника контроле квалитета конвенционалног симулатора

Редни број	Величина која се испитује	Параметар који се испитује	Граница одступања	Период проверавања	Извршилац	Неопходна опрема
1.	Функције кретања (са и без одобравања кретања)		Функционално	Дневно	Радиолошки техничар или медицински физичар	/
2.	Провера величине светлосног поља 10 cm x 10 cm	Тачност	1 mm	Дневно	Радиолошки техничар или медицински физичар	Милиметарска хартија
3.	Провера позиције ласера	Тачност	1 mm	Дневно	Радиолошки техничар или медицински физичар	Фантом за проверу ласера
4.	Провера величине светлосног поља за различите величине поља и SSD-а	Тачност	1 mm	Недељно	Медицински физичар	Милиметарска хартија
5.	Провера оптичког индикатора дистанце за различите вредности SSD	Тачност	3 mm	Недељно	Медицински физичар	Милиметарска хартија
6.	Провера мода праћења отвора бленде (ако постоји)		Функционално	Недељно	Медицински физичар	/
7.	Провера угла гентрија	Тачност	0,5°	Месечно	Медицински физичар	Либела

8.	Провера механичког индикатора угла гентрија (ако постоји)	Тачност	1°	Месечно	Медицински физичар	Механички индикатор угла гентрија (на стативу)
9.	Провера угла колиматора	Тачност	0,5°	Месечно	Медицински физичар	Либела, милиметарска хартија
10.	Провера позиције стола у свим правцима	Тачност	1 mm	Месечно	Медицински физичар	Фантом за проверу позиције стола
11.	Изоцентар ротације колиматора	Тачност	2 mm у дијаметру	Годишње	Медицински физичар	Милиметарска хартија
12.	Изоцентар ротације гентрија	Тачност	2 mm у дијаметру	Годишње	Медицински физичар	Фантом за проверу изоцентра
13.	Изоцентар ротације стола	Тачност	2 mm у дијаметру	Годишње	Медицински физичар	Милиметарска хартија
14.	Поклапање оса ротације стола, гентрија и колиматора са изоцентром	Тачност	2 mm у дијаметру	Годишње	Медицински физичар	Фантом за проверу изоцентра, милиметарска хартија
15.	Вертикално померање стола под оптерећењем од 80 kg	Тачност	2 mm	Годишње	Медицински физичар	Тегови од 80 kg укупне масе равномерно распоређени по столу, милиметарска хартија

Напомена: Услов за извођење тестова је постојање неопходне опреме

V

ПРОТОКОЛ ЗА КОНТРОЛУ И ОБЕЗБЕЂЕЊЕ КВАЛИТЕТА У ОБЛАСТИ РАДА ЛИНЕАРНИХ АКЦЕЛЕРАТОРА НАПРЕДНИХ ТЕХНИЧКИХ МОГУЋНОСТИ

Радна група за израду националног протокола

Група 1

Руководилац: Јелена Станковић

Чланови радне групе:

Иван Генцел

Милош Копуновић

Ања Лазовић

Александар Миладиновић

Ненад Милошевић

Ивана Мишковић

Невена Младеновић

Драгослав Оташевић

Јелена Павловић

Дарко Стојановић

Драган Ћирић

Коча Чичаревић

Озрен Чудић

Група 2

Руководилац: Ивана Мишковић

Чланови радне групе:

Иван Генцел

Лука Драгојловић

Тамара Јовановић

Милош Јонић

Љубомир Куриј

Ања Лазовић

Ненад Милошевић

Јасмина Милчић

Невена Младеновић

Драгомир Пауновић

Јелена Станковић

Дарко Стојановић

Иван Стојановић

Коча Чичаревић

Озрен Чудић

Група 3

Руководилац: Коча Чичаревић

Чланови радне групе:

Лука Драгојловић

Тамара Јовановић

Милош Јонић

Владимир Кнежевић

Љубомир Куриј

Милана Марјановић

Александар Миладиновић

Јасмина Милчић

Невена Младеновић

Борко Ницовић

Драгослав Оташевић

Драгомир Пауновић

Борислава Петровић

Дарко Стојановић

Иван Стојановић

Арпад Тот

Медицински физичар је одговоран за обезбеђење одговарајућег нивоа квалитета испоруке дозе линеарног медицинског акцелератора (линака), контролом кључних физичких параметара и опција (у даљем тексту – параметара) линака. Овим протоколом су наведене учестаности провере и одговарајуће толеранције одступања параметара предвиђених за периодичну проверу, водећи се препорукама релевантних међународних организација, као што су IAEA, EFOMP и AAMP.

Основни ниво провере линака је у свакодневном режиму (табела 1), док се детаљнија провера истих и додатних параметара изводи квартално (табела 2). Квартална провера може да се надовеже на редован технички сервис линака, чиме се обезбеђује присуство сервисног инжењера у случају потребе да се поједини параметри коригују. Коначно, детаљна и свеобухватна провера физичких параметара линака се препоручује једном у годину дана (табела 3). Нетолерантна одступања се сервисирају и затим се поново верификују од стране медицинских физичара.

У случају да се параметри не верификују препорученом динамиком, медицински физичар допунским процедурама обезбеђује увид у циљани параметар који није измерен, и тиме обезбеђује сталност квалитета испоруке дозе. Методе и предлози периодичних процедура верификације параметара су у протоколу наведени из практичних разлога и ради избегавања недоумица око интерпретације параметара и нивоа тачности провере. Медицински физичари ће прилагодити процедуре расположивој опреми, радиотерапијским техникама које се примењују на линаку и специфичностима организације посла у свом радиотерапијском центру.

У архиву верификације параметара линака уносе се детаљи о примењеној методи провере, коришћеној дозиметријској опреми, детаљни мерни резултати и обрада резултата мерења. Такође се препоручује документовање свих измена на машини, редовних и ванредних сервиса и корекција.

Провере компоненти акцелератора које обезбеђују аквизицију слике обухваћене су овим протоколом.

У табелама се назнака 3DCRT односи на акцелераторе на којима се примењује 3D конформална радиотерапија, IMRT – на којима се примењује радиотерапија модулисаног интензитета и STRT – на којима се примењује стереотаксична радиотерапија главе и/или тела.

Иако у табелама није експлицитно наведено, поменимо да медицински физичари свакако треба да располажу и калибрисаним барометаром и термометром за воду, либелом и металним лењиром.

Табела 1. Дневна провера линеарног акцелератора

Контролисани параметар	Опис параметра	Толеранција за клиничку применљивост	Предлог процедуре	Минимум опреме	Процењено време	Вршилац
МЕХАНИЧКИ ПАРАМЕТРИ						
Центар ласера	Пречник регије пресека ласерских зрака	2 mm за 3DCRT; 1,5 mm за IMRT; 1 mm за STRT	Визуелна провера	mm-папир; лењир	5 min.	VRT или медицински физичар
Паралелност / ортогоналност ласера	Одступање равни ласерских зрака од хоризонтале одн. вертикале	2 mm на растојању 0,5 m од изоцентра	Визуелна провера	mm-папир; лењир	< 1 min.	VRT или медицински физичар
Светлосна скала	Одступање од 100 cm читавања светлосне скале у пресеку ласера	2 mm	Очитавањем светлосне скале у пресеку ласера	/	< 1 min.	VRT или медицински физичар
Индикатор отвора светлосног поља	Одступање светлосног поља на FGD 100 од конзолом задатих вредности	2 mm за сваку страну поља	Визуелним поређењем са оцртаним – очекиваним пољем	Одштампано поље на папиру или плочи фантома	< 1 min.	VRT или медицински физичар

ДОЗИМЕТРИЈСКИ ПАРАМЕТРИ						
Стабилност излазне дозе снопа (електронски споп: једном недељно)	Израдне дозе сваке клинички омогућене енергије	3% од референтних вредности	Брзо мерење и процена стабилности	Систем за мерење дозе у чврстом фантому; комерцијални плочасти уређај (типа <i>StarTrack</i>); линаков фантом (типа MPC)	3 min. по енергији	Медицински физичар; VRT у случају линаковог фантома (типа MPC)
БЕЗБЕДНОСНИ ПАРАМЕТРИ						
Сигурносна забрана за врата бункера	Присутност упозорења о отвореним вратима на екрану конзоле	Ради	Констатовати упозорење на екрану конзоле при отвореним вратима	/	< 1 min.	VRT или медицински физичар
Безбедно затварање врата	Да ли се врата бункера затварају као што је предвиђено	Ради	Визуелно констатовати	/	< 1 min.	VRT или медицински физичар
Видео и аудио надзор	Да ли надзор ради као што је предвиђено	Ради	Пробати и констатовати	/	< 1 min.	VRT или медицински физичар
Анти-колизиона забрана кретања	Да ли ради (физичка, ласерска) превентива колизије	Ради	Изазвати колизију у некој тачки	Може сунђераста фантом	< 1 min.	VRT или медицински физичар
Сигурносна забрана за SRT	Да ли је SRT апликатор видљив на екрану конзоле	Ради	Констатовати постављен апликатор	/	< 1 min.	VRT или медицински физичар

Лампице „зона зрачења” и „зрачење у току”	Констатовати да прва светли константно, друга при зрачењу	Ради	Посматрањем	/	< 1 min.	VRT или медицински физичар
АПЛИКАТОРИ ПОЉА						
Рад клинастог филтра *	Да ли конзола потврђује рад клинастог филтра	Ради	Посматрањем конзоле при задавању филтра	/	2 min.	VRT или медицински физичар
Кретање MLC (једном недељно)	Могућност озрачивања пробног сегментног поља	Ради	Посматрањем конзоле при задавању пробног поља	/	2 min.	VRT или медицински физичар

* Провера рада клинастог филтра је иста за динамичке, напредне динамичке и виртуелне филтре. Механички филтри који се ручно постављају на акцелератор нису разматрани у протоколу јер нису више у употреби.

Да би се избегло заустављање рада акцелератора при квару неког од уређаја за дневну дозиметријску контролу, медицински физичар треба да обезбеди опрему и по потреби иницијалне поставке другог верификационог уређаја који до поправке може да обезбеди редовну верификацију излазне дозе снопова.

За коректне резултате мерења и функционисање компоненти акцелератора је одговоран медицински физичар. Ако процедуре контроле на дневном нивоу изводи и анализира виши радиолошки техничар (VRT), физичар треба да верификује резултате са закашњењем не већим од недељу дана. Иначе, тестове на недељном и другим нивоима спроводи физичар.

Табела 2. Квартална проверка линеарног акцелератора

Контролисани параметар	Опис параметра	Толеранција за клиничку применљивост	Предлог процедуре	Минимум опреме	Процењено време
МЕХАНИЧКИ ПАРАМЕТРИ					
Међусобна подешеност ласера	Дијаметар регије пресека ласера	2 mm за 3DCRT; 1 mm за IMRT; <1 mm за STRT	Визуелном провером	mm-папир	10 min.
Провера FGD индикатора изоцентра	Изоцентар је индикуван ласерима или кончаницама и светлосном скалом	1 mm	Измерити одступање индикуваног изоцентра од FGD 100	Front-pointer акцелератора	10 min.
Центар кончаница	Поклапање пресека кончаница са изоцентром	1 mm	Очитати померање центра кончанице при ротацији колиматора и гентрија	mm-папир	10 min.
Позиција гратикла	Поклапање центра гратиклове скале са изоцентром	1 mm	Очитати одступање центра од изоцентра	mm-папир	1 min.
Показивач угла гентрија и колиматора	Одступање остварених од задатих угла за карактеристичне позиције	1°	Либелом за углове гентрија и принтаном подлогом за углове колиматора	Либела, отпринтани образац угла колиматора	20 min.
Поклапање светлосног и зрачног симетричног поља	Помереност ивица светлосног и зрачног поља за нпр. 5x5, 10x10, 20x20	2 mm или 1% за сваку ивицу	Поређењем оцртаног светлосног и обриса зрачног поља за исте услове	Филм; сцинтилациона плоча...	30 min. за сваку енергију

Поклапање светлосног и зрачног асиметричног поља	Помереност ивица светлосног и зрачног поља за нпр. 5x10, 10x20 и сл.	1 mm или 1% за сваку ивицу	Поређењем оцртаног светлосног и обриса зрачног поља за исте услове	Филм; сцинтилациона плоча...	30 min. за сваку енергију
Индикатор отвора колиматора симетричног поља	Одступање отвора светлосног и задатог поља, неколико вредности	2 mm збирно	Очитавањем на mm-папиру	mm-папир	10 min.
Индикатор отвора колиматора асиметричног поља	Одступање отвора светлосног и задатог поља, неколико вредности	1 mm за асиметричну страну	Очитавањем на mm-папиру	mm-папир	10 min.
Индикатор положаја стола	Оствареност задатих вредности (за све степене слободе)	2 mm и 1° за 3D-KRT; 2 mm и 1° за IMRT; 1 mm и 0,5° за STRT	Мерењем положаја тачке на столу мерном траком одн. принтаном шемом за углове	Метални лењир, мерна трака	20 min.
Жљебови за ручни клинасти филтер и за носач заштите	Функционалност жљебова – закључана позиција и код на конзоли	Ради	Проба и провера	/	1 min. по филтру/носачу
ДОЗИМЕТРИЈСКИ ПАРАМЕТРИ					
Сталност излазне дозе снопа фотона	Одступање у води измерене и референтне вредности за сваку енергију фотона	2% од референтних вредности	Апсолутна дозиметрија у воденом фантому	Комплет за апсолутну дозиметрију у води	10 min. по енергији и време поставке опреме (дод. 15 min)
Сталност излазне дозе за IMRT/STRT	Стабилност излазне дозе фотона за брзину дозе која се типично користи у модулисаним пољима	2% (IMRT, STRT и др.)	Апсолутна дозиметрија у воденом фантому	Комплет за апсолутну дозиметрију у води	30 min. по енергији

Стабилност коморе за секундарне MJ	Одступање секундарног бројача MJ од главног	2%	Увидом у бројаче	/	/
Стабилност излазне дозе снопа електрона	Одступање у води измерене и референтне вредности за сваку енергију електрона	2% од референтних вредности	Апсолутна дозиметрија у воденом фантому	Комплет за апсолутну дозиметрију у води	10 min. по енергији и време поставке опреме (дод. 5 min)
Стабилност профила снопа фотона	Одступање симетрије и заравњености/превојних тачака од референтних вредности	1% и 1%/2 mm од референтних вредности	нпр. користити 2D детекторски систем, систем за релативну дозиметрију у води итд.	(види предлог процедуре)	10 min. по енергији и дод. време поставке опреме
Стабилност квалитета снопа фотона	Одступање параметра квалитета снопа (Q_1) од референтних вредности	3% од референтних вредности	нпр. користити 2D детекторски систем, систем за 1D или релативну дозиметрију у води итд.	(види предлог процедуре)	10 min. по енергији и дод. време поставке опреме
Стабилност профила снопа електрона	Одступање симетрије и заравњености од референтних вредности	1% од референтних вредности	нпр. користити 2D детекторски систем, систем за релативну дозиметрију у води итд.	(види предлог процедуре)	10 min. по енергији и дод. време поставке опреме
Стабилност квалитета снопа електрона	Одступање параметра квалитета снопа (R_{50}) од референтних вредности	2 mm или 2% од референтних вредности	нпр. користити 2D детекторски систем, чврсти хомогени фантом са комором, систем за релативну дозиметрију итд.	(види предлог процедуре)	Зависи од процедуре, 10–20 min. по енергији

БЕЗБЕДНОСНИ ПАРАМЕТРИ					
Сигурносна забрана физичке одн. ласерске заштите од колизије	Провера поузданости система за заштиту од колизије	Ради	Изазвати колизију и уверити се у немогућност кретања делова акцелератора	Може сунђер-фантом, рука и сл.	5 min.
АПЛИКАТОРИ ПОЉА					
Тачност положаја клинастог филтра који се поставља ручно	Да ли физички филтер правилно леже у носач на гентрију	2 mm	Визуелном провером	/	5 min.
Фактори клинастог филтра	Константност фактора филтра за сваку енергију, за угао филтра 45° и бар 4 поља у распону 3x3–30x30	2% од референтних вредности	Мерењем фактора филтра у хомогеном фантому	Хомогени чврсти или водени фантом и дозиметријски комплет	60 min.
Остваривост задате конфигурације MLC	Поклапање остварених и задатих пробних статичких MLC конфигурација, два случаја	2 mm по листу	Поређење очекиваног обриса и оствареног светлосног или зрачног поља	Принтинг очекиваног обриса, евентуално филм, 2D детекторска плоча итд.	Зависи од процедуре, 10–30 min.
Положај дијафрагме за задату MLC конфигурацију (на Електа акцелераторима)	Да ли се дијафрагма поставља тако да ограничава споља MLC конфигурацију	2 mm	Провером светлосног или зрачног пробног поља	Принтинг очекиваног обриса, евентуално филм, 2D детекторска плоча итд.	10 min.
MLC конфигурација у зависности од угла гентрија	Остваривост MLC у тесту оградаце (или сл.) за 4 карактеристична угла гентрија	1 mm	Поређење очекиваног обриса и оствареног зрачног поља	(види предлог процедуре)	20 min.

Предлаже се да се, ако се на дневном или недељном нивоу не врши провера дозиметријских параметара профила поља, кварталне провере ових параметара спроводе месечно. Такође се предлаже да квартална мерења и провере спроводи медицински физичар, са провером и овером резултата од стране специјалисте медицинске физике, не касније од пет дана по одрађеном тесту.

Табела 3. Годишња провера линеарног акцелератора

Контролисани параметар	Опис параметра	Толеранција за клиничку применљивост	Предлог процедуре	Минимум опреме	Процењено време
МЕХАНИЧКИ ПАРАМЕТРИ					
Изоцентар ротације колиматора	Одступање осе ротације колиматора од изоцентра	1 mm од референтне вредности	Визуелно пратити одступање центра поља при ротацији колиматора	mm-папир	10 min.
Изоцентар ротације гентрија	Одступање осе ротације гентрија од изоцентра	1 mm од референтне вредности	Пратити врх <i>frontpointer</i> -а при ротацији гентрија	/	10–30 min.
Изоцентар ротације стола	Одступање осе ротације стола од изоцентра	1 mm од референтне вредности	Пратити маркирани изоцентар на столу при ротацији стола	/	10–15 min.
Поклапање механичког и зрачног изоцентра	Одступање зрачног изоцентра од установљеног механичког изоцентра	2 mm за 3DCRT и за IMRT; 1 mm за STRT	Тест „звезда” са ротацијом гентрија, колиматора и стола	Радиографски или гафхроматски филм	30–60 min.
Угибање стола	Одступање удаљених тачака стола због оптерећења	2 mm од референтне вредности	Измерити угибање стола при оптерећењу од 80+ kg	Лењир; мерна трака; латерални ласери, <i>frontpointer</i>	10–15 min.

Индикатори угла стола	Одступање угла стола од задатих вредности за 4 карактеристична угла	1° за 3DCRT; 1° за IMRT; 0,5° за STRT	Упоређивањем кончаница великог поља и принтинга постављеног на сто	mm-папир	10–15 min.
Границе кретања стола	Тачност 6 граничних положаја транслације стола	2 mm	Мерењем позиција задатих граничних положаја стола	Мерна трака	5 min.
Сигурносне забране за апликаторе за електроне	Немогућност зрачења поља електрона без апликатора у клиничком моду	Ради	Покушати испоруку дозе без апликатора и констатовати забрану за сваку енергију електрона	/	10–15 min.
Сигурносне забране за STRT и остале апликаторе	Рутинска провера функционалности	Ради	Покушати зрачење без одговарајућег апликатора	/	10–15 min.
ДОЗИМЕТРИЈСКИ ПАРАМЕТРИ					
Заравњеност одн. превојне тачке FFF одн. FFF снопа фотона	Заравњеност/превојне тачке снопа за поља 10x10 и 30x30 на референтној дубини, по уздужној и попречној оси	1%/2 mm од референтних вредности	Релативна дозиметрија у води, за сваку фотонску енергију	Велики водени фантом са опремом за релативну дозиметрију	60–120 min.
Симетрија снопа фотона	Симетрија снопа за поља 10x10 и 30x30 на референтној дубини, по уздужној и попречној оси	1% од референтних вредности	Релативна дозиметрија у води, за сваку фотонску енергију	Велики водени фантом са опремом за релативну дозиметрију	60–120 min.

Заравњеност снопа електрона	Заравњеност снопа за референтни тубус, на референтној дубини, по уздужној и попречној оси	1% од референтних вредности	Релативна дозиметрија у води, за сваку енергију електрона	Велики водени фантом са опремом за релативну дозиметрију	60–120 min.
Симетрија снопа електрона	Симетрија снопа за референтни тубус, на референтној дубини, по уздужној и попречној оси	1% од референтних вредности	Релативна дозиметрија у води, за сваку енергију електрона	Велики водени фантом са опремом за релативну дозиметрију	60–120 min.
Квалитет фотонског снопа	Одступање квалитета (Q_i) од иницијалних вредности за све енергије фотона	1% од референтних вредности	Релативна дозиметрија у води, за сваку фотонску енергију	Велики водени фантом са опремом за релативну дозиметрију	30–60 min.
Квалитет снопа електрона	Одступање квалитета (R_{50}) од иницијалних вредности за све енергије електрона	1 mm од референтних вредности	Релативна дозиметрија у води, за сваку енергију електрона	Велики водени фантом са опремом за релативну дозиметрију	60–90 min.
Калибрација излазне дозе фотонских и електронских поља	Провера и по потреби калибрација на референтне вредности, у води	1% од референтних вредности	Референтна дозиметрија у води	Водени фантом са опремом за апсолутну дозиметрију	120–180 min.

Фактори поља за сноп фотона – по два поља за сваку енергију	Стабилност фактора поља фотона	2% за поља мања од 4x4, 1% за поља 4x4 и већа	Поређење мерених и иницијалних вредности, мерити на дубини еквивалентној референтној	Водени или чврсти хомогени фантом са опремом за апсолутну дозиметрију	30–60 min.
Фактори поља за сноп електрона – бар један неререферентни апликатор по енергији	Стабилност фактора поља електрона	2% од референтних вредности	Поређење мерених и иницијалних вредности, мерити на дубини еквивалентној референтној	Водени или чврсти хомогени фантом са опремом за апсолутну дозиметрију	30–60 min.
Трансмисиони фактор физичког клина	Новоизмерени трансмисиони фактор физичког клинастог филтра	2% од референтних вредности	Директним мерењем трансмисије у добро центрираном пољу са клином	Водени или чврсти хомогени фантом са опремом за апсолутну дозиметрију	30–60 min.
Линеарност MJ за фотоне	Независност излазне дозе снопа од броја испоручених MJ	2% за ≥ 5 MJ, за 3DCRT; 5% за 2-4 MJ и 2% за ≥ 5 MJ, за IMRT; 5% за 2-4 MJ и 2% за ≥ 5 MJ, за STRT	Мерењем излазне дозе за различите бројеве испоручених MJ	Водени или чврсти хомогени фантом са опремом за апсолутну дозиметрију	30–60 min.

Линеарност MJ за електроне	Независност излазне дозе снопа од броја испоручених MJ	2% за ≥ 5 MJ	Мерењем излазне дозе за различите бројеве испоручених MJ	Водени или чврсти хомогени фантом са опремом за апсолутну дозиметрију	30–60 min.
Константност излазне дозе фотона са променом брзине дозе снопа	Независност излазне дозе фотона од брзине дозе снопа	2% од референтних вредности за уобичајену брзину дозе	Мерењем излазне дозе за низ различитих брзина доза	Водени или чврсти хомогени фантом са опремом за апсолутну дозиметрију	30 min. по пољу
Константност излазне дозе фотона са променом угла гентрија	Независност излазне дозе фотона од угла гентрија	1% од референтних вредности за угао гентрија 0	Мерењем излазне дозе за низ различитих углова гентрија	Чврсти фантом са апсолутном дозиметријом; 2D систем комора;	30 min. по пољу
Константност излазне дозе електрона са променом угла гентрија	Независност излазне дозе електрона од угла гентрија	1% од референтних вредности за угао гентрија 0	Мерењем излазне дозе за низ различитих углова гентрија	Чврсти фантом са апсолутном дозиметријом; 2D систем комора;	60–120 min.
Константност параметара профила са ротацијом гентрија за фотонска и електронска поља	Независност симетрије и заравњености/превојних тачака поља за бар 4 карактеристична угла гентрија	1% од референтних вредности за угао гентрија 0	Мерењем профила 4 угла гентрија за све енергије и поље нпр. 20x20	2D систем комора; систем за QA радиотерапијског плана;	60–120 min.

Рад у лучном режиму	Остваривост испоруке MJ и углова гентрија за неколико тест планова	1% од референтних вредности за 3DCRT и IMRT; 1 MJ (или 2%) и 1° (или 2%) за STRT	Констатовати испоруку MJ и пребрисане углове за тест планове	/	30 min.
TBI; TSET	Провера рада акцелератора у TBI одн. TSET моду. Остала мерења зависе од технике и RT протокола.	Ради	Испорука дозе тест-плана	/	5 min.
Константност PDD (или TMR) и профила при повећаној дистанци	Непромењеност параметара при повећаној дистанци у односу на референтне вредности	PDD (или TMR) 5% за TBI; PDD 3 mm и параметри профила 5% за TSET	Релативна дозиметрија на повећаној дистанци	TBI; TSET или одговарајућа опрема за релативну дозиметрију, зависи до технике зрачења	90–120 min.
Калибрација излазне дозе за TBI; TSET	Провера и по потреби калибрација на референтне вредности, у води	3% од референтне вредности за дату дистанцу	Референтна дозиметрија у води	TBI; TSET или одговарајућа опрема за апсолутну дозиметрију у води	90–120 min.
Додаци TBI; TSET	Провера функционалности додатака и њихових карактеристика	2% од референтних вредности	Провера зависи од додатака и протокола зрачења	Разно (зависи од протокола зрачења)	90–120 min.

БЕЗБЕДНОСНИ ПАРАМЕТРИ.					
Безбедност према произвођачу	Безбедносни параметри чију је контролу препоручио произвођач	Ради	Према процедури произвођача, заједно са сервисним инжењерима	/	30–45 min.
ПАРАМЕТРИ VMAT ТЕХНИКЕ					
Константност параметара специфичних за VMAT	Остваривост задатих позиција и брзина dMLC при ротацији гентрија	2% дозне разлике плана и QA VMAT плана према критеријуму RT центра	Дозиметријска провера тест VMAT плана и гама анализа	Филм; портал-дозиметрија; уређаји за QA VMAT плана;	20–30 min.
Тест прекида зрачења	Тачност испоруке дозе у случају прекида и настављања зрачења RT плана	1% од непрекинутог третмана	Нека од процедура дозиметријске провере VMAT плана	Опрема за QA VMAT RT плана	10–15 min.
АПЛИКАТОРИ ПОЉА – КЛИН, СИСТЕМ MLC					
Клинасти филтри	Провера клина 60° (однос доза на 80% ширине поља) за највеће поље и бар два теста провере насумичних мањих клинова за мања поља	2% од референтних вредности	Релативна дозиметрија, у зависности од типа филтра	Релативна дозиметрија у води; филм; 2D детекторска плоча;	20–30 min. и више

Трансмисија кроз ламеле	Измерена доза у референтним условима у сенци MLC, за све енергије које се користе у IMRT техникама	0,5% од референтних вредности	Апсолутна дозиметрија	Водени или чврсти хомогени фантом са опремом за апсолутну дозиметрију	20–30 min. за прву енергију, 10 min. за сваку следећу
Позиционирање ламела	Остваривост задате MLC конфигурације	1 mm	Поређење светлосног, зрачног или портал поља са принтингом задате MLC конфигурације	EPID; mm-папир;	30–40 min. за EPID; 15 min. за светлосно поље
MLC зрачни изоцитар и звезда-тест	Звезда-тест са пољем обликованим MLC системом	≤ 1 mm у пречнику	Тест „звезда” али са пољем обликованим MLC системом	Радиографски или гафхроматски филм	30–35 min.
Поклапање светлосног и фотонског MLC поља	Одступање озраченог и светлосног поља оивиченог MLC системом	2 mm по групи ламела у MLC	Поређењем оцртаног светлосног и обриса зрачног MLC поља на FKD 100	Филм; скинтилациона плоча; EPID;	20–25 min. филм; 10–15 min. EPID; за сваку енергију
dMLC у IMRT	Корен усредњених квадрата одступања позиција ламела од задатих вредности	$\leq 3,5$ mm за све ламеле	Анализа података из мерења одступања у тзв. тесту оградице (<i>garden fence test</i>)	филм; EPID;	10–20 min.

Статички сегменти у IMRT	Корен усредњених квадрата одступања позиција ламела од задатих вредности	$\leq 3,5$ mm за све ламеле	Анализа података из мерења одступања у тзв. тесту кочића (<i>picket fence test</i>)	филм; EPID;	10–20 min.
-----------------------------	---	--------------------------------	---	-------------	------------

При анализи параметара поља чија дефиниција зависи од усвојеног протокола (као, нпр, симетрија профила поља) треба водити рачуна о доследности дефиниције при референтним и периодичним мерењима.

Табела 4. Провере имицинг система

Процедура	Толеранција стандардне технике / SRS/SBRT	Уређај за обављање теста	Потребно време	Особље
Дневна				
Планарни kV и MV (EPID) имицинг				
Колизии интерлокови/систем и за заштиту од судара Функционалност комплетног система за имицинг (оштећења, исправност)	Функционално		5 min.	RTT
Позиционирање/ репозиционирање	≤ 2 mm/ ≤ 1 mm на дан извођења SRS	<i>Quasar Penta Guide, Iso Cube CIRS, Varian</i> маркер фантом, <i>cube</i> фантом	10–15 min.	RTT
Коинциденција положаја терапијског стола и система за имицинг	≤ 2 mm/ ≤ 1 mm на дан извођења SRS	<i>Quasar Penta Guide, Iso Cube CIRS, Varian</i> маркер фантом, <i>cube</i> фантом	15–20 min.	RTT
<i>Cone-beam</i> CT (kV и MV)				
Позиционирање/ репозиционирање	≤ 2 mm/ ≤ 1 mm на дан извођења SRS	<i>Quasar Penta Guide, Iso Cube CIRS, Varian</i> маркер фантом, <i>cube</i> фантом	10–15 min.	RTT
Коинциденција положаја терапијског стола и система за имицинг	≤ 2 mm / ≤ 1 mm на дан извођења SRS	<i>Quasar Penta Guide, Iso Cube CIRS, Varian</i> маркер фантом, <i>cube</i> фантом	15–20 min.	RTT

Месечна				
Планарни MV (EPID) имицинг				
Коинциденција положаја терапијског стола и система за имицинг	$\leq 2 \text{ mm} / \leq 1 \text{ mm}$	<i>Quasar Penta Guide, Iso Cube CIRS, Varian</i> маркер фантом, <i>cube</i> фантом	15–20 min.	Медицински физичар
Скалирање	$\leq 2 \text{ mm} / \leq 1 \text{ mm}$	<i>Quasar Penta Guide, Iso Cube CIRS</i> (фантом са маркерима познатих дистанци – више од једног маркера)	5 min.	Медицински физичар
Просторна резолуција	Иницијална референтна вредност		5–10 min.	Медицински физичар
Контраст	Иницијална референтна вредност	<i>Las Vegas</i>	5–10 min.	Медицински физичар
Униформност и шум	Иницијална референтна вредност		5–10 min.	Медицински физичар
Планарни kV имицинг				
Коинциденција положаја терапијског стола и система за имицинг	$\leq 2 \text{ mm} / \leq 1 \text{ mm}$	<i>Quasar Penta Guide, Iso Cube CIRS, Varian</i> маркер фантом, <i>cube</i> фантом	15–20 min.	Медицински физичар
Скалирање	$\leq 2 \text{ mm} / \leq 1 \text{ mm}$	<i>Quasar Penta Guide, Iso Cube CIRS</i> (фантом са маркерима познатих дистанци – више од једног маркера)	5 min.	Медицински физичар
Просторна резолуција	Иницијална референтна вредност	<i>Leeds TOR</i>	5–10 min.	Медицински физичар

Контраст	Иницијална референтна вредност	<i>Leeds TOR</i>	5–10 min.	Медицински физичар
Униформност и шум	Иницијална референтна вредност	<i>Leeds TOR</i>	5–10 min.	Медицински физичар
Cone-beam CT (kV и MV)				
Геометријска дисторзија	$\leq 2 \text{ mm} / \leq 1 \text{ mm}$	<i>CatPhan</i>	15–20 min.	Медицински физичар
Просторна резолуција	Иницијална референтна вредност	<i>CatPhan</i>	5 min.	Медицински физичар
Контраст	Иницијална референтна вредност	<i>CatPhan</i>	5–10 min.	Медицински физичар
Константност HU	$\pm 40 \text{ HU}$ од иницијалне референтне вредности	<i>CatPhan</i>	5–10 min.	Медицински физичар
Униформност и шум	Иницијална референтна вредност	<i>CatPhan</i>	5–10 min.	Медицински физичар
Годишња				
Планарни MV (EPID) имиџинг				
Тестирање дистанце извор-детектор за пун опсег кретања детектора	$\pm 5 \text{ mm}$		5–10 min.	Медицински физичар специјалиста
Примљена доза	$\pm 5\%$ од иницијалне референтне вредности	CTDI фантом + комора	15–30 min.	Медицински физичар специјалиста
Планарни kV имиџинг				
Квалитет снопа/енергија	$\pm 5\%$ од иницијалне референтне вредности	QC kit IBA	15–30 min.	Медицински физичар специјалиста
Примљена доза	$\pm 20\%$ од иницијалне референтне вредности	CTDI фантом + комора	15–30 min.	Медицински физичар специјалиста

Cone-beam CT (kV и MV)				
Примљена доза	За kV CBCT ± 20 од иницијалне референтне вредности дозе за MV CBCT $\pm 5\%$ од иницијалне референтне вредности дозе	CTDI фантом + комора	15–30 min.	Медицински физичар специјалиста
Провера радних параметара kV цеви: тачност и поновљивост напона, струје и времена	У односу на дозвољено одступање за дијагностичке апарате ($y\%$) $\pm 5\%$ од иницијалне референтне вредности – AAPM	QC kit IBA	15–30 min.	Медицински физичар специјалиста

Процедура респираторни гејтинг	Толеранција стандардне технике / SRS/SBRT	Уређај за обављање теста	Потребно време	Особље
Дневна				
Камера – СТ симулатор				
Верификација по процедури произвођача у изоцентар		Рефлекциони маркер блок	5 min.	RTT
Акцелератор – са коцком за дисање				
Дневна контрола дозе		Помоћу уређаја за дневну контролу		Медицински физичар
Камера – акцелератор				
Верификација по процедури произвођача са поинтером		Рефлекциони маркер блок	10–15 min.	Медицински физичар

Месечна				
Камера – СТ симулатор				
Калибрација по процедури произвођача		Плоча уз рефлекциони маркер (блок)	10–15 min.	Медицински физичар – RTT
Акцелератор месечна контрола дозе	2%	Диоде	20 min.	Медицински физичар

Процедура <i>Surface Guided</i> RT (SGRT)	Толеранција стандардне технике / SRS/SBRT	Уређај за обављање теста	Потребно време	Особље
Дневна				
СТ симулатор				
Дневна провера система помоћу софтвера	2 mm	Фантом за СТ уз камеру	5 min.	RTT
Акцелератор				
Дневна провера система помоћу софтвера	2 mm	Фантом за камеру уз акцелератор	5 min.	RTT/физичар
Тромесечна				
Провера профила СТ стола				
(савијање при оптерећењу 70 kg)	2 mm	Софтверски вођена процедура	15 min.	RTT/физичар
Годишња				
Параметри камере на СТ и акцелератору				
Провера глатке површине пацијента	Субјективно – без видљивих рупа на пацијенту	Софтверски вођена процедура	15 min.	RTT/физичар

Литература

1. Klein EE, Hanley J, Bayouth J, et al. AAPM Task Group 142 Report: Quality assurance of medical accelerators. *Med. Phys.* 2009; 36: 4197–4212.
2. Andreo P, Bums DT, Hohlfield K, et al. IAEA TRS-398: Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on Standard of Absorbed Dose to Water. *International Atomic Energy Agency* 2006
3. Low D, Moran J, Dempsey J, et al. Dosimetry tools and techniques for IMRT. *Med. Phys.* 2011; 38(3): 1313–1338.
4. Smith K, Balter P, Duhon J, et al. AAPM Medical Physics Practice Guideline 8.a.: Linear Accelerator Performance Tests. *J Appl Clin Med Phys.* 2017; 18(4): 23-39. doi: 10.1002/acm2. 12080
5. Hanley J, Dresser S, Simon W, et al. AAPM Task Group 198 Report: An Implementation Guide for TG 142 Quality Assurance of Medical Accelerators. *Med. Phys.* 2021; 48: e830-e885. doi: 10.1002/MP.14992
6. Sahani G, Sharma SD, Dash Sharma PK, et al. Acceptance criteria for flattening filter-free photon beam from standard medical electron linear accelerator: AERB task group recommendations. *J Medi Phys.* 2014; 39(4): 206–211.

VI

ПРОТОКОЛ ЗА КОНТРОЛУ И ОБЕЗБЕЂЕЊЕ КВАЛИТЕТА У ОБЛАСТИ РАДА ГАМА НОЖА

Радна група за израду националног протокола

Руководилац: Љубомир Куриј

Чланови радне групе:

Александра Кањевац

Милица Тадић

Коча Чичаревић

1. ПРОТОКОЛИ

Америчка асоцијација физичара у медицини ААМР (*American Association of Physicists in Medicine*) оформила је радну групу TG (*Task Group*) 178 ради обављања следећих задатака: преглед калибрационих протокола за гама стереотаксичну радиохирургију у фантому и у ваздуху, препорука за калибрациони протокол за одређивање брзине дозе који се може успешно користити на свим уређајима гама стереотаксичне радиохирургије и ажурирање протокола контроле квалитета QA (*Quality Assurance*) у TG-42 (AAPM Извештај 54, 1995).

Извештај TG-178 препоручује формализам калибрације брзине дозе и обезбеђује табелиране резултате који се могу употребити за јонизационе коморе које се најчешће користе у GSR (*Gamma Stereotactic Radiosurgery*) дозиметрији. Извештај такође описује рутинске механичке, дозиметријске и безбедносне провере за GSR уређаје и даје препоруке за контролу квалитета процеса третмана.

ААМР извештај број 54 је објављен 1995. године у „Стереотаксичној радиохирургији” [1]. Овај документ дао је смернице за новонастала поља радиохирургије и подељен је у секције које дају генерални увод у област и технике које су коришћене (за *Leksell Gamma Knife* радиохирургију засновану на линеарним акцелераторима и терапију наелектрисаним честицама). Засебна поглавља баве се са комисионирањем, дозиметријом и контролом квалитета, где додаци дају детаље о три најистакнутије технике. Ова грана радиохирургије се брзо развијала од 1995. године са развојем нових уређаја GSR, као и различитих линеарних акцелератора.

Од 1995. године нови дозиметријски протоколи AAPM TG 51 [2] (TG-51) и IAEA (*International Atomic Energy Agency*) TRS-398 [3] су дефинисани мерењима у води. GSR уређаји су сада препознатљиви као нестандартни или као уређаји који нису у складу са захтевима AAPM TG 51, које дефинише један извор који дивергира у поље димензија 10x10 и на удаљености од 100 cm од коже, што није могуће постићи код GSR уређаја. Да би се ове разлике превазишле, 2008. године IAEA радна група која је радила на референтној дозиметрији малих и нестандартних поља предложила је нови формализам ради проширења концепта референтног поља који би укључивао мала поља и нестандартна поља и модификовао референтне услове [4]. Овај нови IAEA формализам назван као ALF (*Alfonso*) формализам се посматра као приступ који највише обећава за стандардизацију калибрације дозе код GSR.

Посебна задужења TG-178 су:

1. Преглед калибрационих фантома наспрам калибрације у ваздуху GSR уређаја.
2. Предлог протокола за калибрацију са јонизационим коморама калибрисаним адекватно у ADCL (*Accredited Dosimetry Calibration Laboratory*) који може бити успешно примењен на свим GSR уређајима.
3. Ажурирање протокола за све GSR статичне уређаје.

2. КОНТРОЛА КВАЛИТЕТА И ТЕСТОВИ ПРИЈЕМНОГ ИСПИТИВАЊА

2.1. Увод

2.1.1. Механичке провере

Субмилиметарска прецизност механичког система и тачно позиционирање пацијента дефинишу карактеристике GSR-а. QA процедуре за механичке компоненте GSR-а у већини случајева повезане су са обезбеђивањем тачности позиционирања. Ово подразумева верификовање критичних компоненти (рам за пацијента и адаптер за рам) и проверу и поклапање критичних система (поклапања тачке централне позиције јединице и тачке фокуса зрачења и поравнање волумена СВСТ (*Cone-Beam Computed Tomography*) слике са стереотаксичним простором). Прецизно поравнање ових система се успоставља када се јединица први пут инсталира. Било која накнадна неусклађеност (на пример због погрешног руковања са адаптером за рам или нехотице удара у СВСТ) може да доведе до погрешне испоруке дозе. Поклапање тачке централне позиције јединице и тачке фокуса зрачења, као и СВСТ поравнање, треба да се провери пре сваког третмана уз коришћење фабрички произведених алата и одговарајућих процедура (тест прецизности фокуса и СВСТ тест прецизности).

2.1.2. Дозиметријска мерења и провере

Најважније дозиметријско мерење је мерење брзине дозе у тачки поклапања позиције централне јединице и позиције фокуса зрачења за време комисионирања. Од велике је важности да иницијална брзина дозе буде тачно уписана у систем за планирање. Уколико се унесу нетачни подаци или неисправно измери иницијална брзина дозе, доћи ће до систематске грешке која утиче на наредне третмане пацијената. Брзина дозе се мора мерити на месечном нивоу и поредити са иницијалним мерењем (кориговано на распад ^{60}Co).

Такође, на почетку сваког радног дана брзина дозе израчуната према систему за планирање треба да се упореди са брзином дозе израчунавом ручно.

Подаци о зрачењу и релативни излазни фактори који се користе у систему за планирање су предефинисани са Монте-Карло симулацијама. Ови подаци су исти за LGK *Perfexion* и LGK *Icon* системе. Приликом комисионирања, промене извора, већих поправки јединице LGK итд. моделоване вредности релативних излазних фактора и зрачних профила морају да се упореде са измереним подацима за верификацију моделовања снопа у систему за планирање.

2.1.3. Безбедносне провере

Поред извођења рутинских безбедносних провера, изузетно је битно да особље центра за GSR буде оспособљено за брзи и адекватан одговор на хитне ситуације. Потребно је да постоји истакнуто писано упутство за безбедносне процедуре за ослобађање пацијента из зрачног поља. Инструкције за хитне процедуре и вежбе за овакве ситуације морају се поред почетне обуке понављати барем једном годишње. GSR физичар је обично одговоран за спровођење ових вежби.

2.2. Специфичне QA GSR препоруке

2.2.1. Дневне QA препоруке

У табели 1 су дати тестови који се изводе радним данима пре третмана пацијената. Већина тестова дата је протоколом: AAPM Report 54 [1] са изузетком тестова за специфичне и новије моделе LGK, нарочито тест прецизности фокуса и тест CBCT прецизности. Ови тестови су уграђени у LGK радни систем и олакшавају проверу поклапања тачке централне позиције јединице и тачке фокуса зрачења, као и поравнање CBCT-а.

У другој колони табеле 1 дато је ко захтева тест, односно да ли је то NRC (*Nuclear Regulatory Commission*) 10 CFR (*Code of Federal Regulations*) 35.600, подгрупа H [5], наведено као 35.xxx у табелама, или су то *Leksell Gamma Knife Perfexion* или *Leksell Gamma Knife Icon* лиценцирани водичи, наведени као NRC лиценцирани водич. Уколико тест није експлицитно затражен од стране NRC, али је свакако препоручен од стране ове радне групе, онда се ознака TG ставља у другу колону. У трећој колони ознака PFX се односи на *Leksell Gamma Knife Perfexion*, *Icon* на *Leksell Gamma Knife Icon*, ознака H односи се на све GSR уређаје са колиматорском капом, а ознака CBI на све GSR уређаје.

Табела 1. Дневне QA препоруке

Опис теста	Захтев NRC/ Препорука TG	GSR уређај	Перформанс	
			Толеранција (где је применљиво)	Неопходна радња (где је применљиво)
Радијациони тестови и тестови безбедности пацијента				
Систем аларма за узбуну	TG	СВИ	Функционално	
Зрачни екрани	35.615 (c)	СВИ	Функционално	
Упозоравајућа светла (индикација статуса машине и/или индикаторска светла извора)	NRC лиценцирани водич, секција 5.2. и 36.645 (d) (2)	СВИ	Функционално	
Закључавање врата: третман не може бити покренут уколико врата нису затворена	35.615 (b) (1) и 36.645 (d) (1)	СВИ	Функционално	
Закључавање врата: извор је затворен уколико су врата отворена	35.615 (b) (2) и 36.645 (d) (1)	СВИ	Функционално	
Видео надзор	35.615 (d) и 36.645 (d) (3)	СВИ	Функционално	
Звучна комуникација	35.615 (d) и 36.645 (d) (3)	СВИ	Функционално	
Хитне процедуре	35.610 (b)	СВИ	Истакнуто	
Алати за хитне процедуре	35.615 (g) (1)	Н	Доступно	
Мерење зрачења	35.615 (g) (1)	СВИ	Доступно и функционално	
Датум и време у систему за планирање и ако је применљиво на GSR конзоли	TG	СВИ	Подударање са реалним датумом и временом	
Механичке провере				
Закључавање леве и десне заштитне преграде на пацијент столу	TG	СВИ	Функционално	
Закључавање заклона за колиматорску капу	TG	Н	Функционално	

Подешавање душека (карактеристика наведена од стране произвођача)	TG	СВИ	Функционално	
Уређај за закључавање (монтиран на сто)	NRC лиценцирани водич, секција 5.2.	PFX, Icon	Функционално	
Правилно закључавање адаптера за рам и/или маску (адаптер за рам треба да се провери на свим гама угловима)	NRC лиценцирани водич, секција 5.2. (страна 11)	PFX, Icon	Функционално	
Провера да ли адаптер за рам може да се правилно закачи за рам на глави пацијента	NRC лиценцирани водич, секција 5.2.	PFX, Icon	Функционално	
Тест прецизности фокуса (уз коришћење одговарајућег Електа QA алата)	TG (на дневном нивоу) NRC лиценцирани водич, секција 5.2. (на месечном нивоу)*	PFX, Icon	$\Delta x, \Delta y, \Delta z$ сви $<0,2$ mm**,***	$\Delta r<0,4$ mm****
Тест прецизности СВСТ (у данима када је СВСТ неопходан за третман пацијената)	NRC лиценцирани водич, секција 5.2.	Icon	Максимално одступање у запремини $<0,4$ mm	Максимално одступање у запремини $<0,4$ mm
HDMM (<i>High Definition Motion Management</i>) систем (користи се у данима када је HDMM систем неопходан за третман пацијента)	TG	Icon	Функционално*****	
Секвенца за паузирање	36.645 (d) (6)	СВИ	Функционално	
Секвенца за хитно заустављање	36.645 (d) (6)	СВИ	Функционално	
Одговарајуће заустављање часовника третмана	36.645 (d) (4)	СВИ	Тест третман се зауставља у тачно време	
Дозиметријски тестови				
Дневна брзина дозе у систему за планирање	TG	СВИ	Брзина дозе на дан у систему за планирање за највећи отвор колиматора се слаже са брзином дозе са последње свеобухватне калибрације	
Излазни фактори	TG	СВИ	Вредности у систему за планирање су тачне (како је наведено у систему за планирање за излазне факторе)	

Рачунање времена третмана у систему за планирање	TG	СВИ	Систем за планирање рачуна време тачно за тест план који се састоји од 1 <i>shot</i> -а позиционираног у центру јединице у симулираном дозиметријском фантому
--	----	-----	---

- * *NRC захтева да локација тачке фокуса зрачења у односу на позицију стола буде верификована на месечној бази. Ово се најлакше проверава коришћењем уграђеног теста прецизности фокуса. Ова радна група препоручује да се овај тест изводи сваког дана пре третмана, јер поред верификовања поклапања централне тачке јединице и тачке фокуса зрачења, тест прецизности фокуса такође проверава да ли адаптер за рам исправно функционише.*
- ** *Очекивана толеранција заснована на искуству чланова радне групе.*
- *** *Толеранција за PPS (Patient Positioning System) тест прецизности фокуса је изражен као Δx , Δy , Δz зато што су ове вредности у Leksell Gamma Knife Perfexion/Icon систему и могу брзо да се провере од стране GSR физичара. Резултати теста прецизности фокуса се не могу битније променити од једног до другог дана. Физичару се саветује да контактира сервисног инжењера уколико примети овакву промену, па чак и када су резултати теста у оквиру толеранције.*
- **** *Електа прецизира интервенцију у смислу Δr ($\Delta r < 0,4 \text{ mm}$) без индивидуалног прецизирања за Δx , Δy , Δz . Уколико су све девијације Δx , Δy , $\Delta z < 0,2 \text{ mm}$ или мање, онда је $\Delta r < 0,35 \text{ mm}$.*
- ***** *Дневни QA HDMM система треба да се састоји од једноставног теста за одређивање функционалности система.*

2.2.2. Недељне QA препоруке

У табели 2 су дати тестови који се изводе на недељној бази, просечно једном у седам дана, у интервалима између пет и девет дана. Уколико се третмани пацијената изводе у току недеље, онда недељне тестове треба урадити пре почетка третмана првог пацијента те недеље. Сви недељни тестови су механички тестови за GSR уређаје који користе колиматорске капе. Не постоје препоручени недељни тестови за новије моделе LGK *Perfexion* или *Icon*.

У другој колони табеле 2 дато је ко захтева тест, односно да ли је то NRC 10 CFR 35.600, подгрупа Н [5], наведено као 35.xxx. Уколико тест није експлицитно затражен од стране NRC, али је свакако препоручен од стране ове радне групе, онда се ознака TG ставља у другу колону. У трећој колони ознака Н односи се на све GSR уређаје са колиматорском капом, а ознака СВИ на све GSR уређаје.

Табела 2. Недељне QA препоруке

Опис теста	Захтев NRC / Препорука TG	GSR уређај	Перформанс	
			Толеранција (где је применљиво)	Неопходна радња (где је применљиво)
Уколико дневни QA тестови нису изведени у последњих 7 дана, онда урадити све дневне QA тестове	TG	СВИ	Тестови и критеријуми за дневне QA су наведени у табели 1.	
Механички тестови				
Сензор за колиматорску капу	TG	Н	Присуство или одуство колиматорске капе се тачно препознаје	
Сензор за идентификацију колиматорске капе	TG	Н	Величина отвора колиматорске капе (4 mm, 8 mm, 14 mm или 18 mm) тачно идентификовано	
Микропомераји колиматорске капе	TG: недељно 36.645 (c) (1) (ii): месечно*	Н	Прилагођено од стране произвођача – дефинисна толеранција	
Измена колиматорске капе	TG	Н	Функционално	
Ручице за ослобађање пацијент стола	TG	Н	Функционално	
Ручице за центрирање колиматорске капе (измерено користећи уређај за тест ручица обезбеђен од стране произвођача)	TG: недељно 36.645 (c) (2) (vi): месечно*	Н	$\Delta X < 0,1 \text{ mm}^{**}$	$\Delta X < 0,5 \text{ mm}^{***}$
Систем за аутоматско позиционирање пацијената, QA тест третман****	TG	Н	Тест третман се завршава без грешке	

* NRC 10 CFR 35.645 захтева да се ови тестови раде месечно, међутим TG-178 их укључује у недељне тестове базирани на препорукама произвођача.

** Спецификације у Leksell Gamma Knife Model C manual.

*** Maitz и сарадници [6].

**** Поред тога што се изводи недељно, APS (Automatic Patient Positioning System) QA (специфициран за Leksell Gamma Knife Model C и 4C) тест треба изводити сваки пут када се конфигурација система промени.

2.2.3. Месечне QA препоруке

У табели 3 су дати месечни QA тестови, који се изводе једном месечно, у интервалима између три и пет недеља. Генерални водич за QA квалитет слика СВСТ-а је описан у протоколу: AAPM TG-179 [7]. Специфични тестови за LGK *Icon* СВСТ су произведени од стране произвођача и уграђени у оперативни систем и у литератури постоји неколико извештаја који описују искуства корисника употребом ових тестова [8, 9, 10, 11, 12]. Ови тестови обухватају проверу резолуције слике, униформности и однос контраст/шум, као и стабилност СВСТ дефиниције у стереотаксичном простору.

Генерална разматрања за управљање покретима у току радиотерапије су дата у протоколу: AAPM TG-76 [13]. Још увек не постоје комерцијални фантоми ради тестирања правилног рада HDMM система LGK *Icon* јединице. Произвођачи пријављују да је тачност HDMM система 0,1 mm у идеалном случају и 0,15 mm ако се померање пацијент кауча и вибрација у HDMM ручици узимају у рачун [14]. Неки корисници су развили алате у оквиру свог центра ради тестирања HDMM-а. *Wu* и сарадници [10, 15, 16] су развили 3D принтован фантом за рутинске QA провере HDMM-а и они су имплементирали тест са овим фантомом на месечној бази. Све пријављене HDMM QA процедуре проверавају HDMM детекцију субмилиметарских покрета. *Knutson* и сарадници [16] су развили систем који иде један корак даље и потврђује да се третман аутоматски зауставља ако се детектује покрет, на пример стављањем маркера за пацијента на приближној локацији носа пацијента у току третмана. Када одговарајући фантоми постану доступни, ова радна група препоручује месечно тестирање тачности LGK *Icon* HDMM система.

У другој колони табеле 3 дато је ко захтева тест, односно да ли је то NRC 10 CFR 35.600, подгрупа Н [5], наведено као 35.xxx. Уколико тест није експлицитно затражен од стране NRC, али је свакако препоручен од стране ове радне групе, онда се ознака TG ставља у другу колону. У трећој колони ознака Н односи се на све GSR уређаје са колиматорском капом, а ознака СВИ на све GSR уређаје.

Табела 3. Месечне QA препоруке

Опис теста	Захтев NRC/ Препорука TG	GSR уређај	Перформанс	
			Толеранција (где је применљиво)	Неопходна радња (где је применљиво)
Уколико дневни QA тестови нису изведени од последњих месечних QA, онда урадити све дневне QA тестове	TG	СВИ	Тестови и критеријуми за дневне QA су наведени у табели 1.	
Уколико недељни QA тестови нису изведени у последњих 7 дана, онда урадити све недељне QA тестове	TG	СВИ	Тестови и критеријуми за недељне QA су наведени у табели 2.	
Радијациони и тестови безбедности пацијента				
Контрола пада система и тест нестанка струје	35.645 (c) (1) (ii) и 35.645 (c) (1) (iii)	СВИ	Сто за пацијенте се извлачи на начин који је дефинисан од стране произвођача пратећи симулирани губитак струје и пад система. Потврдити да је могуће наставити третман када се струја врати	
Механички тестови				
Тест батерије UPS-a (Uninterrupted Power Supply)	35.645 (c) (1) (ii)	СВИ	Функционално	
Тест процедура за clearence	NRC лиценцирани водич, поглавље 5.2.	PFX, Icon	Тест од стране произвођача се извршава успешно	
Визуелна провера свих рамова у клиничкој употреби: да ли имају оштећења, да ли су искривљени и да ли су компатибилни са адаптером за рам	35.645 (c) (1) (iv)	PFX, Icon	Функционално	

Тестови квалитета СВСТ слике				
Просторна резолуција: мерено у линијским паровима на по см (lp/cm), разазнавање на СВСТ слици <i>Catphan</i> фантома обезбеђеног од стране произвођача	NRC лиценцирани водич, поглавље 5.2.	Icon	≥ 7 lp/cm и за ниска и за висока CTDI (CT Dose Index) подешавања*	≥ 6 lp /cm за ниска и ≥ 7 за висока CTDI СВСТ подешавања*
Однос контраст/шум: $CNR = (IPS - ILDPE) / \sqrt{(\sigma^2 PS + \sigma^2 LDPE)}$ Где су I и σ средња и стандардна девијација вредности пиксела узоркованих преко 5 mm квадратне регије од интереса за полистиренски и полиетиленски (мале густине) додатак у <i>Catphan</i> фантому обезбеђеном од стране произвођача	NRC лиценцирани водич, поглавље 5.2.	Icon	>0,6 за ниска и >0,9 за висока CTDI подешавања*	>0,5 за ниска и >0,8 за висока CTDI подешавања*
Униформност дефинисана као: $100\% \times \frac{((I_{high} + 1000) - (I_{low} + 1000))}{I_{high} + 1000}$ Где су I_{high} и I_{low} највећа и најмања средња вредност пиксела у 6 узоркованих регија у <i>Catphan</i> фантому обезбеђеном од стране произвођача како је описано и корисничком упутству у <i>Icon</i> „Упутство за употребу”	NRC лиценцирани водич, поглавље 5.2.	Icon	<12%*	<14%*

Дозиметријски тестови				
Брзина дозе за највећи доступни колиматор, измерена са јонизационом комором **	36.645 (c) (2) (ii и iii)	СВИ	Унутар 1,5% вредности из система за планирање***	Унутар 2% вредности из система за планирање****
	36.645 (c) (2) (i и ii)		Унутар 1,5% од иницијалне калибрације (вредност распада)***	Унутар 2% од иницијалне калибрације (вредност распада)****
1. Тачност часовника унутар опсега употребе*****	36.645 (c) (2) (iv)	СВИ	0,1%	0,2%*****
2. Линеарност часовника унутар опсега употребе*****	36.645 (c) (2) (iv)	СВИ	1%***	2%****
Грешка часовника	36.645 (c) (2) (v)	СВИ	<0,01 min.****	<0,02 min.***
Транзитна доза за највећи колиматор	TG	PFX, Icon	≤0,01 Gy***	≤0,02 Gy***

* Нивои толеранције за квалитет СВСТ слике су базирани на подацима презентованим у референци [8], а неопходне интервенције су исте као оне спецификоване у упутствима за употребу Leksell Gama ножа Icon.

** Измерена брзина дозе треба бити упоређена са брзином распада са последње свеобухватне калибрације користећи последње време полураспада кобалта ⁶⁰Co из Националног института за стандарде и технологију, које износи 5,271 година, и назначену брзину дозе из тест плана измерену на дан мерења. Могуће је приметити мале разлике, које се повећавају са временом, између брзине дозе израчунате у систему за планирање и измерене брзине дозе, због апроксимација и заокруживања.

*** Очекивани резултати засновани на искуству чланова радне групе.

**** NUREG/CR-6324 (Nuclear Regulatory Commission Regulation)

***** Тачност, линеарност и константност часовника су наведени као дозиметријски тестови јер ове особине директно утичу на испоручену дозу.

***** Линеарност часовника је одређена у процентима на начин који је описан у Maitz et. al. као: $100\% \times (\text{максимална вредност од } dD/dt) \div (\text{минимална вредност од } dD/dt)$, где је dD/dt брзина дозе измерена за различите временске интервале

***** Тачност *Leksell Gamma Knife* часовника одређена од стране произвођача је 0,2%. Обично се тачност часовника проверава поређењем са штоперицом. Уколико је ово случај, онда физичар треба да користи довољно дуг третман да би могао занемарити ефекте људских рефлекса.

2.2.4. Полугодишње QA препоруке

NRC *Leksell Gamma Knife Perfexion* и *Leksell Gamma Knife Icon* лиценцирани водичи [17] захтевају да се сви тестови из табеле 4 изводе једном у шест месеци. Запечаћени извори и сертификати регистрованих уређаја за све GSR уређаје коришћене у US имају посебан захтев за тест цурења сваких шест месеци. За LGK *Perfexion* и LGK *Icon* уређаје овај тест захтева скидање капе колиматора и најлакше се изводи током полугодишњих превентивних одржавања од стране произвођача.

У првој колони табеле 4 је тест захтеван од стране: *Leksell Gamma Knife Perfexion* или *Leksell Gamma Knife Icon* лиценцирани водичи, наведени као NRC лиценцирани водич. Захтеви за тест цурења за запечаћене изворе могу се наћи у: NRC 10 CFR 39.35 (поглавље C) који су наведени као 39.35 у другој колони. У трећој колони ознака Н односи се на све GSR уређаје са колиматорском капом, а ознака СВИ на све GSR уређаје.

Табела 4. Полугодишње QA препоруке

Опис теста	Захтев NRC / Препорука TG	GSR уређај	Перформанс	
			Толеранција (где је применљиво)	Неопходна радња (где је применљиво)
Произвођач потврђује да се у оквирима дозвољених граница сваки сектор помера тачно на одговарајућу позицију сектора	NRC лиценцирани водич, секција 5.2.	PFX, Icon	Границе и неопходне акције дефинисане од стране произвођача	
Произвођач потврђује да је позиција тачке фокуса зрачења у односу на позицију пацијент стола у оквиру дефинисаних спецификација, користећи мерење спроведено у и ван централне позиције	NRC лиценцирани водич, секција 5.2.	PFX, Icon	Границе и неопходне акције дефинисане од стране произвођача	
Произвођач проверава све рамове за клиничку употребу користећи специјално дизајниран алат	TG	PFX, Icon	Границе и неопходне акције дефинисане од стране произвођача	
Тест брисања који се изводи на спољашњим колиматорским капама GSR уређаја који имају колиматорску капу или на спољашњој површини колиматорске капе и на осовини која покреће колиматоре за PFX, Icon	39.35	СВИ	185 Bq*	185 Bq*

* 10 CFR одељак 39.35 (d).

2.2.5. Годишње QA препоруке

Радијациона јединица је повезана са системом за позиционирање пацијента за време инсталирања коришћењем мастер диоде алата за мерење малих нагиба и одступања између зрачне тачке фокуса и централне позиције јединице. Ова одступања су складиштена у калибрационом фолдеру и проверавају се на неколико година од стране произвођача. Пратећи првобитно комисионирање GSR физичар користи различите методе да провери константност ових одступања, верификујући одступање између ове две тачке. Најдиректнији пут за проверу овог одступања је филм. Анализа филма је директна и дозвољава визуелну потврду поравнања ове две тачке. Ово се ради у време комисионирања и једанпут годишње. Тест прецизности фокуса је погодан за дневне и месечне провере али не као примарна потврда, јер резултати зависе од калибрације алата. За GSR уређаје код којих је могуће аутоматско позиционирање пацијента је битно да се провери тачност са којом GSR систем позиционира пацијента на локацији где се врши третман у тачки фокуса зрачења.

У другој колони табеле 5 су тестови захтевани од NRC 10 CFR 35.600, подгрупа H, означени са 35.xxx и тестови захтевани од *Leksell Gamma Knife Perfexion* и *Leksell Gamma Knife Icon* лиценцираних водича означени као NRC лиценцирани водичи. Уколико тест није експлицитно захтеван од NRC, али је препоручен од стране ове радне групе, онда се у другој колони налази ознака TG, у трећој колони ознака PFX се односи на *Leksell Gamma Knife Perfexion* и *Icon* се односи на *Leksell Gamma Knife Icon*, а ознака CBI се односи на све GSR уређаје.

Табела 5. Годишње QA препоруке

Опис теста	Захтев NRC / Препорука TG	GSR уређај	Перформанс	
			Толеранција (где је применљиво)	Неопходна радња (где је применљиво)
Уколико дневни QA тестови нису изведени од последњег месеца, онда урадити све дневне QA тестове	TG	СВИ	Тестови и критеријуми за дневне QA су наведени у табели 1	
Уколико недељни QA тестови нису изведени у последњих 7 дана, онда урадити све недељне QA тестове	TG, заснован на 35.635 (b), (8, 10)	СВИ	Тестови и критеријуми за недељне QA су наведени у табели 2	
Уколико месечни QA тестови нису изведени у последње 4 недеље, онда урадити све месечне QA тестове	TG, заснован на 35.635 (b), (1, 4–7, 9)	СВИ	Тестови и критеријуми за месечне QA су наведени у табели 3	
Механички тестови				
Озрачити и анализирати филмове ради потврде поклапања централне тачке јединице и тачке фокуса зрачења за све колиматоре	35.635 (b) (3)	СВИ	$\Delta x, \Delta y, \Delta z \leq 0,25 \text{ mm}^*$ и $\Delta r < 0,4 \text{ mm}$	$\Delta x, \Delta y, \Delta z \leq 0,3 \text{ mm}$ и $\Delta r < 0,5 \text{ mm}^*$
Озрачити и анализирати филмове ради тачног позиционирања система у тачку у којој се одвија третман на позицији тачке фокуса зрачења	TG	PFX, Icon	$\Delta x, \Delta y, \Delta z \leq 0,25 \text{ mm}^*$ и $\Delta r < 0,4 \text{ mm}$	$\Delta x, \Delta y, \Delta z \leq 0,3 \text{ mm}$ и $\Delta r < 0,5 \text{ mm}$
Дозиметријски тестови				
Озрачити и анализирати филмове ради потврде профила дозе за све отворе колиматора и да ли се слажу са оним израчунатим у систему за планирање	TG**	СВИ	FWHM (<i>Full Width at Half Maximum</i>) до $\pm 1 \text{ mm}^{****}$ од вредности из система за планирање	FWHM до $\pm 1,2 \text{ mm}^*$ од вредности из система за планирање
Потврдити коришћење излазних фактора из система за планирање за све колиматоре	TG ***	СВИ	До $\pm 5\%^{****}$ од вредности из система за планирање	До $\pm 7\%^*$ од вредности из система за планирање

Систем за планирање ствара доследне резултате за сваки тест*****	TG	СВИ	Након корекције за распад, рачунање времена третмана за исти план при различитим датумима може се разликовати до 0,02 min.
--	----	-----	--

- * Очекивани резултати засновани на искуству чланова радних група.
- ** Потврда тачности профила доза је део NRC захтеваних пријемних испитивања за станицу за планирање (10 CFR 35.657 (c)) и није укључено у NRC захтеве за целокупну калибрациону процедуру. Ипак, многи се залажу да се ово тестирање врши једном годишње и ова радна група укључује их као део препоручених годишњих тестова.
- *** Потврда тачности излазних фактора коју захтева NRC (10 CFR 35.635 (b) (2)) пре прве употребе GSR јединице, али није захтевано као део целокупне годишње калибрације. Ипак, многи се залажу да се ово тестирање врши једном годишње и ова радна група укључује их као део препоручених годишњих тестова.
- **** NUREG/CR-6324
- ***** Ниво толеранције за доследност плана третмана израчунат за два различита датума је постављен на 0,2 минута зато што, за типичне GSR брзине дозе, ово доводи до разлике у испорученој дози од <0,1 Gy. Поред тога што се проверава барем једном годишње, систем за планирање мора бити тестиран и након ажурирања софтвера.

3. ТЕСТОВИ ПРИЈЕМНОГ ИСПИТИВАЊА И КОМИСИОНИРАЊЕ

3.1. Увод

Тестови пријемног испитивања и комисионирање се изводе у моменту инсталације или након сваке следеће промене извора. Ови тестови се такође морају изводити када се GSR јединица помера са једног на друго место.

Сви годишњи тестови се раде као део комисионирања и тестова пријемног испитивања GSR уређаја, с обзиром да ови тестови или потврђују да уређај прати спецификације или успостављају основне податке у систему, попут иницијалне брзине дозе.

Као део тестова пријемног испитивања врши се радијациони преглед установе и тест цурења радијације пре клиничке употребе уређаја. Радијациони преглед се ради тако што се калибрисаном јонизационом комором мери зрачење у околини бункера док се у њему озрачује фантом користећи највећи доступни колиматор свих зрачних снопова. Резултат се анализира заједно са референтом за радијациону безбедност у установи. Цурење радијације се мери у бункеру под условима када нема зрачења на следећим позицијама:

- заштитна врата
- иза уређаја

- са леве стране уређаја
- са десне стране уређаја
- на неколико позиција уз пацијент сто.

Уколико је прихватљиво 2 mR/h, „безбедна зона” треба бити установљена унутар бункера ради упозоравања радника који не раде са радијацијом.

3.2. Потврда инсталације извора

У литератури постоји један извештај о неадекватном пуњењу кобалта у извор који је детектован добијањем панорамске слике ^{60}Co извора користећи цилиндрични фантом, у току тестова техничког пријема који прате измену извора [18, 19]. Електа је додала тест којим се потврђује да су сви извори присутни. Тест подразумева мерење брзине дозе за сваки индивидуални сектор, док су други сектори блокирани. Како сваки сектор има 24 извора, ако један од извора недостаје читавање ће бити 4% мање од номиналне вредности, која се лако детектује мерењем са јонизационом комором. Неопходно је користити ротационо симетрични фантом као што је фантом од чврсте воде. Ова радна група препоручује да се постојање свих извора потврди приликом инсталирања нове јединице где тест изводи произвођач, а прегледа GSR физичар.

3.3. E2E тест (*end-to-end* тест)

Тренутно ниједан произвођач GSR уређаја не производи свеобухватни E2E тест. Свакако, тестови су генерално захтевани за акредитацију клиничких студија и стандардна су пракса за друге форме SRS-а (*Stereotactic Radiosurgery*). Ова радна група препоручује да GSR корисници одраде неку форму E2E теста као део тестова пријемног испитивања и комисионирања пре прве употребе GSR система. IROC (*Imaging and Radiation Oncology Core*) QA центар у Хјустону, TX, бави се подршком контроле квалитета за *National Cancer Institutes' National Clinical Trials Network*, производећи E2E тест за GSR уређаје. IROC производи антропопоморфни стереотаксични радиохируршки фантом и обавља дозиметријске анализе TLD (*Thermoluminescent dosimeter*) и филм дозиметрима, након озрачивања фантома од стране корисника. Сваки корисник може развити сопствени E2E тест и пар група су пријавиле испитивање целе процедуре QA тестова [12, 20, 21, 22, 23, 24, 25]. Једна од потешкоћа у дизајнирању E2E свеобухватног теста је та што се планирање обично изводи на MR (*Magnetic Resonance*) сликама, а не на CT сликама, те адекватан фантом треба да има течност или гел материјал за MR сигнал. Прављење оваквог фантома није једноставно, а

њихова цена у продаји је велика. Уколико није могуће извести свеобухватни E2E тест, од слике до испоруке дозе, онда различите делове процеса треба тестирати засебно, са преклапањем одређених делова процеса.

У другој колони табеле 6 су тестови захтевани од NRC 10 CFR 35.600, подгрупа H, означени са 35.xxx и тестови захтевани од *Leksell Gamma Knife Perfexion* и *Leksell Gamma Knife Icon* лиценцираних водича означени као NRC лиценцирани водичи. Уколико тест није експлицитно захтеван од NRC, али је препоручен од стране ове радне групе, онда се у другој колони налази ознака TG, у трећој колони ознака PFX се односи на *Leksell Gamma Knife Perfexion* и *Icon* се односи на *Leksell Gamma Knife Icon*, а ознака CBI се односи на све GSR уређаје.

Табела 6. Прихватни тестови и тестови комисионирања

Опис теста	Захтев NRC / Препорука TG	GSR уређај	Перформанс	
			Толеранција (где је применљиво)	Неопходна радња (где је применљиво)
Урадити све годишње тестове (цела калибрација према NRC)	35.635 (a) (1)	CBI	Тестови и критеријуми за годишње QA препоруке су дати у табели 4	
Излазни фактори	35.635 (b) (2)	CBI	Унутар $\pm 5\%^*$ од вредности из система за планирање	Унутар $\pm 7\%^{**}$ од вредности из система за планирање
E2E тест (као независна процена IROC QA центра у Хјустону, TX)	TG	CBI	Мерење дозе у тачки	
			$\pm 5\%^{**}$	$\pm 5\%^{**}$
			DTA (<i>Distance to Agreement</i>):	
			Ако се користе IROC сервиси онда 85% пиксела треба проћи 5%/3 mm гама анализе	
			Ако се користи специјализовани GSR фантом и одговарајућа аналитичка процедура, границе и за средњу вредност DTA између планиране и измерене 50% изодозне линије*** су:	
			$\leq 1,5 \text{ mm}^{****}$	$\leq 3 \text{ mm}^{****}$

Радијациони преглед	35.652	СВИ	Документовани резултати и у оквиру вредности регулативе	
Потврда постојања свих извора ⁶⁰ Со (овај тест може изводити продавац, а резултате прегледати GSR физичар)	TG	СВИ	Сви извори присутни	
Тестови који се односе на систем за планирање				
Брзина дозе за специфичан датум	35.657 (a)	СВИ	Прегледати приказ брзине дозе распада и потврдити да је у реду	
Израчунавање времена третмана у репрезентативним тачкама у фантому	35.657 (b)	СВИ	±1%: тачке у близини центра фантома ±5%: тачке у близини периферије фантома	±2%: тачке у близини центра фантома ±10%: тачке у близини периферије фантома
Плот изодозе: озрачити и анализирати филмове ради потврде слагања профила дозе за све колиматоре са оним израчунатим у систему за планирање	35.657 (c)	СВИ	FWHM унутар ±1,0 mm* од вредности из система за планирање	FWHM унутар ±1,2 mm** од вредности из система за планирање
Електронски трансфер испоруке параметара третмана (координате <i>shot</i> -ова, време озрачивања, гама угао) са система за планирање на апарат	35.657 (c)	СВИ	Испитати вредности на апарату и потврдити да су тачне*****	

* NUREG/CR-6324: P. Petti. Chapter 76, Integrated systems: Gamma Knife. In: T. Pawlicki, P. Dunscombe, A. Mundt, P. Scalliet, eds. *Quality assurance and Safety for Radiotherapy*. New York: CRC Press Taylor & Francis Group; 2011; 469–472.

** Очекивани резултати базирани на искуствима чланова радне групе.

*** Изабран је ниво изодозе од 50%, јер већина GSR планова има прескрипцију дозе на 50%.

**** Толеранција и ниво су изабрани на основу резултата презентованих у: L. Ma, C. Chuang, M. Descovich, P. Petti, V. Smith, L. Verhey, "Whole-procedure clinical accuracy of gamma knife treatmans of large lession", *Med. Phys.* 2008.;35;5110–5114.

***** Неки системи поседују уникатни идентификациони број плана (ID) за сваки експортирани план на апарат. За ове системе потврдом ID броја експортираног плана потврђују се и остали параметри третмана повезани са планом.

3.4. Тестови који прате велике поправке GSR уређаја

У табели 7 су дати тестови који се раде код већих поправки GSR система, где се већа поправка дефинише према NRC 10 CFR 35.635 (a) (2) (iii) као поправка која подразумева уклањање извора или поправку компоненти повезаних са монтажом извора. *Leksell Gamma Knife Perfexion Licensing Guidance* и *Leksell Gamma knife Icon Licensing Guidance* су лиценцирани водичи који проширују дефиницију велике поправки тако да она укључује и уклањање или велику поправку компонената повезаних са скупиним сектора у PFX или *Icon* јединицама.

У другој колони табеле 7 су тестови захтевани од NRC 10 CFR 35.600 (a) (2) (iii) означени са 35.xxx, уколико тест није експлицитно захтеван од NRC, али је препоручен од стране ове радне групе, онда се у другој колони налази ознака TG, у трећој колони ознака PFX се односи на *Leksell Gamma Knife Perfexion* и *Icon* се односи на *Leksell Gamma Knife Icon*, а ознака СВИ се односи на све GSR уређаје.

Табела 7. Тестови који прате велике поправке GSR уређаја

Опис теста	Захтев NRC / Препорука TG	GSR уређај	Перформанс	
			Толеранција (где је применљиво)	Неопходна радња (где је применљиво)
Урадiti недељни QA	TG заснован на 36.635 (b) (8, 10)	СВИ	Тестови и критеријуми за недељни QA су дати у табели 2	
Урадiti месечни QA	TG заснован на 36.635 (b) (1, 4–7)	СВИ	Тестови и критеријуми за месечни QA су дати у табели 3	
Радијациони преглед	35.652	СВИ	Документовани резултати и у оквиру вредности регулативе	
Потврда присутности свих извора ⁶⁰ Co (овај тест може изводити произвођач, где физичар прегледа резултате теста)	TG	СВИ	Сви извори присутни	

Механички тестови				
Озрачити и анализирати филмове ради потврде поклапања централне тачке јединице и тачке фокуса зрачења за све колиматоре	36.635 (b) (3)	СВИ	$\Delta X, \Delta Y, \Delta Z$ $\leq 0,25 \text{ mm}^*$ $\Delta r < 0,4 \text{ mm}$	$\Delta X, \Delta Y, \Delta Z$ $\leq 0,3 \text{ mm}$ $\Delta r < 0,5 \text{ mm}$
Уколико се поправља пацијент сто, озрачити и анализирати филмове ради потврде тачног позиционирања тачке третмана у тачку фокуса зрачења	TG	PFX, Icon	$\Delta X, \Delta Y, \Delta Z$ $\leq 0,25 \text{ mm}^* \Delta r < 0,4 \text{ mm}$	$\Delta X, \Delta Y, \Delta Z$ $\leq 0,3 \text{ mm}$ $\Delta r < 0,5 \text{ mm}$
Уколико се поправка или рекалибрација врши на СВСТ-у, урадити СВСТ тест прецизности и СВСТ тест квалитета слике	TG	Icon	Тестови, границе и неопходне интервенције су наведени у табели 3	
Дозиметријски тестови				
Потврдити да су коришћени излазни фактори исправни за све колиматоре	36.635 (b) (2)	СВИ	Унутар $\pm 5\%^*$ од вредности из система за планирање	Унутар $\pm 7\%^{**}$ од вредности из система за планирање

* NUREG/CR-6324

** Очекивани резултати засновани на искуству чланова радне групе.

4. ДОЗИМЕТРИЈСКА ОПРЕМА

4.1. Калибрациони фантом

Постоје два фантома дијаметра 160 mm које обезбеђују произвођачи за *Leksell Gamma Knife* уређаје:

1. ABS (*Acrylonitrile Butadiene Styrene*) пластични
2. Фантом од чврсте воде.

Трећи је полусферни течни водени фантом лабораторије *Phantom Laboratory* (Salem, NY), теситран од стране *Dryzmal*-а и сарадника [26] за LGK дозиметрију, али тренутно није комерцијално доступан. Било који од ових фантома је погодан за дозиметрију Гама ножа. Ова радна група препоручује ABS пластични фантом или Електин фантом од чврсте воде за дозиметријска мерења на Гама ножу. При одабиру између ова два фантома физичар мора да размотри: цену, лакоћу коришћења, као и вредности корекционих фактора.

4.2. Јонизациона комора

4.2.1. Увод

Најчешће коришћене јонизационе коморе за мерења на Гама ножу, идентификоване од стране IAEA [27], су: PTW TN31010, PTW TN31006, *Capintec* PR-05P, *Wellhöfer* IC 10, *Standard Imaging* A1SL, A14SL и A16. Било која јонизациона комора која се користи на Гама ножу мора да има следљиву калибрацију до примарне стандардне лабораторије кроз ADCL. Идеалне карактеристике укључују мале димензије (до 5 mm) мереног волумена, велику осетљивост (већу од 5×10^9 C/Gy), радијално униформну осетљивост ($\pm 2\%$ min/max), материјал зидова еквивалентан води или ваздуху ($>0,995$), стабилност током дужег временског периода ($<0,3\%$ промене у калибрационом фактору током типичног калибрационог циклуса у трајању од две године) и мали ефекат расејања дршке коморе у пољу ($<0,5\%$). Друге пожељне карактеристике подразумевају малу струју цурења ($<10^{-16}$ A), адекватан опсег укупне дозе, компатибилност са влажношћу и компактност. Најважнија карактеристика је мала величина, јер велике шупљине могу дати погрешна мерења излазних фактора услед усредњавања дозе у близини фокалне тачке.

Микрокоморе, као што је *Standard Imaging Exradin* A16, нису генерално препоручљиве као примарни калибрациони стандард за снопове линеарних акцелератора. Нестабилност калибрационог фактора ове микрокоморе је примећена и пријављена у току дозиметријског

истраживања и међусобног поређења [28]. У току курса дозиметрије који траје 14 месеци примећено је да се ADCL калибрациони фактор за *Exradin* A16 јонизациону комору креће између 1,9% и 2,5%, што је ван критеријума стабилности који је дат до 0,3%. Ова радна група не препоручује микрокоморе за примарну калибрацију и комисионирање Гама ножа због мањка стабилности услед малих запремина комора и релативно велике корекције фактора $k_{Q_{max}}^{f_{max}} Q^{f_{ref}}$ повезаног са овим коморама. Микрокоморе су ипак погодне за месечне или годишње провере брзине дозе.

4.2.2. Оријентација јонизационе коморе

Meltsner и сарадници [29] су објавили предлоге података да је оптимална оријентација јонизационе коморе за дозиметрију на Електиној GSR јединици дуж Лекселове z -осе. Са овом оријентацијом сви ^{60}Co снопови падају ортогонално на врх јонизационе коморе. Уколико је комора позиционирана у x -у равни неки од ^{60}Co снопова улазе у јонизациону комору тангенцијално, потенцијално доводећи до нешто нижих читавања. Када се користи формализам малих поља, јонизациона комора треба да буде окренута, у истом маниру, који је претпостављен Монте-Карло симулацијама, коришћеним за извођење фактора $k_{Q_{max}}^{f_{max}} Q^{f_{ref}}$. За Електин фантом од чврсте воде оријентација је дуж z -осе, док је за ABS фантом јонизациона комора у x -у равни.

4.3. Електрометар

Опсег сензитивности електрометра коришћеног за калибрацију мора бити компатибилан са одговором јонизационе коморе која се користи. Електрометар мора бити калибрисан на одговарајући опсег сензитивности на ADCL. Како се користе коморе малих волумена, стабилност која је дефинисана као <1 pC, помера се током времена мерења, те је pC скала важна. Корисна функција електрометра за одређивање брзине дозе је тачна временска функција мерења, на којој временски интервали могу бити постављени и поновљени, након што се јонизациона комора и каблови стабилизују у току континуираног озрачивања. Ако је електрометар калибрисан одвојено од јонизационе коморе онда корекциони фактор P_{elec} мора бити урачунат у одређивање брзине дозе, а ако су калибрисани заједно P_{elec} је једнак јединици.

4.3.1. Корекција за ефекат поларизације (P_{pol}):

$$\left| \frac{M^+ - M^-}{2M} \right|,$$

где је M^+ читавање јонизационе коморе на позитивном напону, M^- читавање јонизационе коморе на негативном напону, а M читавање јонизационе коморе на радном напону. TG-178 даје исте препоруке за корекције фактора поларизације као и TG-51. Уколико се P_{pol} разликује од јединице за више од 0,3%, онда GSR физичар треба да захтева вредност P_{pol} за калибрациони сноп од ADCL. Уколико постоји значајнија разлика у корекционом фактору за поларизацију, онда GSR физичар треба да користи $N_{D,w}^{60-Co}/P_{pol}^{60-Co}$ уместо $N_{D,w}^{60-Co}$ у рачунању брзине дозе.

4.3.2. Корекција за ефекат јонске рекомбинације (P_{ion}):

$$\frac{1 - \left(\frac{V_H}{V_L} \right)^2}{\frac{M^H}{M^L} - \left(\frac{V_H}{V_L} \right)^2}$$

где су M^H и M^L читавања јонизационе коморе на високом и ниском напону, а V_H и V_L су коришћени напони. Ово је метод две волтаже. Након промене напона, неопходно је сачекати да се успостави равнотежа читавања јонизационе коморе. TG-178 даје исте препоруке за корекције фактора јонске рекомбинације као и TG-51.

Литература

1. M. Schell, F. Bova, D. A. Larson, et. Al AAPM Report 54, Stereotactic Radiosurgery, Report of AAPM Task Group 42, College Park, MD: American Association of Physics in Medicine; 1995.
2. P. R. Almond, P. J. Biggs, B. M. Coursey et. Al AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams. Med. Phys. 1992;26;1847–1870.
3. P. Andreo, D. T. Burns, K. Hohlfeld et. Al Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: an international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water. Tech. Report Series no 398, Vienna, Austria, International Atomic Agency; 2000.
4. R. Alfonso, P. Andreo, R. Capote et. Al. A new formalism for reference dosimetry of small and nonstandard fields. Med. Phys. 2008;35;5179–5186.
5. U.S. Nuclear Regulatory Commission. 10 CFR Part 35.600, Subpart H-Photon emitting remote afterloader units, teletherapy units, and gamma stereotactic radiosurgery units, sec. 35. 615
6. A. H. Maitz, W. Wu, L. D. Lunsford, J. C. Flickinger, D. K. Kondziolka, W.D. Bloomer, Quality Assurance for gamma knife stereotactic radiosurgery. Int. J. Radiat. Oncol., Biol. Phys. 1995;32;1465–1471.

7. J. P. Bissonnet, P. A. Balterm, L. Dong et. Al Quality assurance for image-guided radiation therapy utilizing CT-based technologies: a report of the AAPM TG-179. *Med. Phys.* 2012;39;1946–1963.
8. M. Zverino, M. Jaccard, D. Patin et. Al Commissioning of the Leksell Gamma Knife Icon, *Med. Phys.*, 2017;44(2);355–363.
9. I. AlDahwali, D. Prasad, M. B. Podgorsak Quality Assurance tests for the Gamma Knife Icon image guidance system. *J. Appl. Clin. Med. Phys.* 2018;19;5;573–579.
10. I. AlDahwali, D. Prasad, M. B. Podgorsak Evaluation of stability of stereotactic space defined by cone-beam CT for Leksell Gamma Knife Icon, *J. Appl. Clin. Med. Phys.* 2017;18(3);67–72.
11. A. Sarfehnia, M. Ruschin, B. Chug et. Al Performance characterization of an integrated cone-beam CT system for dedicated gamma radiosurgery. *Med. Phys.* 2018;45;(9);4179–4190.
12. H-T Chung, W-Y Park, T. H. Kim, Y. K. Kim, K. J. Chun, Assesment of the accuracy and stability of frameless gamma knife radiosurgery. *J. Clin, Med. Phys.* 2018;19(4);148–154.
13. P. J. Keall, G. S. Mageras, J. M. Balter, et. Al The management of respiratory motion in radiation oncology report of AAPM Task Group 76. *Med. Phys.* 2006;33(10);3874–3900.
14. Elekta Instrument AB, High definition motion management-enabling sterotactic Gamma Knife radiosurgery with non-rigid patient fixations. White paper no. 150935-03. Stockholm, Sweden, Elekta Instrument AB;2015.
15. C. Wu, M. B. Radevic, J. S. Glass, S. E. Skubic. Technical Note: A 3D-printed phantom for routine accuracy check of Gamma Knife Icon HDMM system. *J. App. Clin. Med. Phys.* 2018;19(4);299–301. doi: 10.1002/acm2.12339.
16. N. C. Knutson, B. J. Hawkins, D. Bollinger, et. Al Characterization and validation of an intra-fraction motion management system for masked-based radiosurgery. *J. Appl. Med. Phys.* 2019;(20);21–26.
17. Leksell Gamma Knife Perfexion and Lexell Gamma Knife Icon Licensing Guidance
18. Y. B. Cho, H. Mostafa, D. Jaffray, Panoramic imaging of Gamma Knife is an essential test after source exchange. *Med. Phys.* 2013;40(9);097101-1-097101-2 (Correspondence)
19. Y. B. Cho, M. V. Prooijen, D. A. Jaffray, M. K. Islam, Verification of source and collimator configuration for Gamma Knife Perfexion using panoramic imaging. *Med. Phys.* 2010;37(3);1325–1331.
20. B. Heck, A. Jess-Hempfen, H. J. Kreiner, H. Schopgens, A. Mack, Accuracy and stability of positioning in radiosurgery: long term results of the Gama Knife system. *Med. Phys.* 2007;34;1487–1495.

21. A. Ertl, W. Saringer, K. Heimberger, P. Kindl. Quality assurance for the Leksell gamma unit: Considering magnetic resonance image-distortion and delineation failure in the targeting of the internal auditory canal. *Med. Phys.* 1999;26;166–170.
22. A. Mack, G. Mack, S. Scheib, et al. Quality assurance in stereotactic radiosurgery/radiotherapy according to DIN 6875-1. *Stereotact. Funct. Neurosurg.* 2004;82;235–243.
23. A. Mack, H. Czempel, H.-J. Kreiner, G. Durr, B. Wowra, Quality assurance in stereotactic space: A system test for verifying the accuracy of aim in radiosurgery. *Med. Phys.* 2002;29;561–568.
24. L. Ma, C. Chuang, M. Descovich, P. Petti, V. Smith, L. Verhey, Whole-Procedure clinical accuracy of gamma knife treatments of large lesions. *Med. Phys.* 2008;35;5110–5114.
25. I. A. Brezovich, X. Wu, J. Duan et al. End-to-end test of spatial accuracy in Gamma Knife treatments for trigeminal neuralgia. *Med. Phys.* 2014;41;111703. Doi: 10.1118/1.4896817
26. R. E. Dryzmala, R. C. Wood, J. Levy. Calibration of the Gamma Knife using a new phantom following the AAPM TG51 and TG21 protocols. *Med. Phys.* 2008;35;514–521.
27. J. Novotny Jr, M. F. Desroisiers, et al. Current Worldwide Practice in Calibration of Small Leksell Gamma Knife Radiosurgery Fields-Initial Results from the International Calibration Survey. S. Goetsch, Vienna, Austria: International Atomic Agency;2009.
28. R. E. Dryzmala, P. E. Alvarez, G. Bernandez et al. A round robin gamma stereotactic radiosurgery dosimetry interinstitution comparison of calibration protocols. *Med. Phys.* 2015;42;6745–6756.
29. S. G. Meltsner and L. A. DeWerd. Air kerma based dosimetry calibration for Leksell Gamma Knife. *Med. Phys.* 2009;36;339–350.

VII

ПРОТОКОЛ ЗА КОНТРОЛУ И ОБЕЗБЕЂЕЊЕ КВАЛИТЕТА ДИЈАГНОСТИЧКОГ СТ УРЕЂАЈА

Радна група за израду националног протокола

Руководилац: Уна Молнар

Чланови радне групе:

Сандра Вучковић

Немања Голубовац

Милош Јонић

Душан Љубенковић

Милан Маркићевић

Невена Младеновић

Ивана Мишковић

Драгослав Оташевић

Јелена Станковић

Дарко Стојановић

Драган Ћирић

Коча Чичаревић

Табела 1. Параметри испитивања, дозвољене границе одступања и периоди проверавања рендген-апарата за компјутеризовану томографију у дијагностичкој радиологији

Редни број	Величина која се испитује	Параметар који се проверава	Границе дозвољених одступања	Извршилац	Неопходна опрема
Дневна испитивања					
1.	Хомогеност		± 2 СТ	Медицински физичар или радиолошки техничар под надзором физичара	Фантом добијен уз уређај или одговарајући
2.	Шум		$\pm 0,2$ СТ или 10%	Медицински физичар или радиолошки техничар под надзором физичара	Фантом добијен уз уређај или одговарајући
Месечна испитивања					
3.	Линеарност СТ броја	СТ воде=0	± 4 СТ	Медицински физичар или радиолошки техничар под надзором физичара	Фантом добијен уз уређај или одговарајући
		СТ ваздуха=1000	± 10 СТ		
4.	Тачност ласера за позиционирање		± 1 mm	Медицински физичар или радиолошки техничар под надзором физичара	Фантом добијен уз уређај или одговарајући

Годишња испитивања					
5.	Напон рендгенске цеви	Поновљивост	$\pm 10\%$	Медицински физичар	Мултиметар
		Тачност	$\pm 10\%$		
6.	Дебљина слајса	$s \leq 2 \text{ mm}$	$\pm 50\%$	Медицински физичар	Фантом добијен уз уређај или одговарајући
		$2 \text{ mm} < s < 8 \text{ mm}$	$\pm 25\%$		
		$s \geq 8 \text{ mm}$	$\pm 10 \%$		
7.	Разлагање $lp/cm - MTF$	50%	Према спецификацији произвођача	Медицински физичар	Фантом добијен уз уређај или одговарајући
		10%			
		2%			
8.	СТ дозни индекс – CTDI	Центар фантома	$\pm 10\%$ од вредности на пријемном испитивању	Медицински физичар	РММА фантом за дозиметријска мерења и <i>pencil</i> јонизациона комора
		Горе			
		Доле			
		Лево			
		Десно			
9.	Позиционирање пацијентног лежаја при оптерећењу 70 kg	Одступање при уздужном померању од 300 mm	$\pm 1 \text{ mm}$	Медицински физичар	Тегови адекватне тежине, метар
		Одступање при померању у корацима, укупног уздужног померања од 300 mm	$\pm 1 \text{ mm}$		
10.	Провера дијагностичких монитора	Визуелна инспекција дијагностичког квалитета слике (присуство артефаката), Геометријске дисторзије слике, Луминанција	Према спецификацији произвођача	Медицински физичар	SMPTE тест шаблон, лењир, луминансметар

VIII

ПРОТОКОЛ ЗА КОНТРОЛУ И ОБЕЗБЕЂЕЊЕ КВАЛИТЕТА У НУКЛЕАРНОЈ МЕДИЦИНИ

Радна група за израду националног протокола

Руководилац: Марија Јеремић

Чланови радне групе:

Снежана Живанов

Богдан Миљуш

Јелена Самац

Саша Станојловић

Гама камера

Табела 1. Контрола квалитета гама камере

Физички параметар	Период понављања	Дозвољено одступање	Задужено лице	Неопходна опрема
Енергетска резолуција (<i>peaking</i>)	Дневно	$\leq 2\%$	Медицински физичар или техничар под надзором физичара	Тачкасти извор
Провера планарне униформности	Дневно	$\leq 12\%$	Медицински физичар или техничар под надзором физичара	Тачкасти извор или равански ^{57}Co фантом
Калибрација сопствене униформности детектора (<i>Intrinsic uniformity</i>)	Месечно	$\leq 8\%$	Медицински физичар	Тачкасти $^{99\text{m}}\text{Tc}$ извор
Калибрација центра осе ротације (MHR/COR)*	Месечно	$\leq 2 \text{ mm}$	Медицински физичар	Фантом за MHR/COR и одређен број тачкастих $^{99\text{m}}\text{Tc}$ извора
Провера просторне резолуције	Годишње	$\leq 6 \text{ mm}$	Медицински физичар	<i>Jaszczak phantom</i> или одговарајући
Провера сензитивности детектора за системе са два детектора	Годишње	Разлика $\leq 10\%$	Медицински физичар	Тачкасти $^{99\text{m}}\text{Tc}$ извор
Провера системске униформности (<i>Extrinsic uniformity</i>)	Годишње	$\leq 10\%$	Медицински физичар	Равански ^{57}Co фантом или пуњиви (<i>flood</i>) фантом
Провера системске резолуције за све типове колиматора, осим за <i>Pinhole</i> колиматор (<i>Extrinsic resolution</i>)	Годишње	$\leq 3.5 \text{ mm}$	Медицински физичар	Равански ^{57}Co фантом или пуњиви (<i>flood</i>) фантом и бар фантом
Провера просторне униформности	Годишње	$\leq 10\%$	Медицински физичар	<i>Jaszczak phantom</i> или одговарајући

* за све типове колиматора и све конфигурације детектора (180° , 90° , 76°) који се користе за томографију.

Појмови:

Провера – тест са мањим бројем детекција, не дозвољава измену постојећих параметара

Калибрација – тест са већим бројем детекција, дозвољава измену постојећих параметара

Сопствено – карактеристика камере, без колиматора

Системско – карактеристика система камера + колиматор

Планарно – 2D, раванско

Просторно – 3D, односи се на томографски режим рада

Јамасти бројачи

Табела 2. Контрола квалитета јамастих бројача

Физички параметар	Период понављања	Дозвољено одступање	Задужено лице	Неопходна опрема
Поновљивост одброја импулса (срт)	Месечно	$\leq 5\%$	Медицински физичар	По спецификацији произвођача
Енергетска резолуција	Месечно	$\leq 10\%$	Медицински физичар	По спецификацији произвођача

Калибратори активности

Табела 3. Контрола квалитета калибратора активности

Физички параметар	Период понављања	Дозвољено одступање	Задужено лице	Неопходна опрема
Стабилност (поновљивост система)	Месечно	$\leq 1\%$	Медицински физичар	Сет калибрационих извора (^{137}Cs , ^{57}Co , ^{133}Ba)
Тачност	Дневно	$\leq 5\%$	Медицински физичар или техничар под надзором физичара	Сет калибрационих извора
Линеарност	Квартално	$\leq 5\%$	Медицински физичар	Извор $^{99\text{m}}\text{Tc}$ од 1 GBq у 1 ml
Геометријски одговор	Годишње	$\leq 5\%$	Медицински физичар	Извори $^{99\text{m}}\text{Tc}$

Препорука за најкраћи прекид дојења код жена које су подвргнуте нуклеарно медицинским процедурама (нм), а које доје децу

Радионуклид	Време физичког полураспада	Период
^{131}I	192,48 h	Потпуни прекид лактације пре НМ процедуре
^{123}I	13,22 h	Потпуни прекид лактације пре НМ процедуре (осим за ^{123}I -hipuran – 12 h)
^{67}Ga	78,3 h	Потпуни прекид лактације пре НМ процедуре
^{68}Ga	1,13 h	6 h
$^{99\text{m}}\text{Tc}$	6,007 h	4 h (осим за $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -пертехнетат, МАА, обележена црвена крвна зрнца –12 h; $^{99\text{m}}\text{Tc}$ –НМРАО WBC – 48 h)
^{201}Tl	73,1 h	96 h
^{18}F	1,83 h	4 h
^{11}C , ^{14}C , ^{13}N , ^{15}O , ^{51}Cr , ^{111}In	20,364 min, 5,73 година, 9,8 min, 2,04 min, 27,7 дана, 67,2 h	Није потребно прекидати дојење

Референца: *Sigrid Leide-Svegborn, Lars Ahlgren, Lennart Johansson, Sören Mattsson. Excretion of radionuclides in human breast milk after nuclear medicine examinations. Biokinetic and dosimetric data and recommendations on breastfeeding interruption. EJNMMI 2016;43(5):808–821.*

IX

ПРОТОКОЛ ЗА КОНТРОЛУ И ОБЕЗБЕЂЕЊЕ КВАЛИТЕТА MR СИМУЛАЦИЈА У РАДИОТЕРАПИЈИ

Радна група за израду националног протокола

Руководилац: Љубомир Куриј

Чланови радне групе:

Сандра Вучковић

Тамара Јовановић

Милош Јонић

Ивана Мишковић

Јелена Остојић Марковић

Борислава Петровић

Арпад Тот

Коча Чичаревић

Озрен Чудић

1. УВОД

Према недавним истраживањима спроведеним у оквиру ESTRO-HERO пројекта [1, 2] процењује се да ће до 2025. године у Републици Србији број малигних обољења третираних радиотерапијом износити око 24.000 третмана, што представља пораст од око 5% у односу на 2012. годину. Модерне, сликом вођене радиотерапијске технике обезбеђују да се највећи број ових третмана обави уз прецизно озрачивање туморског волумена и максималну поштеду околног здравог ткива. Годинама основу за сликом вођену радиотерапију чинио је СТ снимак пацијента. Последњих година сведоци смо све већој интеграцији MR прегледа у сврху планирања радиотерапијских третмана и праћења током самог третмана у тој мери да је овај приступ добио и засебан назив као MR вођена радиотерапија. Оно што мотивише развој радиотерапије у овом правцу је свакако супериоран контраст између меких ткива који се постиже MR прегледом, одлична визуелизација кретања унутрашњих органа и могућност праћења физиолошких промена у туморском и здравом ткиву у односу на СТ преглед [3]. У појединим институцијама у Републици Србији MR симулација већ дужи низ година представља стандард за планирање радиотерапијских третмана (стереотаксична радио-хирургија).

Са друге стране, имплементација MR симулације у циљу планирања радиотерапијског третмана као део стандардне клиничке праксе представља посебан изазов услед потребе да се MR преглед спроведе са пацијентом позиционираним у третманском положају, да добијени снимак поседује просторну веродостојност у оквиру прихватљивог интервала геометријских одступања, итд.

Да би се обезбедио највиши могући степен квалитета третмана пацијената радиотерапијским техникама неопходно је дефинисати скуп структурираних процедура и акција које за циљ имају да обезбеде одговарајућу просторну прецизност, интегритет и репродуцибилност радиотерапијских третмана и које заједно са стручним особљем које их спроводи чине систем за осигурање квалитета. За сваки сегмент радиотерапијског третмана постоји засебан подсистем осигурања квалитета. У овом протоколу изложене су специфичне процедуре за осигурање квалитета MR симулација у радијационој терапији.

Задатке осигурања квалитета спровode медицински физичари приликом пријемног испитивања и комисионирања MR јединице самостално или уз подршку техничког тима произвођача опреме, у циљу карактеризације перформанси система и успостављања референтних вредности за спровођење контроле квалитета током експлоатације уређаја.

1.2. Медицински физичар

Медицински физичар је професионалац који у здравству обавља самостално или као део медицинског тима сложене послове планирања индивидуалног зрачног третмана; обавља самостално или као део медицинског тима сложене послове планирања (калкулације) индивидуалне дозиметрије; обавља самостално и у тиму, радној и експертној групи, послове и задатке из домена примене јонизујућег зрачења у медицинске сврхе; обавља пројектовање мера радијационе сигурности и безбедности; врши калибрацију уређаја за мерење радиоактивности; врши обуку особља; обавља послове планирања радиотерапије, радионуклидне терапије, детекције зрачења, дозиметрије, терапијске примене извора јонизујућег зрачења, контроле и заштите од јонизујућег зрачења и израде и примене стандарда из наведених области рада; обавља послове контроле извора зрачења; обавља послове контроле квалитета високотехнолошке дијагностичке опреме у нуклеарној медицини и радиологији; обавља послове контроле и припреме радиоизотопа и радиофармака коришћених за дијагностику и терапију; има високо образовање које је стекао на студијама другог степена (мастер академске студије) по пропису који уређује високо образовање, почев од 10. септембра 2005. године, односно на основним студијама у трајању од најмање четири године, по пропису који је уређивао високо образовање до 10. септембра 2005. године.

1.3. Иницијална процена опреме

Иницијална процена и пријемна испитивања опреме спроводе се током и након инсталације од стране медицинског физичара одговорног за пријемно испитивање у сарадњи са техничким тимом произвођача, а све у складу са препорукама датим у извештајима *AAPMR Report No. 100* [3], *Task group 284 report: magnetic resonance imaging simulation in radiotherapy: considerations for clinical implementation, optimization, and quality assurance* [5], *Magnetic Resonance Imaging Quality Control Manual* [4], а које обухватају следеће процедуре за пријемна испитивања клиничких MR система.

1.3.1. Процедуре које се спроводе пре инсталације MR система

1.3.1a Испитивање нивоа механичких вибрација

Већина произвођача MR система даје спецификације прихватљивих вредности за временски пролазне и временски постојане механичке вибрације, у зависности од фреквенције, за предвиђено место инсталације за дати систем. Вредности интензитета вибрација које премашују спецификације могу проузроковати појаву фазних артефакта на сликама, које је

тешко дијагностиковати и елиминисати. Како је утврђивање узрока таквих артефакта далеко теже након инсталације система, много је ефикасније идентификовати и одредити решења проблема пре него што се систем инсталира. Распон могућих решења таквих проблема постаје све ограниченији након испоруке и инсталације система.

Проблем механичких вибрација постаје све израженији из разлога што су произвођачи опреме како би смањили неудобност и повећали комфор пацијената приликом MR прегледа, дизајнирали MR јединице новије генерације да буду лакше и мање. Као компромис овим унапређењима, MR системи су осетљивији на вибрације него претходни системи са већим и масивнијим магнетима. Због тога многи произвођачи опреме препоручују или захтевају испитивање нивоа механичких вибрација у објекту пре инсталације самог MR система. Због специјализоване природе овог испитивања, обично је најбоље да такве тестове спроводе независно тело или извођач чија је уска специјалност испитивање механичких вибрација, након завршетка што већег дела изградње објекта. Постојани и временски пролазни нивои механичких вибрација процењују се у три ортогонална правца помоћу акцелерометра [5]. По могућству, препоручује се присуство медицинског физичара током таквог испитивања како би се верификовало да су нивои временски пролазних и постојаних механичких вибрација у складу са спецификацијама произвођача MR система. Извештај о испитивању вибрација требало би да буде део извештаја о техничком пријему. Такође, копија извештаја требало би да се чува уз осталу документацију MR система. Ако анализа вибрација на локацији покаже да нивои постојаних или временски пролазних механичких вибрација премашују спецификације, онда наручилац опреме и радова може наставити са радовима на утврђивању извора вибрација и одговарајућим начинима за елиминацију прекомерног нивоа механичких вибрација. Било изоловањем конструкције скенера од конструкције објекта, уколико је једница смештена у приземљу или сутерену, било утврђивањем и изоловањем самог извора механичких вибрација, уколико је једница смештена на вишим спратовима грађевинске конструкције.

Скреће се пажња да није неуобичајено да се артефакти услед механичких вибрација могу појавити тек и након што је прошло више времена (месеци) од инсталације система и спровођења пријемног испитивања. На пример, велики вентилациони системи могу изазвати фазне артефакте на MR сликама ако дође до дисбаланса у механичком склопу. Стога, уколико дође до појаве фазних артефакта, исти се не могу елиминисати просто поновном калибрацијом система и/или заменом компоненти од стране произвођача опреме, или надлежног сервиса. Тада је неопходно поновити анализу вибрација, како би се утврдило да ли је дошло до значајног увећања нивоа вибрација и, уколико јесте, приступити утврђивању

извора вибрација и начина да се елиминише или умањи утицај истих на перформансе система. Такође треба имати на уму да са старењем и експлоатацијом механичких компоненти пацијент стола, може доћи до повећања нивоа вибрације самог стола, посебно у случају лакших пацијената као што су деца и одојчад. Даље, вибрације изазване механичким натезањем и опуштањем завојница градијента поља временом проузрокују попуштање градијентних, RF и других спојева, које, уколико се не поправе, могу проузроковати настанак „белих пиксела” приликом снимања „ултра” брзим секвенцама. Последња два проблема најчешће се отклањају на време правилним, редовним одржавањем опреме од стране овлашћеног сервиса.

1.3.16 Испитивање RF заштите

MR систем, у својој суштини је веома осетљив RF пријемник, направљен да прима RF сигнале са амплитудама реда величине милivolтима, најчешће у опсегу фреквенција 10–150 MHz. Због велике разноликости RF сигнала из окружења у овом фреквентном опсегу који могу утицати на жељени сигнал, RF штит (Фарадејев кавез) је саставни део сваког MR система. Како су RF сметње врло често узрок артефакта MR слика, треба посветити посебну пажњу испитивању квалитета RF заштите.

RF штит, као што је већ наведено, у суштини је Фарадејев кавез који потпуно окружује MR скенер. Најчешће, овај штит се изводи у облику бакарних плоча у зидовима, плафону и поду MR бункера; у облику бакарне мреже у прозору (прозорима); и у облику посебно дизајнираних RF врата која, када су затворена, одржавају интегритет штита. Већина произвођача опреме специфицира перформансе штита у смислу слабљења (у децибелима [dB]) на одређеној фреквенцији. На пример, за скенере јачине 1,5 T, уобичајени критеријуми прихватљивости су слабљење од 100 dB за равански талас од 100 MHz (фреквенција за тестирање се обично повећава на 150–170 MHz за системе јачине 3.0 T). Осим тога, обично је неопходно да RF штит буде електрично изолован од тла (пре инсталирања скенера) на фреквенцији пулсирајуће једносмерне струје. (типично, неопходан је предотпор од 1 k Ω за пулсирајући једносмерни напон). Не треба заборавити да се оба наведена критеријума односе на испитивања која су обављена пре него што је MR скенер стварно и инсталиран. Због тога се наведена испитивања морају извршити након завршетка постављања RF штита (најчешће од стране произвођача RF штита, а не произвођача MR система), али пре инсталације самог MR скенера и пре завршетка изградње MR бункера.

Стварно тестирање перформанси RF штита врши се постављањем антене са једне стране RF штита и емитовањем пробног RF сигнала (на договореној фреквенцији) кроз штит. Друга RF

антена на другој страни штита се користи као пријемник, а слабљење сигнала се одређује упоређивањем ових сигнала са референтним, неатеунираним сигнаlima добијеним, на пример, кроз отворена RF врата. Због тога је за тест потребан генератор фреквенције, RF појачало, две подешене антене и анализатор спектра. Наведена опрема уобичајено није доступна медицинском физичару. Због тога овај тест обично спроводи произвођач RF штита или независни извођач. Међутим, укљученост медицинског физичара у процес свеобухватног тестирања RF заштите простора за смештај MR апарата је од приличног значаја за процес верификације квалитета RF заштите. Медицински физичар би требало да обезбеди да се испитивање спроводи и на местима слабих тачака простора, а не само на местима велике атенуације, и да су добијени резултати документовани на техничком плану тестираног простора. Слабе тачке у RF заштити су најчешће RF врата, прозор(и), области где расхладни систем пролази кроз штит, области где вентилациони канали пролазе кроз штит и области где се MR скенер отвора повезује са остатком система кроз штит. Уколико се као систем за гашење пожара користи мокри спринклер систем, а не суви спринклер систем, неопходно је тестове RF штита спровести након што се систем напуни водом. Препоручује се да медицински физичар направи копију резултата испитивања, а не само копију сертификата о усаглашености. Такође се препоручује да наведена копија буде приложена и да се чува уз извештај о техничком пријему система заједно са осталом документацијом.

Поново се скреће пажња да је неопходно наведено испитивање RF штита спровести након постављања RF штита, али пре завршетка радова на изградњи MR бункера и пре инсталације самог MR скенера. Током инсталације скенера, део штита мора бити уклоњен да би се извршила инсталација MR система. Након тога, штит се поново затвара и извођачи изводе завршне грађевинске радове на простору. Приликом извођења ових радова није неуобичајено да грађевински радници случајно кратко споје RF штит на масу, на пример, пробијањем ексера или вијка кроз уземљену конструкцију у RF штит. Овим се неминовно нарушава интегритет штита и, уколико се ово не установи све док прве MR слике не покажу присуство прекомерног RF шума, може бити јако тешко открити и отклонити овакво оштећење. Због тога, како би се спречили овакви проблеми, након спроведеног испитивања RF штита, препоручује се инсталација заједничког алармног кола. У суштини, наведени алармни систем састоји се од зујалице која ради на батерије повезане између штита и грађевинске конструкције. Уколико дође до кратког споја штита са масом током завршне фазе изградње, аларм се тренутно оглашава тако да се проблем може лако отклонити. Већина произвођача RF заштите обезбедиће помоћ у реализацији оваквог алармног система.

Препоручује се да се након инсталације MR система и изградње просторије, поново спроведе тест RF штита. Међутим, несумњиво, критеријуми прихватљивости произвођача RF штита уобичајено се односе на резултате добијене пре инсталације скенера, а не након. Уколико се спроведе испитивање RF штита након инсталације MR скенера, не треба очекивати да ће бити остварен исти ниво атенуације спољних RF интерференција као и пре инсталирања MR скенера. На пример, није неуобичајено да уколико је добијено да атенуација пробног RF сигнала од 100 MHz пре инсталације MR скенера износи 100 dB, да се за атенуацију истог пробног сигнала након инсталације MR скенера добије вредност од само 85 dB. Наравно, није неопходно поново спровести тест заштите за пулсирајућу једносмерну струју, након инсталације MR система.

На крају, треба напоменути да се интегритет RF штита може проверити и на крајње елементаран начин – употребом обичног FM радија на батерије. Са затвореним RF вратима, радио пријем не би требао бити могућ у добро заштићеној просторији. Наравно, такав рудиментарни тест се не може сматрати пријемним испитивањем. Међутим, уколико се уоче RF сметње и интегритет RF штита се може довести у питање, овако једноставан тест може открити озбиљно нарушену RF заштиту. Наравно, при извођењу овог теста не треба заборавити да су суперпроводници и перманентни магнети увек укључени. Будући да већина преносивих FM радио уређаја садржи барем неке елементе од метала, на пример батерије, треба пазити да се радио уређај не унесе у само магнетно поље скенера.

1.3.2. Процедуре које се спроведе након инсталације MR система (пријемно испитивање MR система)

Након што је MR систем инсталиран и калибрисан од стране особља за инсталацију произвођача опреме и/или теренске службе, обично је на медицинском физичару да спроведе пријемно испитивање опреме на најефикаснији могући начин. Ово може бити веома напоран и комплексан подухват из разлога што већина савремених MR скенера поседује најмање пет главних типова импулсних секвенци, може да изврши аквизицију слика у било којој равни у односу на главне анатомске равни пацијента (укључујући и укошене равни) и има најмање 10 различитих типова RF завојница. Осим тога, конзола скенера може, али и не мора, имати на располагању потребне алате за обраду слике за неопходна испитивања. Коначно, одговарајући фантоми морају бити доступни за тестове. Велики део рада физичара у развоју процедура за пријемно испитивање лежи у одређивању обима испитивања, који ће фантоми бити коришћени за тестове и како ће подаци бити прикупљени и анализирани на временски

најефикаснији могући начин. Следећа поглавља би требало да медицинским физичарима дају увид у поступке који би требали да све претходно описано обезбеде.

1.3.2a Мапирање „расутог” поља

Под расутим пољем MR јединице подразумевамо магнетно поље ван језгра (тунела) MR јединице. Језгром (тунелом) MR јединице сматрамо отвор јединице у коме је смештен пацијент током прегледа. Мапирање „расутог” MR поља није ништа друго до снимање и бележење градијента MR поља ван тунела MR скенера.

Након инсталације MR система и успостављања магнетног поља у MR јединици, неопходно је спровести мерење и мапирање линија магнетног поља на периферији MR поља и податке унети у план MR простора. Пожељно је да медицински физичар који је одговоран за наведено мерење већ унапред има копију плана простора са уцртаном очекиваном расподелом MR поља, од стране произвођача MR јединице. Уколико је то случај, медицински физичар може једноставним мерењем у мањем броју кључних тачака простора да изврши проверу да ли има одступања од очекиване расподеле поља, на којим местима и добијене резултате унесе у технички план простора. Посебну пажњу треба посветити линији интензитета индукције 5 G, јер установе најчешће дуж ове линије постављају визуелне ознаке „зоне забране”, које служе да упозоре и спрече улазак пацијената са пејсмејкерима и неуростимулаторима у област јачине поља >5 G. Документоване резултате мерења периферије MR поља треба приложити у извештај о техничком пријему и чувати заједно са осталом техничком документацијом система. Медицински физичар би такође требало да изврши проверу да ли ознака зоне забране има исписана вишејезична упозорења, да ли је постављена на одговарајућем месту (граница 5 G), као и да су одговарајуће ознаке, упозорења и додатне забране постављене на вратима MR бункера.

Инструмент који се најчешће користи за спровођење горе наведених мерења је ручни гаусметар са Холовом сондом за одређивања вектора јачине индукције магнетног поља. Ипак, и поред релативно ниске цене набавке, за већину медицинских физичара у Републици Србији овакви уређаји нису доступни и наведена мерења се најчешће врше од стране овлашћеног особља произвођача опреме које врши инсталацију MR јединице. Такође, за исправно спровођење мерења ручним гаусметром неопходно је да лице које рукује мерним уређајем буде добро упознато са принципима рада уређаја и да је добро упућено у тачност и прецизност уређаја. На пример, најчешће се срећу гаусметри са једнодимензионалним Холовим сондама (за разлику од Холових сонди којима може да се мери по све три просторне осе) због релативно ниже цене. Због тога измерена јачина магнетне индукције

веома зависи од положаја сонде у простору. За мерење таквом сондом неопходно је направити неколико читавања за исту тачку у простору за различите угловне положаје сонде и забележити максималну читану вредност. У том случају препоручује се да медицински физичар задужен за комисионирање MR јединице испрати мерење заједно са лицем задуженим за мерење испред произвођача опреме и верификује да су мерења исправно спроведена и забележена. Такође се препоручује да копија резултата мерења буде приложена и да се чува уз извештај о техничком пријему система заједно са осталом документацијом.

1.3.26 Опис фантома који се користе за контролу квалитета MR јединица

Практично сви фантоми који се користе за контролу квалитета MR јединица су испуњени неким флуидом и имају сферни или цилиндрични облик. За MR јединице са јачином магнетне индукције < 2 T као флуид се најчешће користи дестилована вода допирана неком парамагнетном супстанцом како би се редуковала спин-решетка (T1) и спин-спин (T2) релаксациона времена до реда величина 200–500 ms и 150–300 ms респективно. Додатно, у раствор може бити додат натријум-хлорид (NaCl) како би се обезбедила проводљивост слична оној у ткивима људског тела. Овако припремљен фантом електрично оптерећује RF завојницу на начин најсличније људском ткиву и обезбеђује мерење у условима најсличније могуће реалним. Најчешће се користе следећи раствори: 1) 1l H₂O, 3,6 g NaCl, 1,25 g чистог CuSO₄ или 1,96 g CuSO₄·5H₂O [5]; 2) 10 mM NiCl₂, 75 mM NaCl [5]. Кључна предност приликом употребе NiCl₂ као материјала за допирање (уместо CuSO₄) огледа се у смањењу температурне зависности T1 времена релаксације добијеног раствора. Могу се користити комерцијално набављени фантоми, а могу се користити и решења направљена у самом центру. Најчешће сам произвођач опреме испоручи више различитих фантома уз саму MR јединицу. Предност употребе фантома испоручених од стране произвођача MR јединице се састоји у томе: 1) што су ови фантоми одмах доступни уз апарат и могу се одмах користити; 2) што медицински физичари и сервисни тим произвођача/овлашћени сервис имају заједничку полазну основу приликом установљивања било каквих недостатака и утврђивања на који начин се одговарајућа решења проблема могу верификовати.

Посебно су се показали практичним фантоми сферног или цилиндричног облика, димензија сличних људској глави или абдомену (за процену односа сигнал-шум, процену униформности и „дух” артефакта), као и фантоми цилиндричног облика који садрже тест објекте за процену дебљине и растојања пресека, геометријске тачности, резолуције великог контраста и уочавања објеката малог контраста. Од комерцијално доступних фантома препоручују се они са ознаком „MR акредитациони фантом Америчког колеца радиологије”

(енг. *ACR MRI Accreditation Phantom*) из разлога што се ови фантоми могу користити за све горенаведено, пријемно испитивање MR система, као и за периодичну контролу квалитета MR система. У даљем тексту биће дата спецификација фантома за сваки од тестова које треба спровести.

Како све више у клиничку употребу улазе MR јединице са јачином магнетне индукције ≥ 3 T, треба напоменути да горе описани фантоми испуњени воденим раствором нису оптимални за неке тестове пријемног испитивања и периодичну контролу квалитета. Као што ће бити размотрено даље у тексту, ово је из разлога што са порастом фреквенције више долазе до изражаја диелектрични ефекти и ефекти продора RF поља. За овакве системе могу бити прикладнија друга решења за пуњење фантома, попут уља. Уколико се користе фантоми испуњени воденим раствором, онда је за овакве системе неопходно на одговарајући начин изменити поједине критеријуме прихватљивости, нарочито критеријум униформности RF поља.

1.3.2в Попис инвентара MR система

Због велике сложености MR система и велике разноликости доступних опција (по питању секвенци снимања, RF завојница, интерфејса за снимање и/или умрежавање, пакета за накнадну обраду итд), препоручује се спровођење комплетног пописа свих испоручених компоненти. Најчешће испоручилац опреме има свој примерак пописа испоручених компоненти са уписаним серијским бројем, бројем верзије и датумом производње (за комаде опреме за коју је то применљиво). Препоручује се да одговорни медицински физичар од испоручиоца опреме узме копију пописа опреме како би лакше спровео попис и скратио време. Такође, извештај о спроведеном попису треба приложити уз извештај о техничком пријему и чувати заједно са осталом техничком документацијом система. Наведено се препоручује из разлога што се неретко дешава да нека од наручених опција не буде испоручена/омогућена/инсталирана, најчешће из административних разлога. Такође у овом моменту пријемног испитивања сврсисходно је извршити попис свих ај-пи (IP) адреса система као дајком (DICOM) конфигурационих поставки и приложити их и чувати уз извештај о техничком пријему. Ово из разлога лакшег прегледа и планирања могућих будућих надоградњи и проширења болничке рачунарске мреже и мреже самог MR система.

1.3.2г Опште провере система

1.3.2г I) Механичке провере система

У механичке провере система које треба спровести спадају: 1) провера механизма за кретање пацијент стола, као и механизма за покретање и паркирање пацијент стола (уколико је то применљиво); 2) провера тачности позиционирања стола; 3) провера система за вентилацију и осветљење пацијент тунела; 4) провера могућности анализе слике и провера могућности приказа; 5) провера могућности архивирања слика, као и могућности снимања и/или умрежавања.

Спровођење тестова за већину наведених провера је крајње једноставно. Тест провере механизма за кретање, закључавање и откључавање стола спроводи се физичком провером да ли механизми раде исправно и без застоја. Тест провере тачности позиционирања стола врши се простим упоређивањем показивања позиције на дигиталном дисплеју и показивања дистанце обичне мерне траке (битно је да је немагнетна) када је пацијент сто под оптерећењем. Исправно функционисање система за вентилацију и осветљења пацијент тунела врши се визуелном инспекцијом. Провере могућности анализе слике и могућности приказа врше се током пријемног испитивања опреме. Своде се на проверу доступних софтверских алата као што су: мерење дистанце и угла, мерење профила, приказ статистике области од интереса (ROI), модалитети 3D приказа (пројекције максималног интензитета, приказ засенчених површи, итд). Такође, обавезно треба проверити рад архиве слика, као и могућности умрежавања са пакс сервером (PACS), дисплејем дигиталне архиве и уређајима за израду копија снимака: штампач филмова, уређај за снимање оптичких медија (CD/DVD), итд.

1.3.2г II) Испитивање система за хитне случајеве

Сви MR системи испоручују се са вишеструким сигурносним функцијама, које је потребно редовно тестирати. Са изузетком једног, препоручује се провера сваког од система за хитне случајеве. Неки MR системи поседују и до три нивоа контрола за „прекид рада” у хитним случајевима. Први ниво контрола обично искључује напајање система за генерисање RF и градијентних поља у тунелу MR јединице. Други ниво контрола искључује напајање свих компоненти система, укључујући рачунарске системе и, у неким случајевима, хладну главу суперпроводне завојнице. Трећи ниво, на системима са суперпроводном завојницом, „квенчује” (искључује) суперпроводљиви магнет. Периодична провера исправности рада последњег нивоа контрола за прекид рада у хитним случајевима у искључивој је

надлежности особља за инсталацију/сервис MR система. На медицинском физичару је да обезбеди да се провера исправности рада редовно спроводи и да су резултати провере адекватно документовани.

Пре спровођења било каквих провера исправности рада система за хитне случајеве препоручује се да медицински физичар консултује произвођача опреме или овлашћени сервис у вези са процедуром спровођења. Такође, препоручује се присуство сервисног инжењера током спровођења ових процедура. Иако сви ови системи у општем случају раде у складу са наменом, може се десити да је за поновно покретање система неопходно присуство и интервенција од стране сервисног особља.

Коначно, суперпроводни MR системи обично имају криогене издувне системе који се активирају у случају гашења. Уколико постоје ручни прекидачи за издувни систем криогена које може активирати оператер MR система (другим средствима осим струјног кола за гашење у хитним случајевима), треба извршити проверу исправности рада и оваквих прекидача и обезбедити да су јасно означени.

1.3.2g III) Испитивање система за надзор пацијената, анестезију, гејтинг и инјектора

Сви MR скенери имају систем „упозорења за пацијента”, обично пнеуматски активирани аларм на конзоли скенера, и двосмерне интерфонске системе који омогућавају комуникацију између пацијента и оператера скенера. Препоручује се провера исправности рада оба ова система током спровођења пријемног испитивања апарата, са MR скенером подешеним за рад у редовном радном режиму. Такође, уколико је инсталиран и независан систем за видео надзор пацијената потребно је извршити проверу исправности рада и овог система.

Монитори ниво кисеоника у MR бункеру служе за детекцију ниског нивоа кисеоника услед прекомерног испаравања криогених гасова. Наведени системи се испоручују све ређе уз MR јединице. Овај систем, као и други системи за искључење у хитним случајевима, може довести до искључивања компоненти MR система у зависности од читавања које даје. Препоручује се да медицински физичар током пријемног испитивања заједно са техничким особљем изврши надзор провере исправности рада наведеног система и обезбеди да су добијени резултати исправно документовани. Такође се препоручује да медицински физичар буде упознат са интервалима спровођења периодичних провера система и да у сарадњи са сервисним особљем изврши надзор током периодичне провере исправности рада система и обезбеди да су добијени резултати исправно документовани.

Многи савремени MR системи испоручују се са наменском опремом за праћење телесних функција пацијената, анестезиолошким системима и/или инјекторима. Наведена опрема може бити таква да функционише независно од MR скенера или може бити преко интерфејса повезана са MR системом ради обезбеђивања информација о кретању пацијента (приликом респираторног кретања или рада срца). Исправност размене података између система за праћење и MR скенера релативно је лако проверити помоћу физиолошког симулатора, уколико је доступан у центру или је уступљен за употребу од стране произвођача опреме/овлашћеног сервиса. Скреће се пажња да поједини делови опреме за надзор појединих произвођача могу садржати магнетне компоненте и/или исте могу бити подложне утицају статичког или RF поља скенера. Стога, исправан рад треба проверити са компонентама постављеним на за то предвиђене позиције унутар MR бункера.

Уколико у MR бункеру нема инсталираних наменских система за праћење пацијената, већина MR система се и даље испоручује са неким типом електрокардиографа (ЕКГ), пулсног оксиметра и/или опремом за респираторно праћење која се користи за гејтинг MR скенера приликом спровођења абдоминалних и/или прегледа срца. Провера исправности рада ових система врши се провером да ли се на системској конзоли и/или кућишту MR јединице приказује одговарајући сигнал.

Треба имати у виду да уколико је систем испоручен са оваквом „периферном” опремом, иста повремено може бити извор значајних RF сметњи приликом редовног рада система и спровођења прегледа. Како би се ово проверило и спречило, препоручује се спровођење провере током пријемног испитивања. Прво је потребно извршити основно мерење односа сигнал-шум (SNR) са искљученом периферном опремом. Потом се мерење понавља пошто се сваки од периферних система постави у редован режим рада и у позицију на којој ће бити коришћен током редовног рада.

Уколико су овакви периферни уређаји у употреби у MR бункеру, препоручује се да медицински физичар буде упознат са спецификацијом произвођача овакве опреме за максималну дозвољену јачину магнетног поља за исправан рад оваквих уређаја и да обезбеди да су ови уређаји унутар бункера током редовног рада на таквим позицијама да јачина расутог магнетног поља не прелази дозвољену вредност за дати уређај. Зоне безбедне за рад уређаја могу се обележити на поду MR бункера маркерима или на неки други начин (самолепљива трака...).

1.3.2d Испитивање MR скенерског система

Након завршетка свих радова који се односе на постављање, интерфејсе и безбедност, може се приступити радовима на спровођењу пријемног испитивања MR система. Како би се наведено спровело на временски најефикаснији начин, препоручује се да се прво спроведу тестови засебних подсистема (магнет, RF систем, систем градијената поља). Затим се препоручује спровођење тестова који врше проверу исправности рада када највише два подсистема раде упоредо, а затим спровођење тестова који врше проверу рада када су сви системи активни упоредо. Као пример наводимо основно мерење односа сигнал-шум. Иако представља релативно осетљив алат за осигурање и контролу квалитета, спада у неспецифичне тестове пријемног испитивања из разлога што сваки подесиви параметар система и подсистема има утицаја на вредност односа сигнал-шум. Предлаже се следећи редослед спровођења тестова пријемног испитивања:

1. тестирање рада подсистема статичког магнетног поља;
2. тестирање рада RF подсистема;
3. тестирање рада подсистема градијентног поља;
4. тестирање рада RF и подсистема градијента поља;
5. тестирање рада свих подсистема заједно.

1.3.2d I) Испитивање подсистема статичког магнетног поља

1.3.2d I а) Испитивање хомогености статичког магнетног поља B_0

Основни тест који се користи за карактеризацију статичког магнетног поља је процена хомогености статичког магнетног поља. Хомогеност статичког магнетног поља обично се изражава као варијација интензитета магнетног поља дуж одређеног пречника сферног волумена у деловима по милиону (ppm) интензитета статичког магнетног поља или еквиваленте резонантне фреквенције (Hz). На хомогеност статичког магнетног поља може утицати низ фактора. Ови фактори могу бити интерни (несавршености у изради саме завојнице или пасивних завојница за „шимовање”), а могу бити и екстерни (пертурбације изазване спољашњим феромагнетним структурама које се налазе у непосредној близини MR скенера). Такође, на хомогеност статичког магнетног поља утиче и мера којом се претходно наведене сметње могу компензовати магнетним пољем завојница за „шимовање”. Нехомогеност статичког магнетног поља може неповољно утицати на униформност снимака, прираштај геометријским дисторзијама и хемијском помаку, сатурацију сигнала масти и

однос сигнал-шум. Један од најчешћих неповољних ефеката слабе хомогености статичког магнетног поља на клиничке протоколе за преглед је појава неуједначености у нивоу засићења масти која се може уочити на снимцима добијеним техникама за селективну сатурацију хемијског помака (*fat-sat* или *chem-sat*). На жалост, овакве нехомогености такође могу допринети геометријским дисторзијама снимка и негативно утицати на униформност снимка. Ови ефекти постају далеко израженији приликом употребе ултра-брзих протокола за снимање, као што су ехо-планарни протоколи. Коначно, слаба хомогеност статичког магнетног поља нарочито се одражава на резултате спектроскопских прегледа (код система са спектроскопским могућностима).

Током инсталације, сервисно особље произвођача опреме врши процес „шимовања” MR јединице. Циљ процедуре шимовања је оптимизација хомогености статичког магнетног поља компензацијом свих горенаведених ефеката. У зависности од изведбе MR јединице шимовање се може вршити пасивно, постављањем малих комада гвожђа и челика на за то одређене позиције, или активно, одабиром јачине струје којом се напајају намотаји за шимовање. Процес шимовања MR јединице захтева специјализовано обучено особље, опрему, софтвер и приступ уређају и није у надлежности медицинског физичара. Медицински физичар задужен за комисионирање MR јединице дужан је да испрати процес шимовања заједно са лицем задуженим за шимовање испред произвођача опреме и верификује да су резултати шимовања у складу са декларисаним вредностима произвођача опреме и да су исправно забележени. Такође се препоручује да копија резултата шимовања буде приложена и да се чува уз извештај о техничком пријему система заједно са осталом документацијом.

Одмах након инсталације MR симулатора, медицински физичар задужен за пријемно испитивање требало би да приступи процедури карактеризације статичког магнетног поља. У ову сврху се користи сферни фантом пречника >35 cm који се најчешће испоручује од стране произвођача опреме заједно са MR јединицом. Пре мерења, препоручује се да фантом одстоји барем 30 min. у бункеру MR симулатора ради изједначавања температуре фантома са температуром у бункеру. Као што је већ речено, хомогеност статичког магнетног поља може се изразити као варијација интензитета магнетног поља у деловима по милиону (ppm) или као еквивалентна резонантна фреквенција у херцима (Hz). У херцима се изражава варијација Ларморове фреквенције дуж одабраног пречника сферног волумена.

За одређивање хомогености статичког магнетног поља користе се три доленаведене технике, а детаљно описане у публикацијама *Magnetic Resonance Imaging Quality Control Manual* [4],

Routine testing of magnetic field homogeneity on clinical MRI systems [6] и Task group 284 report: magnetic resonance imaging simulation in radiotherapy [7]:

- а) **Техника мерења спектралног врха.** Предност ове технике је једноставност и брзина мерења. Недостаци технике су то што се добија само општа процена хомогености статичког магнетног поља, односно није могуће проценити хомогеност у независним равнима, као и то што је избор пречника сферног волумена ограничен.
- б) **Техника мапирања фаза.** Представља брзу технику мерења, могућа је процена хомогености у индивидуалним равнима, могу се измерити „корекциони коефицијенти сферних хармоника” за сваку од завојница за шимовање. Недостаци су што је за мерење неопходан приступ специјализованим техникама за реконструкцију слике које обично нису доступне крајњем кориснику.

Како неки од неопходних алата за мерење горенаведеним техникама нису независно доступни медицинским физичарима, најоптималније је да наведени тестови буду спроведени од стране техничког особља произвођача опреме приликом инсталације, где би копија извештаја са коначним резултатима тестова била достављена одговорном медицинском физичару и приложена уз извештај о пријемном испитивању апарата, а сами подаци из овог извештаја би служили као референтне вредности за сва следећа мерења хомогености статичког магнетног поља и контролу квалитета.

Као додатак или уместо резултата добијених од стране произвођача опреме, одговорни медицински физичар може извршити независна мерења хомогености статичког магнетног поља техником која не захтева употребу специјализованих алата или приступ подацима који су строго у надлежности техничког особља овлашћеног сервиса. У ту сврху користе се следеће технике:

- в) **Техника разлике фреквентних опсега** (од енгл. *bandwidth difference*). Ова техника се може користити за већину комерцијално доступних MR система. Недостаци технике су што се подразумева да су градијентна поља добро калибрисана и што захтева доста мануелних калкулација. Због свега наведеног, употреба ове технике препоручује се у случајевима редовне контроле квалитета, пре него приликом спровођења пријемног испитивања.
- г) **Техника мапирања фазних разлика.** Иако једна од захтевнијих, строго се препоручује употреба технике мапирања фазних разлика за процену хомогености статичког магнетног поља. Ово из разлога што се на овај начин омогућава процена тренда статичког магнетног поља у више равни простора на нивоу

воксела. Друге две технике омогућавају само општу процену хомогености статичког магнетног поља и није могуће проценити хомогеност поља у независним равнима. Детаљан опис технике дат је у публикацији *Task group 284 report: magnetic resonance imaging simulation in radiotherapy* [7].

За модерне цилиндричне суперпроводне магнете, дозвољене вредности одступања износе $<0,5$ ppm корена средње квадратне вредности (*root-mean-square*) дуж пречника сферног волумена дужине 35 cm за системе који се користе за рутинске прегледе. За системе који се користе за ултра-брзо снимање (ехо-планарно) и спектроскопске апликације ова вредност мора бити $<0,1$ ppm корена средње квадратне вредности. Најчешће, различити произвођачи MR система дају спецификације хомогености статичког магнетног поља својих система на различите начине, употребом вршних или средњих квадратних вредности за, на пример, читав опсег пречника сферних волумена, што директна поређења система различитих произвођача чини јако компликованим и тешким за процену. У извештају *B₀ Homogeneity Recommendations, Specifications, and Measurement Units for MRI in Radiation Therapy* [8] наводе се следећи интервали вредности хомогености статичког магнетног поља: од 0,35 ppm до 5 ppm (медијана 0,75 ppm) за 1,5 T системе и од 0,2 ppm до 1,4 ppm (медијана 0,5 ppm) за 3 T системе добијене мерењем сферним фантомом пречника 40 cm за различите MR системе различитих произвођача опреме. Детаљни опис метода за карактеризацију статичког магнетног поља може се наћи и у публикацијама *MRI Quality Control Manual* [4] и *B₀ Homogeneity Recommendations, Specifications, and Measurement Units for MRI in Radiation Therapy* [8].

1.3.2d I б) Дрифт статичког магнетног поља B₀

Промене у јачини статичког магнетног поља током времена („дрифт“) могу утицати на вредност односа сигнал-шум на снимцима конвенционалних прегледа и имају далеко већи штетни утицај на ултра-брзе секвенце за снимање (функционални и дифузиони MR прегледи) и спектроскопске податке. Скреће се пажња да ће вредност брзине дрифта измерена на MR јединици са суперпроводником током спровођења пријемног испитивања бити далеко већа него након неколико недеља/месеци после инсталације, када долази до стабилизације на константну и скоро линеарну вредност брзине дрифта. Ово може бити нарушено у случајевима након поновног шимовања MR система суперпроводним намотајима за шимовање, када поново, привремено долази до пораста вредности брзине дрифта. У суперпроводним магнетима дрифт статичког магнетног поља последица је малих дисипација у самом суперпроводнику, на местима варова и прекидачу постојаног режима (*persistence-*

mode switch). Код несуперпроводних магнета мале јачине поља, дрефт магнетног поља је функција температуре. Даље, температурне флукуације у гвозденим шимовима (уколико су део инсталације), или промене температуре у магнетној заштити (такође, уколико је део инсталације) проузроковаће одговарајуће флукуације јачине магнетног поља. Стога се амбијентална температура MR бункера мора пажљиво одржавати и контролисати.

Како Ларморова једначина $\omega = \gamma B_0$ даје директну зависност резонантне учестаности од јачине магнетног поља, стабилност магнетног поља може се посредно проценити снимањем варијације резонантне фреквенције (често означене као „централна фреквенција”). Готово све MR јединице имају ово мерење доступно као део процедуре предскенирања. За овај тест идеалан је једноставни сферни фантом, али се може употребити и цилиндрични фантом са хомогеном секцијом. Након иницијалног теста, сваки следећи пут треба употребити исти фантом водећи рачуна да фантом сваки пут буде позициониран на конзистентан начин у односу на RF завојницу. Приликом иницијалног мерења треба направити предскен снимак фантома користећи просту спин-ехо секвенцу и забележити централну фреквенцију. Мерење треба вршити сваки дан док траје пријемно испитивање.

Брзина дрефта статичког магнетног поља модерних суперпроводних магнета не би смела да прелази вредност од 1 ppm по дану током спровођења пријемног испитивања. Након неколико месеци (1–2 месеца) експлоатације MR јединице, ова вредност обично износи <0,25 ppm по дану.

1.3.2d II) Испитивање RF подсистема

1.3.2d II а) Калибрација трансмитера и појачања трансмитера и рисивера

Како би се постигли жељени нутациони угао и Ларморова фреквенција, MR систем током предскенирања мора да одреди одговарајућу централну фреквенцију (фреквенцију трансмисије) и одговарајуће појачање. Већина MR скенера аутоматски врши одређивање наведених параметара заједно са одговарајућим појачањем рисивера, тако да се добијени MR сигнал може дигитализовати са максималним динамичким опсегом без сатурације претпојачала. Током спровођења пријемног испитивања препоручује се спровођење провере тачности којом MR скенер аутоматски одређује централну фреквенцију и појачање на рисиверу.

Упутство за спровођење теста детаљно је дато у публикацији *AAPM Report No. 100* [3]. Сви добијени снимци морају бити без икаквих артефакта. Дозвољено одступање мануелно добијене вредности појачања трансмитера мора бити у оквиру $\pm 5\%$ вредности добијене

аутоматским предскенирањем. Дозвољено одступање мануелно добијене вредности централне фреквенције мора бити у оквиру ± 10 Hz од вредности добијене аутоматским предскенирањем.

1.3.2d II б) Испитивање стабилности трансмитерског појачања

Три параметра карактеришу свеукупно појачање трансмитера: стабилност амплитуде, стабилност фреквенције, стабилност фазе. Слаба стабилност појачања трансмитера узрок је различитих артефакта на снимку, укључујући ту и појаву „дух” артефакта на слици, лош однос сигнал-шум и лошу униформност слике. Добра стабилност појачања је од основног значаја за висок квалитет снимака код снимања брзим и ултра-брзим секвенцама (брзе спин-ехо и EPI), као и приликом примене спектроскопских секвенци. Стога је неопходно да RF подсистем карактеришу прихватљива стабилност амплитуде, фреквенције и фазе.

Упутство за спровођење теста детаљно је дато у публикацији *AAPM Report No. 100* [3]. На жалост, не постоји општи консензус око прихватљивих референтних вредности стабилности RF подсистема. Стога се препоручује да се за референтне вредности узимају вредности које користи произвођач опреме, уколико то није другачије захтевано у понуди/уговору.

1.3.2d III) Испитивање подсистема градијентног поља

1.3.2d III а) Испитивање линеарности и геометријске тачности

У овом одељку описана је процедура за испитивање линеарности и геометријске тачности подсистема градијентног поља као део пријемног испитивања MR апарата, са дозвољеним границама одступања које сасвим задовољавају потребе употребе MR система у дијагностичке сврхе [3]. У случају система за симулацију у радиотерапијске сврхе критеријуми које систем мора да задовољи су нешто већи и дати су у одељку 1.4.1. у делу о комисионирању MR симулатора, заједно са описом технике испитивања.

Под претпоставком да је статичко магнетно поље хомогено (што се проверава процедурама описаним нешто раније), доминантни хардверски фактор који утиче на геометријску тачност добијених снимака MR системом је подсистем градијентног поља. У идеалном случају, три ортогонална намотаја за генерисање градијентног поља енкодирају просторну позицију линеарно у зависности од фреквенције и фазе. Даље, ова информација се користи за реконструкцију MR снимака. Стога, тачност просторног мапирања зависи од линеарности градијентних поља, а сваки од система градијентних поља је карактеристичан за дату MR јединицу. На жалост, у реалном случају није могуће реализовати апаратуру која ће

генерисати савршено линеарна градијентна поља, углавном због коначних димензија самих градијентних намотаја. Стога су сва реална градијентна поља у MR системима суштински нелинеарна. Са скорашњим унапређењем комфора MR апарата (краћим тунелима за преглед), нелинеарности у градијентним пољима су још израженије. Како би се компензовали негативни ефекти нелинеарности градијента поља произвођачи опреме имплементирају посебне алгоритме (*wrapping*) за корекцију сирових података снимака за познате функционалне облике нелинеарности за дате конструкције градијентних намотаја. Чак и са оваквом накнадном обрадом добијених сирових података, геометријска тачност није униформна дуж видног поља (FOV). Ово је нарочито видљиво на пресецима који су дистални у односу на изоцентар. Уобичајено је да произвођачи опреме наведу геометријску тачност снимка само за пресек у изоцентру.

Геометријску тачност снимака MR јединице треба проценити као део спровођења пријемног испитивања MR апарата за дијагностичке сврхе. Уколико је у питању MR систем који ће бити коришћен за симулацију пацијената у радиотерапији, онда је неопходно спровести и испитивање и мапирање резидуалних дисторзија као део комисионирања MR симулатора, о чему ће бити више речи у одељку 1.4.1. Препоручује се да се испитивање линеарности и геометријске тачности подсистема градијентних поља уради не само за позицију фантома у изоцентру, него и у додатне две или више позиција удаљених од изоцентра. Такође, препоручује се да се испитивање спроведе у све три главне равни MR система.

Након успешног спровођења испитивања линеарности и геометријске тачности може се проценити и потврдити тачност алата за мерење линеарних димензија MR система, што даље омогућава употребу ових алата у редовној периодичној контроли квалитета.

За спровођење испитивања линеарности и геометријске тачности користи се фантом тачно познатих димензија који може садржати униформну просторну мрежу или униформно просторно распоређене шупљине. У ту сврху може се користити и већ споменути MR акредитациони фантом Америчког колеца радиологије. Упутство за спровођење теста детаљно је дато у публикацији *AAPM Report No. 100* [3].

Геометријска тачност посматране позиције дате референтне тачке на снимку описује се као релативна разлика тачно познате позиције референтне тачке и позиције очитане са снимка. Апсолутна вредност добијене релативне разлике не би смела да прелази 2%, односно строго мора бити $<2\%$ за системе који се користе за RT симулацију.

1.3.2d III б) Испитивање компензације вртложних струја

Током аквизиције снимка долази до брзих укључивања и искључивања намотаја градијентних поља. Резултујуће временски зависно магнетно поље стога индукује вртложне струје у оближњим проводним структурама које даље индукују магнетно поље које се супротставља градијентном магнетном пољу. Као последица, минимално време за успостављање градијентног поља, последично и максимална брзина аквизиције снимка, ограничени су вртложним струјама. Такође, услед лоше компензације вртложних струја може доћи до настанка различитих артефакта на снимку, нарочито у спектроскопским апликацијама и брзим и ултра-брзим прегледима. Стога је оптимална компензација вртложних струја неопходност. На жалост, одређивање оптималне компензације вртложних струја током спровођења пријемног испитивања подразумева употребу секвенци и алата који су на располагању углавном само сервисном особљу произвођача опреме, као и веома компликованих и непрактичних процедура. Стога је најоптималније да наведени тестови и оптимизација буду спроведени од стране техничког особља произвођача опреме приликом инсталације, где би копија извештаја са коначним резултатима оптимизације била достављена одговорном медицинском физичару и приложена уз извештај о пријемном испитивању апарата, а сами подаци из овог извештаја треба да послуже као референтне вредности за сва следећа мерења хомогености статичког магнетног поља и контролу квалитета.

На жалост, не постоји општи консензус око прихватљивих референтних вредности за корекцију вртложних струја. Стога се препоручује да се за референтне вредности узимају вредности које користи произвођач опреме, уколико то није другачије захтевано у понуди/уговору.

1.3.2d IV) Испитивање RF подсистема и подсистема градијентног поља

1.3.2d IV а) Дебљина пресека и растојање између пресека

У идеалном случају дебљина пресека MR снимка одређена је ширином фреквентног опсега екситационог RF пулса и амплитудом одговарајућег пулса градијента поља $d = 2\pi \Delta\nu(\gamma G)$, где је: d дебљина пресека; $\Delta\nu$ ширина фреквентног опсега екситационог RF пулса (Hz); γG је жиромагнетни однос ($\gamma/(2\pi) = 42,567 \text{ MHz/T}$, за протоне); G је амплитуда градијентног поља (T/m). Дебљина пресека је један од битних параметара MR снимака из разлога што нетачно дебели пресеци могу проузроковати парцијални ефекат волумена који деградира видљиву просторну резолуцију снимака, док нетачно танки пресеци могу проузроковати лош однос

сигнал-шум. Даље, лош облик профила за селекцију пресека може правити проблеме када се захтева минимално растојање између пресека. У факторе који деградирају профил пресека укључују се и неуниформност градијентног поља, неуниформност RF поља, лош облик RF пулсева услед нелинеарности амплитуде RF трансмитера, нестабилност RF фазе и/или амплитуде и уколико трансферзална магнетизације у узорку није адекватно редукована (*spoiled*) након стимулисане формације еха.

Упутство за спровођење теста детаљно је дато у публикацији *AAPM Report No. 100* [4]. У ту сврху може се користити и MR акредитациони фантом Америчког колеца радиологије. Измерена дебљина пресека, за спин-ехо секвенце, требала би да буде у оквиру $\pm 10\%$ од одабране дебљине пресека, за пресеке дебљине ≥ 5 mm. Измерено растојање између пресека морало би да буде у оквиру $\pm 10\%$ од одабраног растојања између пресека. Скреће се пажња да је прецизност мерења дебљине пресека одређена ширином канала у сегменту за мерење дебљине пресека MR акредитационог фантома Америчког колеца радиологије.

1.3.2d V) Испитивање свих подсистема заједно

1.3.2d V a) Испитивање односа сигнал-шум

Као што је већ наведено раније, на однос сигнал-шум може утицати било који од параметара за снимање, одабир RF завојнице и позиција фантома приликом снимања. Стога, иако је однос сигнал-шум осетљив параметар контроле квалитета, из њега не можемо добити информацију који тачно од подсистема је извор непожељне пертурбације снимка. Системски кварови који могу бити узрок лошем односу сигнал-шум јесу квар RF завојнице, лоше декупловање RF завојнице, квар претпојачала, квар рисивера, интерференције настале од спољашњих извора RF, неадекватно пригушених због нарушеног интегритета RF штита.

Упутство за спровођење теста детаљно је дато у публикацији *AAPM Report No. 100* [4]. У општем случају референтне вредности, као и вредности дозвољених одступања за однос сигнал-шум није могуће специфицирати, из разлога што су исте специфичне за дати систем (због RF завојнице, услова скенирања, карактеристичних T_1 и T_2 времена за фантом, итд). Међутим, за референтне вредности препоручује се узимање вредности односа-сигнал шум добијене током спровођења пријемног испитивања, које се даље могу користити као референтне вредности током редовног спровођења контроле квалитета. Вредности односа сигнал-шум би морале да се поклапају са вредностима добијеним од стране произвођача завојнице у случају када се за то користе фантом и параметри снимања препоручени од стране произвођача опреме.

1.3.2d V б) Испитивање процентуалне униформности слике (PIU)

Униформност слике односи се на способност MR система да униформне области фантома одслика идентичним интензитетом. Неуниформност слике најчешће је последица нехомогености RF или статичког магнетног поља или лоше компензације вртложних струја.

Упутство за спровођење теста детаљно је дато у публикацији *AAPM Report No. 100* [3]. За кранијалну завојницу за системе ≤ 2 T, вредност процентне униформности поља морала би да буде $\geq 90\%$. За системе > 2 T очекивано је да вредност процентне униформности буде $< 90\%$ услед диелектричних и ефеката продора за фантоме испуњене воденим раствором.

1.3.2d V в) Испитивање просторне резолуције великог контраста

Просторна резолуција великог контраста је мера способности MR система да одслика као засебне објекте постављене у непосредној близини, када ниво шума не утиче значајно на снимак. Ова способност MR система је обично ограничена величином пиксела аквизиционе матрице. Додатни фактори који могу негативно утицати на просторну резолуцију великог контраста су лоша компензација вртложних струја, значајан ниво артефакта услед појаве „дух” артефакта, и претерана филтрација нископропусним филтером приликом реконструкције слика.

Упутство за спровођење теста детаљно је дато у публикацији *AAPM Report No. 100* [3]. Након спровођења теста, требало би да је могуће разложити објекте димензија једног пиксела који су на међусобном растојању димензија једног пиксела.

1.3.2d V г) Испитивање видљивости објеката малог контраста

Овај тест служи за процену способности система да разлучи објекте у присуству шума. Фактори који негативно утичу на видљивост објеката малог контраста су исти они који негативно утичу и на вредност односа сигнал-шум. Стога резултати овог теста зависе од јачине статичког магнетног поља система.

Упутство за спровођење теста детаљно је дато у публикацији *AAPM Report No. 100* [3]. За спровођење теста користи се T1 пулсна секвенца са параметрима: TE=20 ms, TR=500 ms, 1 усредњавање, 256x256 матрикс, 25 cm FOV. Како резултати теста зависе од јачине статичког магнетног поља, стога ће и број контролних структура које се виде на снимку зависити од јачине статичког магнетног поља. Емпиријским путем добијена је следећа релација [3]: број објеката $\geq 13,46 * \ln(B_0) + 30,95$. У сваком случају миимални број видљивих контролних структура не би смео да буде < 9 .

1.3.2d V д) Испитивање утицаја „дух” артефакта

„Духови” артефакти манифестују се као појава вишеструко смакнуте слике на снимку у правцу фазног енкодирања. Појава „дух” артефакта је типично последица нестабилности сигнала током прегледа (најчешће због померања пацијента). Прекомерна појава „дух” артефакта може прекрити оригиналну слику и тако довести до непожељног маскирања оригиналног сигнала. Наравно, овај ефекат је најочигледнији у областима малог интензитета сигнала (позадина снимка).

Упутство за спровођење теста детаљно је дато у публикацији *AAPM Report No. 100* [3]. Уколико се за спровођење теста користи MR акредитациони фантом Америчког колеца радиологије и T1 пулсна секвенца (TE=20 ms, TR=500 ms, 1 усредњавање, 256x256 матрикс, 25 cm FOV) препоручује се да вредност интензитета појаве „дух” артефакта буде $\leq 1\%$ приликом спровођења пријемног испитивања. Исти критеријум користи се и за брзе T2 спин-ехо секвенце које се користе у редовном клиничком раду.

1.3.2ђ Испитивање RF завојница

Израда RF завојница увек представља компромис између максимизације униформности и побољшања односа сигнал-шум. Завојнице дизајниране да својом конструкцијом потпуно обухвате делове људског тела за које се врши преглед (глава, абдомен, врат, колена, итд) дају веома униформну екситацију и пријем MR сигнала.

Велики број прегледа данас се обавља употребом површинских RF завојница којима се добија бољи однос сигнал-шум. Ово се постиже, до одређеног степена, комбинацијом следећих стратегија: 1) постављањем завојнице што ближе волумену за који се врши преглед; 2) изузимањем сигнала и шума из регија које нису предмет прегледа; 3) постављањем сензитивне области завојнице што већом површином преко волумена од интереса. Типично, овакве завојнице дају веома неуниформан сигнал, али овај проблем искусан радиолог може лако да превазиђе добрим познавањем карактеристика завојнице и интерпретацијом. Фазно-ланчане завојнице дају бољи однос сигнал-шум везивањем у ланац више RF завојница.

Технике за испитивање RF завојница такође су детаљно описане у публикацији *Magnetic Resonance Imaging Quality Control Manual* [6].

1.3.2ђ I) Испитивање запреминских RF завојница

Запреминске RF завојнице су конструисане тако да обухватају део тела који се прегледа MR скенером у циљу добијања релативно униформног сигнала из ткива обухваћених завојницом. Код MR скенера са суперпроводним магнетом оса запреминске завојнице је генерално паралелна правцу статичког магнетног поља B_0 . Код отворених MR скенера главна оса волумена запреминске RF завојнице генерално је нормална на правац статичког магнетног поља.

Код запреминских завојница потребно је спровести следећа испитивања у циљу карактеризације завојнице и будућих провера константности: 1) униформност слике; 2) однос сигнал-шум; 3) испитивање утицаја „дух” артефакта. Сва три параметра могу се одредити са једног те истог снимка, односно пресека. У случају запреминских RF завојница овај пресек треба поставити тако да пролази кроз центар завојнице и нормалан је на осу завојнице.

1.3.2ђ II) Испитивање површинских RF завојница

Површинске RF завојнице су конструисане тако да врше пријем сигнала из различитих делова тела. Стога, приликом испитивања ових завојница потребно је одабрати униформну област фантома за испитивање како би се лако уочиле варијације у униформности сигнала дате завојнице. Потребно је да волумен фантома који се посматра поседује релаксациона времена и одговарајуће оптерећење RF завојнице што сличније стварном људском ткиву. Већина произвођача MR система обезбеђује неопходну опрему за испитивање комплексних система површинских завојница.

За потребе испитивања фантом би требало да има перманентне ознаке, тако да се површинска завојница може прецизно поставити на исто место за свако од мерења у низу. Пре почетка испитивања потребно је оставити фантом најмање 5 минута како би се раствор у фантому смирио (током овог времена могу се спроводити рутине за предскенирање). Такође, у пракси се показало да се одређивање средње вредности односа сигнал-шум употребом велике области од интереса и за сигнал и за шум далеко лакше изводи и добијена вредност је далеко стабилнија у односу на мерење максималне вредности односа сигнал-шум [4]. У сваком случају потребно је извршити проверу да ли долази до прекомерне појаве „дух” артефакта и да ли долази до појаве некарактеристичних асиметрија у перформансама површинске завојнице. Код површинских завојница, неопходно је одредити одговарајућу позицију и оријентацију на основу фантома којим ће се вршити испитивање и типа клиничког прегледа за који ће се завојница користити. Први задатак одговорног медицинског

физичара приликом испитивања перформанси површинских RF завојница је да утврди оријентацију и позицију снимака. Годишњи извештај о испитивању перформанси треба да садржи и детаљан опис намештања сваке од завојница, назнаку фантома коришћеног приликом испитивања, као и параметре снимања. Такође, од велике помоћи за све будуће провере перформанси могу бити и фотографије поставке апаратуре приликом испитивања.

За сврхе овог испитивања, сматра се да флексибилне завојнице спадају у исти тип као и површинске завојнице. У случају вишеканалних завојница препоручује се да се испитивање спроводи за сваки индивидуални канал засебно. Завојнице за дојке захтевају проверу исправности рада свих елемената завојнице, проверу да ли је сигнал разумно униформан за сваку од дојки, и да су сигнали једне и друге дојке поредиви. Испитивање билатералних завојница за дојке може се спровести употребом два идентична фантома испуњена славим парамагнетним раствором, постављеним тако да сваки од фантома испуњава већи део сензитивног волумена сваке од завојница.

1.3.2ђ III) Испитивање фазно-ланчаних RF завојница

Фазно-лачане завојнице су завојнице које се састоје од више тесно повезаних завојница, свака са сопственим RF каналом, како би се добио униформнији сигнал дуж већег волумена људског тела или волумена геометријски неправилног облика. Фазно-ланчана завојница за кичму, рецимо, састоји се од делова који заједно могу снимити целу кичму изједна или од сетова суседних индивидуалних елемената који могу бити одабрани за снимање засебних области кичме (цервикална, торакална, лумбална). Стога се препоручује засебно испитивање сваког од сегмената завојнице према препорукама датим за испитивање површинских завојница. Ова испитивања могу захтевати посебна подешавања система или приступ сервисном моду MR скенера како би се омогућило испитивање сваког од сегмената засебно. Уколико то није могуће, испитивање целог ланца може се спровести техником „једног снимка”, детаљно описаном у публикацији *Magnetic Resonance Imaging Quality Control Manual* [4].

1.3.2е Напредна испитивања MR система

Савремени MR скенери поседују широк дијапазон напредних опција. У ове опције укључујемо и секвенце за ултра-брзо снимање, као и спектроскопске секвенце. Технички пријем оваквих система стога захтева и спровођење додатних тестова који нису изложени у претходном телу овог протокола. Како функционални, дифузиони и спектроскопски

прегледи још увек немају редовну примену у RT симулацији, спровођење тестова напредних опција MR система није тема овог протокола.

1.4. Комисионирање MR симулатора, спровођење периодичних тестова контроле квалитета и осигурање квалитета након софтверских и хардверских измена система

Комисионирање MR симулатора је неопходно из разлога обезбеђивања да систем задовољава договорене и прихватљиве стандарде квалитета и због одређивања референтних вредности параметара система према процедурама датим у табели 2.4. Такође, истом приликом неопходно је одредити и референтне вредности параметара система за спровођење месечних и дневних контрола квалитета према процедурама датим у табелама 2.5 и 2.6.

За свако комисионирање, осигурање квалитета и спровођење периодичне контроле квалитета након софтверских и хардверских измена система задужен је медицински физичар.

1.4.1. Испитивање резидуалних дисторзија индукованих нелинеарношћу градијентних поља

Након завршеног пријемног испитивања подсистема градијентних поља за линеарност и тачност, као што је већ наведено у одељку 1.3.2д III а), за системе који ће бити коришћени као симулатори у радиотерапијске сврхе, неопходно је извршити испитивање резидуалних дисторзија индукованих нелинеарношћу градијентних поља.

Иако произвођачи савремених MR система по правилу своје системе испоручују са уграђеним алгоритмом за корекцију сирових MR података за познате им недостатке система градијентних поља својих MR система, у пракси се ипак показало да и поред уграђених алгоритама за корекцију геометријских дисторзија снимака, резидуалне дисторзије могу имати вредности >1 mm за радијалну дистанцу >10 cm од изоцентра MR јединице са тенденцијом да су дисторзије већег интензитета за системе отвореног типа у односу на системе са пацијент тунелом. Резидуалне посткорекционе дисторзије код MR система са тунелом су функција удаљености од изоцентра MR јединице и на радијалној удаљености 20 cm од изоцентра могу износити од 2 mm до 3 mm у максимуму. Због свега наведеног, неопходно је спровести испитивање резидуалних дисторзија градијентних поља у функцији видног поља, фантомом великог видног поља ($>80\%$ клинички употребљивог видног поља) као што је дато у табели 2.4 одељак 9.

У последњих неколико година развијено је неколико техника за процену и корекцију нелинеарности градијентних поља заснованих на употреби MR компатибилних фантома. У

ту сврху, овај протокол препоручује употребу технике инверзног градијента, детаљно описане у публикацији *Characterization, prediction, and correction of geometric distortion in MR images* [9]. Ова техника подразумева употребу 3D градијент-ехо секвенце са укљученом опцијом за 3D корекцију која долази уз MR систем и употребом инверзног градијента читавања при поновљеном снимању за све три главне осе: лево-десно/десно-лево, антериорно-постериорно/постериорно-антериорно, супериорно-инфериорно/инфериорно-постериорно. Ово из разлога што је примећено да нехомогености статичког магнетног поља мењају просторну позицију под утицајем промене смера градијентног поља, док дисторзије услед градијентног поља остају непромењене [10]. На овај начин могуће је изоловати дисторзије проузроковане градијентним пољем простим усредњавањем два сукцесивна снимка. Док већина MR скенера поседује опцију промене смера градијентног поља из клиничког интерфејса, код других је неопходно имати приступ сервисном или истраживачком режиму како би се приступило наведеној опцији.

За анализу нелинеарности градијентних поља контролне тачке фантома великог видног поља могу се регистровати наспрам рачунски генерисаног шаблона или СТ снимка фантома. За детекцију контролних тачака и израчунавање одступања контролних тачака од очекиваних позиција могу се користити комерцијално доступне софтверске апликације или софтверска решења развијена у самом центру. Приликом комисионирања апарата неопходно је спровести иницијално испитивање нелинеарности и мапирање геометријских дисторзија. Добијени резултати морају да задовољавају критеријуме дате у табели 2.4 овог протокола. Уколико то није случај, медицински физичар одговоран за комисионирање дужан је да заједно са техничким особљем произвођача MR система установи тачан узрочник добијених одступања и договори могуће поступке за корекцију. Једном када добијени резултати задовоље тражене критеријуме, исте треба адекватно документовати и приложити уз извештај о комисионирању MR симулатора. Детаљан опис препоручених техника за испитивање и корекцију геометријских дисторзија дат је у извештају *Task group 284 report: magnetic resonance imaging simulation in radiotherapy: considerations for clinical implementation, optimization, and quality assurance* [7].

Поновну процену резидуалних дисторзија треба спровести након сваке веће измене софтвера или хардверских компоненти поређењем добијених дисторзионих мапа са резултатима добијеним током комисионирања.

1.4.2. Испитивање ефекта нехомогености RF (B1+) поља

Поред просторних дисторзија, на интензитет пиксела MR снимака могу утицати и неуниформности побудног RF поља (или како се обично означава „B1+ неуниформности”), које настају као последица просторне расподеле субјекта који се снима, избора и конфигурације RF завојнице, јачине статичког магнетног поља, перформанси трансмитера и одабира пулсне секвенсе за снимање. Нехомогености у интензитету добијеног снимка могу утицати на тачност и перформансе алгоритама за сегментацију и регистрацију, заснованих на интензитету пиксела апликативног софтвера у клиничкој употреби (најчешће систем за планирање). У случајну мануелног оцртавања интерних структура пацијената, очекивано је да је овај ефекат од мањег значаја. У овом моменту најважније је имати представу и познавање о доступним опцијама MR симулатора за редукцију неуниформности интензитета пиксела на снимку током аквизиције. Произвођачи модерних MR система испоручују исте са унапред уграђеним алгоритмима (прискен нормализација у случају Сименса, CLEAR у случају Филипса и PURE у случају Џенерал електрика) у линији реконструкције слике у циљу компензације варијација RF рисиверског поља, као последицу разлике у осетљивости фазних RF завојница приликом снимања. Напомиње се да се и са активном корекцијом неуниформност интензитета пиксела може задржати на снимцима у одређеној мери.

1.4.3. Параметри константности RF завојница

За MR симулацију најчешће се примењују вишеканалне фазне RF завојнице због бољих акцелераторских карактеристика и односа сигнал-шум, као и због лакшег намештања за пацијенте имобилисане у третманском положају. У симулаторском окружењу, често напрезање завојница током намештања пацијената због смештаја имобилизационе опреме може довести до квара на једном или више елемената завојнице током времена, што повлачи потребу за честим проверама исправности рада. Због овога је неопходно да медицински физичар одговоран за пријемно испитивање MR апарата спроведе испитивање односа сигнал-шум и униформности интензитета пиксела RF завојнице и одреди референтне вредности и дозвољене интервале одступања за коначан реконструисани снимак, као и за снимке добијене појединачним елементима завојнице за сва будућа (редовна и ванредна) испитивања. Препоручени протоколи за испитивање RF завојница описани су у одељку 1.3.2ђ.

И у случају испитивања односа сигнал-шум и у случају испитивања униформности интензитета пиксела препоручљиво је прво проверити да ли је опрема за испитивање и анализу произвођача MR система доступна и на располагању. Ово из разлога што оваква

опрема за испитивање обично подразумева фантоме за испитивање добро познатих карактеристика, помоћне носаче и стативе, протоколе за снимање и алате за анализу. Такође је пожељно да произвођачи MR система наведену опрему за испитивање учине лако доступном надлежним медицинским физичарима. У недостатку наведеног, препоручује се развој протокола за испитивање према неком од међународних стандарда као што су стандарди „MS 6-2008” и „MS 9-2008” Националне асоцијације произвођача електричне опреме САД (NEMA). Препоручује се да сопствено развијени протоколи дефинишу препоруке за фантоме за испитивање, протоколе за снимање и секвенце, као и упутства за правилно и репродуцибилно постављање RF завојнице на фантом за испитивање. У недостатку свега наведеног, интегритет свих елемената заједно може се проценити на основу снимка шума и прорачуна матрице коваријансе шума, а према [11].

1.4.4. Испитивање тачности и прецизности система за праћење кретања

Савремени MR скенери поседују више начина за менаџмент респираторног кретања приликом симулације, укључујући ту и задржавање даха, респираторно активирану аквизицију и пулсне секвенце неосетљиве на померање. За детаље о специфичности техника за менаџмент респираторног кретања видети у извештају *Task group 284 report: magnetic resonance imaging simulation in radiotherapy: considerations for clinical implementation, optimization, and quality assurance* [7].

Процене кретања органа добијене на основу *sine MR* секвенци и/или респираторно-корелираног 4D-MR прегледа могу се користити приликом одређивања циљних волумена и волумена органа од ризика на начин аналоган 4D-CT прегледу. Испитивање тачности и прецизности наведених техника снимања потребно је спровести током комисионирања MR система. Од скоро су постали доступни и комерцијални програмабилни динамички MR компатибилни фантоми за испитивање система за праћење кретања, те се због једноставности набавке и употребе оваквих комерцијалних решења строго препоручује њихова примена приликом испитивања (комисионирање, редовна и ванредна контрола квалитета) MR система. Динамички фантоми за испитивање неопходно је да имају могућности симулације респираторног кретања људског торакса, да обезбеде неопходан повратни/активациони механизам за активирање аквизиције и да поседују висок степен поузданости [12]. Неретко је да програмабилни фантоми подржавају широк дијапазон различитих функција кретања, почевши од простих синусоида до карактеристичних периодичних функција добијених на основу респираторног кретања самих пацијената (употребом респираторних мехова, рефлекторских камера, итд). Учесталост, амплитуда и

трајекторија мета у фантому могу се додатно подесити у апликативном софтверу за контролу кретања фантома тако да одговарају клинички забележеним вредностима померања органа [12]. Интервал вредности дозвољених одступања динамичке функције добијене на основу MR снимка и динамичке функције задате фантому дат је у табели 2.4 одељак 4.

1.5. Месечни тестови за осигурање квалитета

У табели 2.5 дат је попис препоручених испитивања за месечну контролу квалитета MR симулатора. За месечну контролу квалитета задужен је непосредно одговорни медицински физичар или MR техничар уз надзор одговорног медицинског физичара. Оквирно време за спровођење свих испитивања из табеле 2.5 износи ~ 1 h. У даљем тексту дат је детаљан опис неопходних техника испитивања.

1.5.1. Механичке провере

1.5.1a Испитивање механичке исправности и прецизности кретања пацијент стола

Испитивање тачности кретања и позиционирања пацијент стола може се спровести на једноставан начин употребом фантома са уграђеним MR компатибилним маркерима који се могу позиционирати у изоцентар MR скенера. Снимањем фантома у нативној равни која пресеца маркере омогућава се идентификација маркационих координата. Добијена позиција центра маркера фантома по супериор-инфериор оси на основу прецизног индексирања пацијент стола требало би да буде унутар ± 1 mm интервала од изоцентра. Овај тест се такође може спровести померањем стола за фиксни померај у односу на изабрану референтну позицију. За центре са екстерним ласерским системом изоцентар ласера може послужити за одређивање наведене референтне позиције. На сличан начин може се проверити и кретање пацијент стола померањем стола за унапред одређене помераје и поређењем индекса пацијент стола са позицијама маркера. Добијене вредности отклона морају бити ≤ 1 mm.

1.5.1b Испитивање ортогоналности и сагласности изоцентра екстерног ласерског система и изоцентра MR јединице

Модерни комерцијално доступни ласерски системи за локализацију и маркацију поседују велику прецизност, ортогоналност и сагласност са MR изоцентром од ± 1 mm која је изводљива и постижна. Ипак, максимална дозвољена одступања по овим тестовима износе ± 2 mm.

1.5.2. Испитивање постојаности квалитета MR снимака

Испитивање постојаности квалитета MR снимака обухвата процедуре описане у одељку 1.3.2д V).

1.5.3. Просторна веродостојност/геометријска тачност и прецизност система

Процену просторне веродостојности система коју дефинишемо као: „укупне просторне дисторзије снимка као последица збирних ефеката просторних дисторзија индукованих различитим изворима, укључујући ту нехомогеност статичког магнетног поља и нелинеарности градијентних поља” треба спроводити на месечном и дневном нивоу пре почетка клиничког рада на MR симулатору. Како се детаљна процена линеарности градијентних поља спроводи током комисионирања и након сваке веће измене софтвера или хардверских компоненти MR симулатора, испитивање описано у овом одељку служи за контролу константности дисторзија снимака. За испитивање се препоручује употреба великог фантома (>30 cm у пречнику или у ширини) са познатим позицијама маркера са центром маркера постављеним у изоцентар MR апарата, или у недостатку наведеног, планарни фантом са позиционирањем у све три главне равни. Иако су забележене дисторзије од ± 1 mm на радијалној удаљености <10 cm од MR изоцентра, не би требало да буде проблем постићи максимално одступање ≤ 2 mm дуж видног поља од 25 cm са укљученом корекцијом нелинеарности градијентних поља. Уколико се добије укупно одступање >2 mm на радијалној удаљености <25 cm од MR изоцентра, неопходно је контактирати овлашћени сервис и договорити радове на отклањању прекомерних дисторзија према поступку описаном у одељку 1.4.1. Неретко, произвођачи MR система обезбеђују фантоме и алате за процену геометријских дисторзија снимака како би се процес рутинске дневне провере просторне веродостојности спроводио брже и лакше. Такође, у ту сврху, доступна су и комерцијална решења од независних произвођача.

1.5.4. Испитивање исправности и функционалности ригидних и флексибилних RF завојница

Иако се ређе користе у сврхе MR симулације, ригидне RF завојнице по самој изради су мање подложне физичким оштећењима приликом рада (типичан пример је завојница која се користи при MR симулацијама за третмане гама нож јединицом) и захтевају ређу контролу. Редовна провера у овом случају може се спроводити квартално и на годишњем нивоу уколико није забележен недостатак функционалности или појава артефаката на снимцима.

У случају флексибилних RF завојница, током симулације може доћи до значајних напрезања материјала завојнице, што даље може резултовати кваром делова завојнице, а потом може проузроковати појаву артефакта на снимку, губитак униформности и деградацију односа сигнал-шум. Стога се препоручује спровођење редовне провере флексибилних завојница на месечном нивоу према процедури описаној у одељку 1.4.3. Већина произвођача MR система обезбеђује алате за проверу исправности RF завојница, у супротном исправност RF завојнице може се проценити на основу снимка шума и прорачуна матрице коваријансе шума, а према [11].

1.6. Дневни тестови за осигурање квалитета

У табели 2.6 дат је попис препоручених испитивања за дневну контролу квалитета MR симулатора. За дневну контролу квалитета задужен је непосредно MR техничар. Оквирно време за спровођење свих испитивања из табеле 2.6, укључујући и снимање, износи мање од 30 минута.

1.6.1. Провера присутности страних предмета од метала

Присуство ситних феромагнетних или других металних објеката као што су шнале, спајалице, и др. доспелих и заглављених магнетним пољем у тунелу MR јединице могу значајно утицати на хомогеност статичког магнетног поља и квалитет снимка. Зато се препоручује визуелна провера оваквих објеката на дневном нивоу од стране MR техничара. Снимањем великог фантома употребом градијент-ехо секвенце малог фреквентног опсега повећава се осетљивост секвенце на суцептибилношћу индуковане дисторзије од метала и омогућава се тачна локализација објеката унутар MR тунела ради уклањања. За уклањање страних металних објеката из MR тунела искључиво је задужено обучено техничко особље овлашћеног сервиса/произвођача MR система.

2. ТАБЕЛЕ

2.1. Главни делови опреме MR симулатора

1.

Опрема	Равна индексирана плоча
Функција	• Симулација равног стола третманске јединице и третманског положаја • Индексирање на начин безбедан и неопходан за употребу на MR системима
Напомене	• Обезбедити минимално могуће растојање између пацијента и RF пријемне завојнице како би се спречила деградација униформности и односа сигнал-шум [7, 13] • Обратити пажњу на могућности за индексирање • Обезбедити да је равна плоча довољне ширине да се могу прикачити различите RF завојнице и средства за имобилизацију (системи за имобилизацију главе и врата) • Обезбедити да је израда од материјала мале магнетне суцептибилности • Обезбедити да је равна плоча стабилна приликом померања дуж позиција прегледа

2.

Опрема	Портабилни лежај за пренос пацијента
Функција	Пренос пацијената у третманском положају од симулатора до третманске јединице
Напомене	Обезбеђује пренос пацијената у третманском положају од симулатора до третманске јединице или помоћних локација Омогућава израду имобилизационих уређаја изван простора MR јединице у циљу оптимизације тока рада (нарочито у случајевима када се исти симулатор користи за дијагностичке и RT потребе) Омогућава брзу евакуацију пацијента из MR бункера у хитним случајевима Мора бити обезбеђена портабилност и у случајевима нестанка електричне енергије

3.

Опрема	Екстерни систем ласера за позиционирање и маркирање пацијената
Функција	Брзо позиционирање пацијената Означавање референтних тачака на површини коже пацијената
Напомене	Интегрисани ласерски систем за позиционирање пацијената MR јединица није довољан за намештање пацијената за RT потребе због: ограничене покривености дуж лонгитудиналног правца, немогућности процене ротације, подложности вибрацијама саме MR јединице и ограничених могућности за фина подешавања позиције/ротације пацијената без уклањања поклопца кућишта MR јединице Екстерни систем ласера поседује фиксну лонгитудиналну дистанцу у односу на изоцентар MR јединице Обезбедити да носећи мост екстерног система ласера не ограничава/блокира прилаз MR јединици и тунелу MR јединице Обезбедити да је систем компатибилан за употребу на MR симулаторима, односно да је безбедан за монтажу унутар расутог поља MR јединице Позиција система мора бити довољно близу MR јединици да се обезбеди маркирање за третмане у супериорним позицијама (кранијум) када је пацијент сто максимално могуће извучен из тунела MR јединице у почетну позицију

4.

Опрема	RF завојнице
Функција	Пријем MR сигнала
Напомене	Флексибилне завојнице обезбеђују највиши степен конформалности око имобилизованих пацијената и уређаја за имобилизацију, обезбеђујући на тај начин максималну могућу вредност односа сигнал-шум Обезбедити да је дужина прикључних каблова довољна за различите позиције пацијената приликом имобилизације Постериорне завојнице су често интегрисане у сам пацијент сто

5.

Опрема	Мостови за RF завојнице
Функција	Спречавају деформацију спољашње атомије пацијената под тежином саме RF завојнице (забележена померања до 1,7 cm) [7]
Напомене	Строго се препоручује постојање могућности подесивог намештања у циљу максималног смањења растојања између пацијента и RF завојнице (због брзе деградације сигнала са порастом растојања између завојнице и површине пацијента)

2.2. Фактори који утичу на припрему простора за инсталацију MR јединице, списак релевантних протокола за испитивање и дозвољена одступања од референтних вредности

1.

Провера / Систем	Испитивање нивоа механичких вибрација
Протокол / Параметар / Дозвољена одступања	Према спецификацијама произвођача MR система
Клинички значај	Фазни артефакти на снимцима
Референце / Препоруке	<i>Structural Floor Vibration and Sound Isolation Design for a Magnetic Resonance Imaging System</i> [5]
Особље одговорно за спровођење	Неопходно: Медицински физичар обучен за рад са MR дијагностичким апаратима Извођач уско специјализован за испитивање механичких вибрација Техничко особље произвођача MR система Опционо: Радиотерапијски медицински физичар

2.

Провера / Систем	Тестирање RF заштите
Протокол / Параметар / Дозвољена одступања	Одговарајућа атенуација спољашњих извора RF сигнала унутар Фарадејевог кавеза Електроизолација MR јединице од пода зграде
Клинички значај	Појава RF интерференција које деградирају квалитет снимљеног прегледа
Референце / Препоруке	Спецификације произвођача опреме неопходног степена атенуације (dB) спољашњих RF сметњи, RF фреквенције и електроизолације једносмерне струје
Особље одговорно за спровођење	Неопходно: Медицински физичар обучен за рад са MR дијагностичким апаратима Сервисно особље произвођача MR система Опционо: Радиотерапијски медицински физичар

3.

Провера / Систем	Припреме простора за смештај опреме и планирање електроинсталација
Протокол / Параметар / Дозвољена одступања	Потврдити да ли неопходни захтеви за инсталацију MR система према спецификацијама произвођача опреме могу бити испуњени пре саме инсталације Обезбедити адекватну филтрацију електричних довода наизменичне струје у MR бункеру Обезбедити адекватан број електричних прикључака у простору контролне собе MR јединице
Клинички значај	<i>Ad hoc</i> преправке RF штита или инсталација
Референце / Препоруке	Према препорукама произвођача опреме
Особље одговорно за спровођење	Неопходно: Медицински физичар обучен за рад са MR дијагностичким апаратима Радиотерапијски медицински физичар Техничко особље произвођача MR система

4.

Провера / Систем	Мапирање расутог поља
Протокол / Параметар / Дозвољена одступања	Идентификовати линије изојачине магнетне индукције од 500 G (50 mT), 100 G (10 mT) и 5 G (0,5 mT). За област простора у коме је смештена MR јединица за коју је $B_0 > 5$ G је област контролисаног приступа Одредити границе расутог поља за неометан рад суседне медицинске опреме (CT, MR, линак...)
Клинички значај	Измена безбедносних протокола Ометање рада суседних медицинских уређаја
Референце / Препоруке	<i>The impact of a 1.5 T MRI linac fringe field on neighbouring linear accelerators</i> [14] Спецификације мапе расутог поља и неопходних услова за инсталацију MR симулатора произвођача опреме Спецификације произвођача опреме суседних медицинских уређаја о дозвољеним границама за инсталацију суседних уређаја
Особље одговорно за спровођење	Неопходно: Медицински физичар обучен за рад са MR дијагностичким апаратима Техничко особље произвођача MR система Опционо: Радиотерапијски медицински физичар

2.3. MR подсистеми, повезани безбедносни ризици и одговарајућа међународна регулатива

1.

MR подсистем	Статичко магнетно поље B_0
Повезани безбедносни ризик	Ефекат пројектила на предмете направљене од феромагнетних материјала Обртни момент на имплантиране уређаје Прекид функционисања имплантираних уређаја/поремећај подешавања уређаја
Напомене	Уклонити све предмете направљене од феромагнетних материјала из Зоне IV Препоруке произвођача имплантираног уређаја за MR прегледе. Процена могућности уклањања имплантираног уређаја пре MR прегледа у односу на функцију уређаја и места имплантације Саобразност са препорукама произвођача имплантираног уређаја за безбедно снимање MR скенером
Референце / Међународна регулатива	<i>Neurostimulation system used for deep brain stimulation (DBS): MR safety issues and implications of failing to follow safety recommendations</i> [15] Критеријум ризика малог значаја „Агенције за храну и лекове САД” (US FDA)

2.

MR подсистем	Градијентно поље
Повезани безбедносни ризик	Стимулација периферних нерава Бука услед напрезања конструкције као последица брзих промена магнетног поља
Напомене	Ниво корена амплитудно отежињене средње квадратне вредности звучног притиска >99 dB. Строго се препоручује употреба опреме за заштиту слуха од буке за пацијенте и особље приликом боравка у MR бункеру током пргледа
Референце / Међународна регулатива	<i>ACR guidance document on MR safe practices: 2013</i> [16] <i>ACR Manual on MR Safety</i> [17] Регулатива „Међународна комисија за електротехнику” (IEC) Регулатива „Агенције за храну и лекове САД” (US FDA)

3.

MR подсистем	RF поље B ₁
Повезани безбедносни ризик	Загревање
Напомене	Препоруке за минимално безбедну депозицију RF снаге изражену одговарајућом брзином апсорпције (W/kg)
Референце / Међународна регулатива	<i>Gadolinium Retention: A Research Roadmap from the 2018 NIH/ACR/RSNA Workshop on Gadolinium Chelates</i> [18] Регулатива „Међународна комисија за електротехнику” (IEC) Регулатива „Агенције за храну и лекове САД” (US FDA)

4.

MR подсистем	Расхладни подсистем
Повезани безбедносни ризик	Криогена расхладна средства (течни хелијум)
Напомене	Избацивање криогена кроз издувни отвор у случају „квенчовања”. Избацивање хелијума може довести до истискивања кисеоника из простора MR бункера, што може довести до опасности од гушења. У том случају пацијент и особље морају бити евакуисани до доласка сервисног тима Визуелни аларми система за надзор нивоа кисеоника смештени у сервисној просторији MR јединице морају бити јасно видљиви у контролној соби MR јединице
Референце / Међународна регулатива	<i>Site Planning for Magnetic Resonance Imaging Systems. AAPM Report No. 20</i> [19]

2.4. Пријемно испитивање и комисионирање MR симулатора, годишња контрола квалитета – попис препоручених тестова и клинички значај

1.

Испитивање	Поклапање правца кретања пацијент стола са правцем статичког магнетног поља B_0
Неопходна опрема	Мрежни фантом
Техника	Снимке направити спин-ехо секвенцом велике резолуције (димензије пиксела по оси 0,5 mm у нативној равни) за три позиције пацијент стола дуж тунела MR апарата Одредити угао одклона и одклон мрежног фантома за све три позиције пацијент стола
Референтна вредност са интервалом дозвољеног одступања	Дозвољено одступање до $0 \pm 0,3^\circ$ између правца кретања стола и правца статичког магнетног поља за MR јединице са цилиндричним отвором за пацијенте (тунелом) Дозвољено одступање до $90 \pm 0,3^\circ$ између правца кретања стола и правца статичког магнетног поља за отворене MR јединице (без тунела) $<0,5$ mm одклона по вертикали
Интервал спровођења	Приликом пријемног испитивања и комисионирања Приликом свих већих измена софтвера и хардверских компоненти
Клинички значај	Могуће увртање и кривљење волумена на снимку Непоклапање анатомије пацијента са екстерним ласерским системом

2.

Испитивање	Сагласност изоцентра екстерног ласерског система и изоцентра MR јединице
Неопходна опрема	Фантом са ознакама и унутрашњим маркерима за MR одсликавање
Техника	Након провере коинциденције ласера, нивелисати и поравнати фантом са екстерним ласерима. Померити пацијент сто за познато растојање, извршити снимање, утврдити одступање. Поступак поновити док се не задовоље услови максимално дозвољеног одступања
Референтна вредност са интервалом дозвољеног одступања	$\leq 1 \text{ mm}$
Интервал спровођења	Приликом пријемног испитивања и комисионирања Приликом свих већих измена софтвера и хардверских компоненти Годишње
Клинички значај	Непоклапање анатомије пацијента са екстерним ласерским системом Прираштај неодређености у обележавању пацијената

3.

Испитивање	Систем за хитне случајеве/надзор пацијената
Неопходна опрема	Нема
Техника	Са сервисним особљем произвођача MR система проверити функционалност електричног кола за „квенчовање” и система за испумпавање криогена Са сервисним особљем произвођача MR система проверити функционалност електричног кола за прекид рада/гашење у хитним случајевима Проверити да ли сви системи (аудио и визуелни) за надзор пацијената раде у складу са спецификацијама произвођача опреме Проверити основну исправност рада свих система за надзор и хитне случајеве: Паник тастере Респираторне мехове EKG гејтинг Са сервисним особљем произвођача MR система проверити одрживост електричног кола за „квенчовање”
Референтна вредност са интервалом дозвољеног одступања	У функцији
Интервал спровођења	Приликом пријемног испитивања и комисионирања Приликом свих већих измена софтвера и хардверских компоненти
Клинички значај	Безбедност пацијената

4.

Испитивање	Систем за респираторно праћење
Неопходна опрема	MR компатибилан 4D фантом за симулацију респираторног кретања
Техника	Укључити фантом са унапред задатом фреквенцијом и амплитудом покрета. Направити динамички снимак кретања фантома. Направити снимке са респираторном контролом помоћу навигатора или пнеуматских мехова
Референтна вредност са интервалом дозвољеног одступања	Измерена амплитуда кретања: Пожељно: 1 mm Прихватљиво: 2 mm Трајање аквизиције у односу на периоду кретања: 30% од задате периоде кретања фантома Временски отклон аквизиције респираторном контролом: Интервал аквизиције центриран у односу на област задатог циклуса кретања
Интервал спровођења	Приликом пријемног испитивања и комисионирања Приликом свих већих измена софтвера и хардверских компоненти
Клинички значај	Погрешна процена положаја мете/органа од ризика Погрешна процена интерног волумена мете Погрешна временска координата кретања

5.

Испитивање	Хомогеност статичког магнетног поља B_0
Неопходна опрема	Сферни хомогени фантом пречника у складу са препорукама произвођача MR система (обично 24–35 cm). Процена у све три главне равни
Техника	Пожељно: Мапирање фазних разлика Обезбедити изједначавање и стабилизацију фантома са микроклиматским условима у MR бункеру у трајању од најмање 30 минута Прихватљиво: Мапирање фаза Мерење спектралног врха Мерење разлика фреквентних опсега
Референтна вредност са интервалом дозвољеног одступања	$<0,5$ ppm корена средње квадратне вредности (<i>root-mean-square</i>) дуж пречника сферног волумена дужине 35 cm, или према спецификацијама произвођача MR система дуж датог пречника сферног волумена
Интервал спровођења	Приликом пријемног испитивања и комисионирања Приликом свих већих измена софтвера и хардверских компоненти Годишње
Клинички значај	Неуниформно гашење сигнала масти Неуниформност снимка Прираст геометријских дисторзија

6.

Испитивање	Дрифт статичког магнетног поља B_0
Неопходна опрема	Хомогени сферни или цилиндрични фантом
Техника	Спин-ехо секвенца Забележити вредност централне фреквенције
Референтна вредност са интервалом дозвољеног одступања	Током пријемног испитивања и комисионирања <1 ppm/дан Током првих пар месеци експлоатације $<0,25$ ppm/дан
Интервал спровођења	Приликом пријемног испитивања и комисионирања Приликом свих већих измена софтвера и хардверских компоненти
Клинички значај	Редукован однос сигнал-шум Штетно утиче на функционалне и дифузионе MR прегледе Систем је ван функције уколико се врши замена неке од основних хардверских компоненти

7.

Испитивање	Калибрација RF трансмитера и RF појачања
Неопходна опрема	Хомогени сферни или цилиндрични фантом са униформним уметком
Техника	Извршити аутоматско предскенирање са секвенцама које се користе у редовној клиничкој употреби и упоредити са снимцима добијеним мануелним предскенирањем Забележити вредности добијене централне фреквенције, појачања трансмитера и појачања рисивера Одредити појачање трансмитера према процедури описаној у <i>AAPM Report No. 100</i> [3].
Референтна вредност са интервалом дозвољеног одступања	Не сме бити видљивих артефакта на снимцима Максимална разлика између вредности трансмитерског појачања добијене мануелним предскенирањем и вредности добијене аутоматским предскенирањем не сме бити већа од $\pm 5\%$ Максимална разлика између вредности централне фреквенције добијене мануелним предскенирањем и оне добијене аутоматским предскенирањем не сме бити већа од ± 10 Hz
Интервал спровођења	Приликом пријемног испитивања и комисионирања Приликом свих већих измена софтвера и хардверских компоненти Годишње
Клинички значај	Појава артефакта на снимку („дух” артефакти) Мала вредност односа сигнал-шум Лоша униформност Систем је ван функције уколико се врши замена неке од основних хардверских компоненти

8.

Испитивање	Стабилност трансмитерског појачања
Неопходна опрема	Према спецификацијама произвођача RF система
Техника	Према спецификацијама произвођача RF система
Референтна вредност са интервалом дозвољеног одступања	Према спецификацијама произвођача RF система, уколико то није другачије договорено у понуди/уговору
Интервал спровођења	Приликом пријемног испитивања и комисионирања Приликом свих већих измена софтвера и хардверских компоненти
Клинички значај	Појава артефакта на снимку („дух” артефакти) Мала вредност односа сигнал-шум Лоша униформност Неопходно за прегледе брзим секвенцама и секвенцама високих перформанси

9.

Испитивање	Резидуална нелинеарност и геометријска тачност градијентног поља
Неопходна опрема	Комерцијално доступан или прављен фантом довољне запремине (димензија >80% од клинички употребљивог видног поља) са уграђеном раванском или просторном мрежом маркера
Техника	Пожељно: Техника инверзног градијента [9] Аквизицију података урадити са укљученом уграђеном корекцијом 3D дисторзија и са фреквентним опсегом читавања дупло већим од ширине помераја маст-вода Израчунати средњу вредност позиција маркера Упоредити позиције центроида маркера са референтним позицијама Прихватљиво: Анализа сферних хармоника [20] Аквизицију података урадити фантомом са MR маркером границе фантома Проценити ниво геометријских дисторзија употребом анализе сферних хармоника
Референтна вредност са интервалом дозвољеног одступања	<1 mm унутар радијуса 10 cm од изоцентра <2 mm унутар радијуса 25 cm од изоцентра
Интервал спровођења	Приликом пријемног испитивања и комисионирања Приликом свих већих измена софтвера и хардверских компоненти
Клинички значај	Пораст неодређености геометријске позиције са растојањем од изоцентра MR јединице Смањење тачности локализације органа са растојањем од изоцентра MR јединице

10.

Испитивање	Компензација вртложних струја
Неопходна опрема	Нема
Техника	Са сервисним особљем произвођача MR система проверити да ли су добијене вредности у складу са спецификацијама произвођача опреме
Референтна вредност са интервалом дозвољеног одступања	Према спецификацијама произвођача MR система
Интервал спровођења	Приликом пријемног испитивања и комисионирања Приликом свих већих измена софтвера и хардверских компоненти
Клинички значај	Мала вредност односа сигнал-шум Појава артефакта на снимку

11.

Испитивање	Перформансе RF завојнице
Неопходна опрема	Униформни фантом димензија приближних димензијама дела тела од интереса
Техника	Технике описане у <i>Magnetic Resonance Imaging Quality Control Manual</i> [4]
Референтна вредност са интервалом дозвољеног одступања	Дозвољено одступање од $\pm$ једне стандардне девијације од референтне вредности установљене током комисионирања, за сваку од завојница
Интервал спровођења	Током пријемног испитивања и комисионирања Приликом свих већих измена софтвера и хардверских компоненти Годишње
Клинички значај	Мала вредност односа сигнал-шум Лоша униформност

12.

Испитивање	Мрежно повезивање/пренос секвенце за снимање
Неопходна опрема	Нема
Техника	Провера преноса података
Референтна вредност са интервалом дозвољеног одступања	Исправан рад
Интервал спровођења	Приликом пријемног испитивања и комисионирања Приликом свих већих измена софтвера и хардверских компоненти
Клинички значај	Прекиди у редовном раду и одлагања третмана пацијената Измена параметара Изостанак функционалности

13.

Испитивање	Мрежно повезивање/пренос снимака
Неопходна опрема	Фантом са ознакама за оријентацију у простору
Техника	Провера да ли је MR скенер исправно повезан са другим дајком локацијама (пакс, систем за планирање, итд)
Референтна вредност са интервалом дозвољеног одступања	У овом моменту зависи од центра до центра. Погледати <i>Interoperability Assessment for the Commissioning of Medical Imaging Acquisition Systems. AAPM Repotrt No. 248 [21]</i> за препоруке
Интервал спровођења	Приликом пријемног испитивања и комисионирања Приликом свих већих измена софтвера и хардверских компоненти
Клинички значај	Прекиди у редовном раду и одлагања третмана пацијената Погрешна оријентација пацијент слика у систему за планирање

14.

Испитивање	Испитивање процеса MR симулације (E2E)
Неопходна опрема	Према локализацији и клиничким потребама За главу може и „MR акредитациони фантом Америчког колеца радиологије”
Техника	За најчешће локализације извршити снимање на целокупном ланцу за симулацију (CT/MR симулатор, MR/CT симулатор, само MR симулатор) Снимање спровести оптимизованим скевенцама за клиничку употребу Учитати добијене снимке у систем за планирање Проверити: Сагласност координатних система/оријентације Геометријски интегритет снимака Сагласност координата екстерног ласерског система са просторним маркерима Тачност ригидне корегистрације CT и MR снимака
Референтна вредност са интервалом дозвољеног одступања	Интегритет података проверити на основу <i>Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning</i> [22] Проверити оријентацију снимака Сагласност координата екстерног ласерског система и маркера: Пожељно: 1 mm Прихватљиво: 2 mm
Интервал спровођења	Приликом пријемног испитивања и комисионирања Приликом свих већих измена софтвера и хардверских компоненти
Клинички значај	Прекиди у редовном раду и одлагања третмана пацијената Нетачност локализације Некомпатибилност система за планирање Погрешна оријентација пацијента у систему за планирање

2.5. Месечна контрола квалитета – попис препоручених тестова, опреме и референтних вредности са дозвољеним интервалима одступања за MR симулатор

1. Провере система

Врста провере	Температура и влажност ваздуха у простору MR бункера и сервисне собе
Неопходна опрема	Визуелни преглед
Протокол / параметар /дозвољено одступање	Проверити да ли је дигитални дисплеј за приказ температуре и влажности ваздуха у функцији
Врста провере	Контрола рада хладне главе
Неопходна опрема	Аудио преглед
Протокол/ параметар/дозвољено одступање	Проверити да ли се чује карактеристичан звук када је хладна глава у функцији
Врста провере	Индикатор нивоа криогена
Неопходна опрема	Визуелни преглед
Протокол / параметар /дозвољено одступање	Проверити читавање на дигиталном индикатору контролне конзоле MR јединице Дозвољено одступање према спецификацијама произвођача MR система (без промене нивоа у односу на читавање приликом пријемног испитивања)

2. Механичке провере система

Врста провере	Испитивање механичке исправности и прецизности кретања пацијент стола
Неопходна опрема	Лењир
Протокол / параметар /дозвољено одступање	± 1 mm од задатих позиција
Врста провере	Сагласност изоцентра екстерног ласерског система и изоцентра MR јединице
Неопходна опрема	Лењир Фантом са ознакама и унутрашњим маркерима за MR одсликавање
Протокол / параметар /дозвољено одступање	± 2 mm од очекиваних позиција
Врста провере	Провере механичке исправности и тачности екстерног ласерског система
Неопходна опрема	Лењир
Протокол / параметар /дозвољено одступање	± 2 mm од задатих позиција

3. Провера система за маркацију пацијената

Врста провере	Тачност маркације екстерног ласерског система
Неопходна опрема	Софтвер за маркацију пацијената
Протокол / параметар /дозвољено одступање	± 2 mm

4. Контрола квалитета одсликавања

Врста провере	Централна фреквенција
Неопходна опрема	Очитавање података са контролне конзоле MR јединице након снимања референтног фантома (велики MR акредитациони фантом Америчког колеца радиологије или хомогени фантом)
Протокол / параметар /дозвољено одступање	Према спецификацијама произвођача MR јединице
Врста провере	Појачање RF трансмитера
Неопходна опрема	Очитавање података са контролне конзоле MR јединице након снимања референтног фантома (велики MR акредитациони фантом Америчког колеца радиологије или хомогени фантом)
Протокол / параметар /дозвољено одступање	$\pm 5\%$ од референтне вредности утврђене током пријемног испитивања/комисионирања
Врста провере	Контрола квалитета флексибилне RF завојнице
Неопходна опрема	Хомогени фантом
Протокол / параметар /дозвољено одступање	Према спецификацијама произвођача опреме
Врста провере	Провера геометријске тачности
Неопходна опрема	Фантом испоручен уз MR јединицу, прављен или комерцијални фантом за ту сврху пречника/ширине >30 cm
Протокол / параметар /дозвољено одступање	≤ 2 mm одступања дуж видног поља од 25 cm
Врста провере	Провера просторне резолуције великог контраста
Неопходна опрема	Велики MR акредитациони фантом Америчког колеца радиологије
Протокол / параметар /дозвољено одступање	≤ 1 mm

Врста провере	Провера уочљивости објеката малог контраста
Неопходна опрема	Велики MR акредитациони фантом Америчког колеца радиологије
Протокол / параметар /дозвољено одступање	Укупан број уочљивих контролних структура (за 4 пресека) мора бити од 21 (0,3 T) до 36 (1,5 T) за MR јединице <3 T и 40 за MR јединице 3 T
Врста провере	Процена артефакта
Неопходна опрема	Велики MR акредитациони фантом Америчког колеца радиологије
Протокол / параметар /дозвољено одступање	Без очигледних артефакта
Врста провере	Провера процентуалне униформности снимка
Неопходна опрема	Велики MR акредитациони фантом Америчког колеца радиологије
Протокол / параметар /дозвољено одступање	За кранијалну завојницу: ≥87,5% за MR јединице <3 T ≥82,0% за MR јединице 3 T
Врста провере	Процена утицаја „дух” артефакта
Неопходна опрема	Велики MR акредитациони фантом Америчког колеца радиологије
Протокол / параметар /дозвољено одступање	Вредност интензитета појаве „дух” артефакта ≤2,5%

2.6. Дневна контрола квалитета – попис препоручених тестова, опреме и референтних вредности са дозвољеним интервалима одступања за MR симулатор

1. Безбедносне провере

Врста провере	Провере рада система за видео надзор и комуникацију са пацијентом
Неопходна опрема	Нема
Протокол / параметар /дозвољено одступање	Проверити да ли су системи за надзор пацијената (аудио и видео) у радном и исправном стању Проверити да ли је паник тастер у радном и исправном стању
Врста провере	Ослобађање пацијент стола у хитним случајевима
Неопходна опрема	Визуелна провера
Протокол / параметар /дозвољено одступање	Ручка/прекидач за ослобађање пацијент стола је јасно означена и доступна
Врста провере	Сигурносне ознаке
Неопходна опрема	Визуелна провера
Протокол / параметар /дозвољено одступање	Сигурносне ознаке су на одговарајућим местима и јасно видљиве
Врста провере	Провера присутности страних металних објеката у пацијент тунелу
Неопходна опрема	Визуелна провера
Протокол / параметар /дозвољено одступање	Нема присутних страних металних објеката Уколико се уоче страни метални објекти у пацијент тунелу градијент-ехо секвенцом малог фреквентног опсега скенирати велики фантом у циљу тачне локализације страног металног објекта Уклањање објекта искључиво врши сервисно особље овлашћеног сервиса/произвођача MR система

2. Механичке провере система

Врста провере	Сагласност екстерног ласерског система са равни одсликавања
Неопходна опрема	Фантом са ознакама и унутрашњим маркерима за MR одсликавање
Протокол / параметар / дозвољено одступање	Нивелисати фантом Поравнати ознаке на фантому са екстерним ласерским системом Померити фантом пацијент креветом за тачно познати отклон од изоцентра магнета Снимити фантом Верификовати да је позиција ознака на фантому ± 5 mm од позиције централног пресека

3. Контрола квалитета одсликавања

Врста провере	Појачање трансмитера и централна фреквенција
Неопходна опрема	Очитавање резултата са контролне конзоле MR апарата
Протокол / параметар / дозвољено одступање	<5% промене у односу на референтне вредности утврђене током пријемног испитивања/комисионирања Према спецификацијама произвођача MR система
Врста провере	Основна контрола односа сигнал-шум RF завојнице
Неопходна опрема	Фантом испоручен уз систем од стране произвођача MR система Велики MR акредитациони фантом Америчког колеца радиологије
Протокол / параметар / дозвољено одступање	Према спецификацијама произвођача опреме
Врста провере	Основна провера геометријске тачности
Неопходна опрема	Фантом испоручен уз систем од стране произвођача MR система или комерцијално доступан фантом за ту сврху
Протокол / параметар / дозвољено одступање	Верификовати да је одступање ≤ 2 mm дуж видног поља од 25 cm

Литература

1. J. M. a. L. Y. a. B. M. a. C. J. a. F. J. a. B. F. a. G. C. Borrás, “How many new cancer patients in Europe will require radiotherapy by 2025? An ESTRO-HERO analysis”, *Radiotherapy and Oncology*, т. 119, pp. 5–11, 2016.
2. J. M. a. L. Y. a. D. P. a. C. M. a. M. J. a. C. J. a. G. C. a. D. N. a. B. M. a. V. R. a. o. Borrás, “The optimal utilization proportion of external beam radiotherapy in European countries: an ESTRO-HERO analysis”, *Radiotherapy and Oncology*, pp. 38–44, 2015.
3. E. F. Jackson, M. J. Bronskill, D. J. Drost, J. Och, R. A. Pooley, W. T. Sobol/G. D. Clarke, “AAPM Report No. 100: Acceptance Testing and Quality Assurance Procedures for Magnetic Resonance Imaging Facilities”, American Association of Physicist in Medicine (AAPM) Task Group Report, 2010.
4. American College of Radiology, *Magnetic Resonance Imaging Quality Control Manual*, American College of Radiology, 2015.
5. J. B. Evans, “Structural Floor Vibration and Sound Isolation Design for a Magnetic Resonance Imaging System”, *Building Acoustics*, т. 12, 6p. 3, pp. 207–223, 2005.
6. R. D. B. G. D. C. J.-H. T. G. J. W. R. 3. Hua-Hsuan Chen, “Routine testing of magnetic field homogeneity on clinical MRI systems”, *Medical Physics*, т. 33, 6p. 11, pp. 4299–306, 2006.
7. C. K. Glide-Hurst, E. S. Paulson, K. McGee, N. Tyagi, Y. Hu, J. Balter/J. Bayouth, “Task group 284 report: magnetic resonance imaging simulation in radiotherapy: considerations for clinical implementation, optimization, and quality assurance”, *Medical Physics*, т. 48, 6p. 7, 2021.
8. M. H. Gach, A. N. Curcuru, S. Mutic/T. Kim, “B0 field homogeneity recommendations, specifications, and measurement units for MRI in radiation therapy”, *Med Phys.*, т. 47, 6p. 9, pp. 4101–4114, 2020.
9. K. W. S. D. T. R. R. B. G. F. Lesley N. Baldwin, “Characterization, prediction, and correction of geometric distortion in MR images”, *Medical Physics*, pp. 388–399, 2007.
10. J. M. F. H. Chang, “A technique for accurate magnetic resonance imaging in the presence of field inhomogeneities”, *IEEE Transactions on Medical Imaging*, pp. 319–329, 1992.
11. E. M. M. J. G. a. M. D. R. Tunnicliffe, “Use of the noise covariance matrix in array coil quality assurance”, y *Proceedings of the 19th Annual Meeting of ISMRM*, Montreal, Canada, 2011.

12. G. S. M. J. M. B. R. S. E. K. M. F. S. B. J. J. M. K. D. A. L. M. J. M. B. R. M. C. R. R. M. B. V. H. S. S. V. J. W. W. E. Y. Paul J. Keall, "The management of respiratory motion in radiation oncology report of AAPM Task Group 76 a", *Medical physics*, pp. 3874–3900, 2006.
13. M. F. T. L. D. W. K. Bernhard Gruber, "RF coils: A practical guide for nonphysicists", *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, pp. 1053–1807, 2018.
14. J. K. F. W. Thijs Perik, "The impact of a 1.5 T MRI linac fringe field on neighbouring linear accelerators", *Physics and Imaging in Radiation Oncology*, pp. 12–16, 2017.
15. M. P. K. B. B. A. D. S. J. N. J. T. J. H. F. G. S. Ali R Rezai, "Neurostimulation system used for deep brain stimulation (DBS): MR safety issues and implications of failing to follow safety recommendations", *Investigative Radiology*, pp. 300–3, 2004 May.
16. J. A. B. C. B. J. P. B. W. G. B. J. J. W. F. R. J. G. J. W. G. E. K.-K. P. A. L. J. W. L. J. J. N. D. J. S. E. A. S. J. Emanuel Kanal, "ACR guidance document on MR safe practices: 2013", *Journal of Magnetic Resonance Imaging: JMRI*, pp. 501–30, 2013 March.
17. ACR Committee on MR Safety, "ACR Manual on MR: 2020", American College of Radiology, Rston, 2020.
18. D. L. J. W. E. K. M. S. D. J. H. E. P. M. J. R. E. L. K. R. M. M. R. P. H. A. R. M. F. T. H. Y. K. Robert J McDonald, „Gadolinium Retention: A Research Roadmap from the 2018 NIH/ACR/RSNA Workshop on Gadolinium Chelates“, *Radiology*, pp. 517–534, 2018 November.
19. P. L. C. S. E. M. K. M. L. S. K. M. W. P. R. R. P. A. W. Michael J. Bronskill, "Site Planning for Magnetic Resonance Imaging Systems. AAPM Report No. 20", American Association of Physicists in Medicine (AAPM), 1986 December.
20. L. C.-E. S. A. R. M. O. L. Simon J Doran, "A complete distortion correction for MR images: I. Gradient warp correction", *Physics in Medicine & Biology*, pp. 1343–1361, 2005.
21. J. W. A. R. G. K. J. L. T. J. K. D. D. A. C. R. W. M. S. G. L. Alisa Walz-Flannigan, "Interoperability Assessment for the Commissioning of Medical Imaging Acquisition Systems. AAPM Report No. 248", American Association of Physicists in Medicine (AAPM), Alexandria, VA, 2019.
22. K. D. M. H. G. K. G. S. R. S. J. V. D. Benedick Fraass, "Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning", American Association of Physicists in Medicine (AAPM), Alexandria, VA, 1998 October.

