

MÓDSZERTANI ÚTMUTATÓ

LINEÁRIS GYORSÍTÓK MINŐSÉGBIZTOSÍTÁSI

PROGRAMJÁNAK KIALAKÍTÁSÁHOZ

2022

Szerzők:

Dr. Pesznyák Csilla¹

Dr. Pócza Tamás¹

Dr. Stelczer Gábor¹

Lektorálta:

Prof. Dr. Major Tibor¹

Kiadja a Nemzeti Népegészségügyi Központ, 2022.

1097 Budapest, Albert Flórián út 2-6.

E-mail: sugar@nnk.gov.hu

¹Országos Onkológiai Intézet, Sugárterápiás Központ

Tartalomjegyzék

1.	Bevezető.....	4
2.	A napi minőségbiztosítási protokoll elemei.....	5
2.1.	A napi minőségbiztosítás paraméterei és megfelelési kritériumai.....	5
2.2.	Mechanikai paraméterek napi ellenőrzése.....	5
2.3.	A dozimetriai paraméterek napi ellenőrzése.....	6
2.4.	Tesztmérés - napi ellenőrzés.....	8
2.5.	Alapvető intézkedések eltérés esetén.....	10
3.	A heti minőségbiztosítási protokoll elemei.....	11
3.1.	A heti minőségbiztosítási paraméterek és megfelelési kritériumai.....	11
3.2.	Mechanikai paraméterek heti ellenőrzése.....	11
3.3.	Dozimetriai paraméterek heti ellenőrzése.....	14
3.4.	Tesztmérés - heti ellenőrzés.....	16
4.	A háromhavi minőségbiztosítási protokoll elemei.....	17
4.1.	A háromhavi minőségbiztosítási paraméterek és megfelelési kritériumai.....	17
4.2.	Mechanikai paraméterek háromhavi ellenőrzése.....	17
4.3.	Dozimetriai paraméterek háromhavi ellenőrzése.....	22
5.	Az éves minőségbiztosítási protokoll elemei.....	26
5.1.	Az éves minőségbiztosítási paraméterek és megfelelési kritériumai.....	26
5.2.	Mechanikai paraméterek éves ellenőrzése.....	27
5.3.	Asztallap függőleges süllyedése és lehajlása.....	27
5.4.	Dozimetriai paraméterek éves ellenőrzése.....	27
5.5.	Képminőségi paraméterek éves ellenőrzése.....	28
5.6.	Tesztmérés - éves ellenőrzés.....	28
5.6.1.	Mélydózis-görbék és profilok ellenőrzése vízfantomban.....	28
6.	Ellenőrző lista.....	32
7.	Rövidítések jegyzéke.....	34
8.	Irodalom.....	35

1. BEVEZETŐ

A minőségbiztosítási program kialakításához szükséges útmutató tartalmazza a napi, heti, háromhavi és éves minőségbiztosítási ellenőrzéseket. Ezeket a méréseket az adott sugárterápiás központok klinikai sugárfizikusainak kell elvégezni vagy felügyelni. A jegyzőkönyveket a hatóság ellenőrzi. A helyi protokollok összeállításakor figyelembe kell venni a sugárterápiás berendezéseket gyártók minőségbiztosítási eljőirásait is. A protokoll végrehajtásának, validitásának ellenőrzéséhez a protokollban résztvevők személyi és tárgyi feltételei is bemutatásra kerülnek. Az útmutatóban megtalálhatók az elfogadási kritériumok és e limitek átlépése esetén szükséges alapvető intézkedések.

A dokumentum összeállításakor figyelembe vettük a nemzetközi ajánlásokat, illetve az MSZ 62-4:2017 szabványban megjelenített releváns követelmények ellenőrzéséhez szükséges méréseket is.

Az útmutató részletesen bemutatja mindazokat a dozimetriai, sugárvédelmi és mechanikai ellenőrzéseket, amivel javítani lehet a sugárterápiás intézetek minőségbiztosítási rendszerének működésén. A dozimetriai mérések részletes leírását nem tartottuk szükségesnek, mivel a helyi klinikai sugárfizikusok megfelelő képzettséggel rendelkeznek a mérések elvégzéséhez, a pályakezdők pedig megfelelő felügyelet alatt dolgoznak.

Bemutattuk mindazokat a mérőberendezéseket, amik szükségesek a mérések elvégzésére. Azért választottuk az útmutatóban bemutatott eszközöket, mert azok találhatók meg a legnagyobb százalékban a hazai sugárterápiás központokban. Úgy próbáltuk összeállítani a helyi ellenőrzésekre alkalmas útmutatót, hogy ne legyen szükség új eszközök vásárlására, és azoknak a hiánya ne lehessen akadálya az ellenőrzések elvégzéséhez.

Nagyon fontos hangsúlyozni, hogy bármilyen új mérés bevezetése többlet időt követel, ami többlet terhet ró a helyi klinikai sugárfizikusokra. Ezért próbáltuk optimalizálni a feladatok elvégzéséhez szükséges időt és méréseket, de az adott sugárterápiás központok menedzsmentjének fontos lenne, hogy munkaidőben biztosítson mérési időt a klinikai sugárfizikusoknak. A gyakorlati bevezetést követően a tapasztalatok függvényében további módosításokra lehet szükség.

2. A NAPI MINŐSÉGBIZTOSÍTÁSI PROTOKOLL ELEMEI

2.1. A napi minőségbiztosítás paraméterei és megfelelési kritériumai

A napi ellenőrzéseket két csoportra oszthatjuk, egyik a mechanikus biztonsági ellenőrzések, a másik a dozimetriai ellenőrzések. A mechanikai biztonsági ellenőrzés esetén nincsenek meghatározott limitek, csak a biztonsági funkciók működését kell ellenőrizni a napi klinikai kezelések előtt, amit a sugárterápiás szakasszisztensek is elvégezhetnek, és ha valami nem működik megfelelően, csak akkor kell jelenteni a klinikai sugárfizikusoknak, hogy megtegyék a megfelelő intézkedéseket, illetve feljegyezzék az esetleges hiányosságokat.

Az 1. táblázatban foglaltuk össze a naponta mérendő/ellenőrizendő alapparamétereket és a megfelelési kritériumokat. A táblázat csak a minimálisan ellenőrizendő paramétereket sorolja fel, általában a központok ennél lényegesen több paramétert ellenőriznek.

1. táblázat: A napi minőségbiztosítás paraméterei és megfelelési kritériumok különböző besugárzási technikákánál

		Konformális	IMRT	SRS/SBRT
1	Output mérés	3%	3%	3%
2	Ajtózár interlock		működik	
3	Fali lézerek, fénymező, teleméter működése		működik	
4	Sugárzást jelző lámpák működése		működik	
5	Audiovizuális kommunikáció működése		működik	
6	Gép működési feltételei (vízhűtés, légsere, bunker hőmérséklet)		működik	

2.2. Mechanikai paraméterek napi ellenőrzése

Gép épségének ellenőrzése

Célkitűzés: A készülék általános állapotának vizsgálata.

Eszközigény: -

Mérés leírása: Külső burkolatok ellenőrzése (gantry, stand, kollimátor, asztalszoknya,) kollimátor burkolat rögzítő csavarjai meglétének ellenőrzése, kezelőasztal épségének vizsgálata

Hibahatárok: Sérült elemek dokumentálása.

Korrektúra eljárás: Javítás megrendelése.

Sugárzást jelző lámpák ellenőrzése

Célkitűzés: Sugármenetet jelző vizuális rendszer működésének ellenőrzése

Eszközigény: -

Mérés leírása: A besugárzó berendezés üzemállapotát fényjelzéseknek kell jelezni a vezérlőpultnál, a bejárat fölött, a labirintusban és a kezelőben. Ezen elemek meglétének és megfelelő működésének vizsgálata.

Hibahatárok: Nem működő jelzések dokumentálása.

Korrektíós eljárás: Javítás megrendelése.

Gépnapló ellenőrzése

Célkitűzés: Gépnapló meglétének és megfelelő vezetésének ellenőrzése.

Eszközigény:-

Mérés leírása: Alkatrészcserek ellenőrzése. Sugárminőséget befolyásoló javítás esetén új mérési eredmények elvégzésének ellenőrzése.

Hibahatárok: Gépnapló hiányossága vagy teljes hiánya.

Korrektíós eljárás: Felszólítás a gépnapló megfelelő vezetésére.

Interlock kapcsolók ellenőrzése

Célkitűzés: Sugármenet megszakítását biztosító biztonsági reteszek ellenőrzése.

Eszközigény: -

Mérés leírása: Ajtónyitás, laser-guard és burkolat érintés által generált jelzések ellenőrzése.

Hibahatárok: Nem működő kapcsolók.

Korrektíós eljárás: Javítás megrendelése.

Audio-vizuális kapcsolat ellenőrzése

Célkitűzés: Beteggel való kommunikáció lehetőségének biztosítása. A beteg figyelésének lehetősége a sugárkezelés alatt.

Eszközigény: -

Mérés leírása: Kétirányú audio kapcsolat működésének ellenőrzése. Betegfigyelő kamerák képei megjelenítésének ellenőrzése.

Hibahatárok: Nem működő kép vagy hang kapcsolat.

Korrektíós eljárás: Javítás megrendelése.

2.3. A dozimetriai paraméterek napi ellenőrzése

A napi dozimetriai ellenőrzést több módszerrel lehet elvégezni, annak függvényében, hogy ki milyen besugárzókészülékkel és dozimetriai berendezéssel rendelkezik.

Egyes gyártók készülékeinél egyszerűbb a napi dozimetriai ellenőrzés, mivel a készülékkel együtt a gyártó leszállít egy rutinellenőrzésre alkalmas eszközt (ún. "MPC" fantom, 1. ábra).



1. ábra: Machine Performance Check (MPC) fantom

A rutinellenőrzéshez az adott gyártó által kínált szoftvercsomag is segítséget nyújt. Használatához szükség van egy a lineáris gyorsítóhoz szállított fantomra. Működésének elve, hogy különböző asztal, gantry, fantom és detektor pozíciókban a rendszer automatizáltan kV-os és MV-os EPID (electronic portal images device) képalkotásokat végez, majd a begyűjtött képek alapján dozimetria és geometriai paramétereket határoz meg a lineáris gyorsító és kiegészítő rendszereire vonatkozóan.

Az egyetlen hátránya, hogy a gyorsító portál rendszerét használja, így nem történik független dozimetriai ellenőrzés, ezért ajánlott külön heti mérést végezni ionizációs kamrával legalább szilárdtest fantomban.

A vizsgált nyalábparaméterek, melyek fotonenergiánként végezhetők:

- Dózismonitorok kalibrációjának ellenőrzése (output change)
- Mezőprofil állandóságának ellenőrzése (uniformity change)
- Mező középpontjának ellenőrzése (center shift)

A következő geometriai ellenőrzések mindig 6 MV fotonenergián történnek:

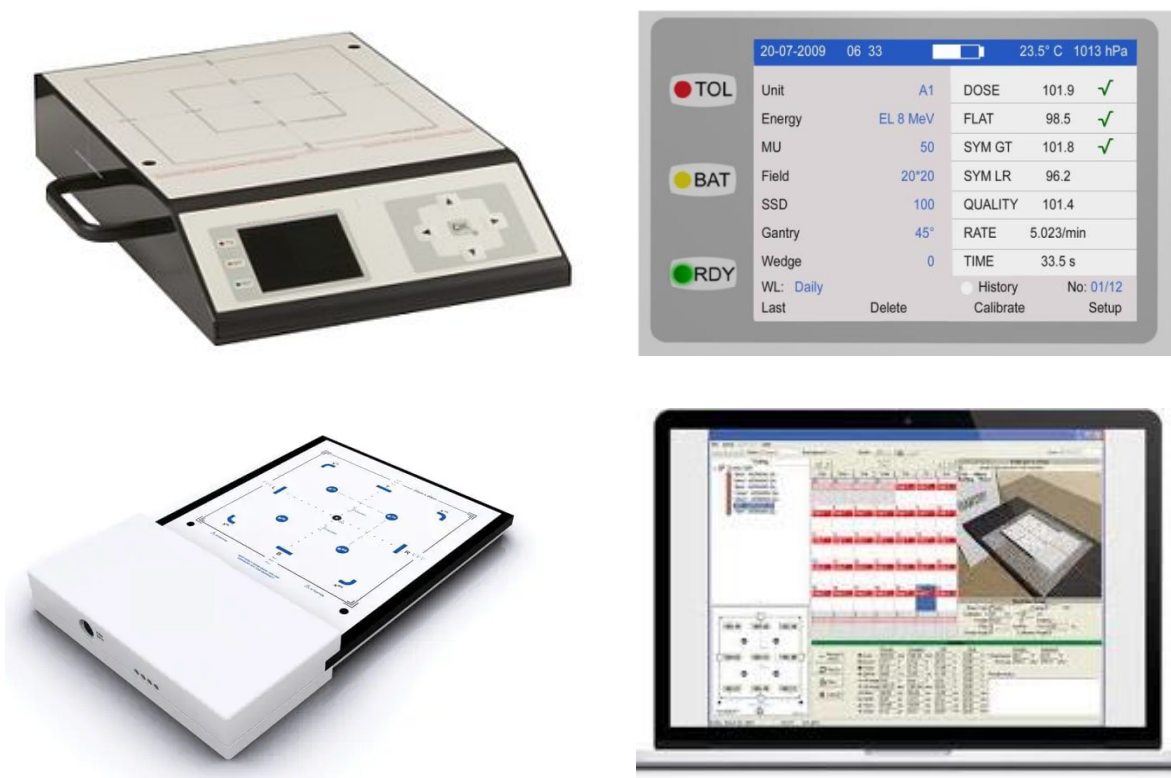
- Isocenter térbeli pozíciójának vizsgálata gantry forgás közben (isocenter size).
- kV-os és MV-os képalkotók középpontjának eltérése (kV, MV imager projection offset)
- Leaf pozíciók ellenőrzése
- Leaf pozíciók reprodukálhatóságának ellenőrzése
- Kollimátor pozíciók ellenőrzése
- Kollimátorok párhuzamosságának ellenőrzése
- Kollimátor forgásszögének ellenőrzése
- Gantry abszolút és relatív pozíciójának ellenőrzése
- Kezelőasztal pozíciójának ellenőrzése

2. táblázat: Az MPC valamint a jelen protokollban ajánlott tolerancia értékek összefoglalása.

Vizsgált paraméter		MPC tolerancia értékei	Jelen protokoll tolerancia értékei		
			nem IMRT	IMRT	SBRT/SRS
Napi output		3%	3%		
Profilváltozás		2%	1%		
Mező középpont		0,5 mm	2 mm		
Izocentrum pozíció		0,5 mm	2 mm		
EPID pozíció		0,5 mm	2 mm		
Leaf pozíció		1 mm	1 mm		
Kollimátor pozíció (X)		1 mm	1 mm		
Kollimátor pozíció (Y)		2 mm	1 mm		
Kollimátorszög		0,5°	1°		
Gantry-pozíció		0,3°	1°		
Asztal-pozíció	Laterális	0,7 mm	2 mm		1 mm
	Longitudinális	0,7 mm	2 mm		1 mm
	Vertikális	1,9 mm	2 mm		1 mm
	Rotáció	0,4°	1°		0,5°
	Pitch	0,1°	1°		0,5°
	Roll	0,1°	1°		0,5°

Más típusú gyorsítóknál más eszközöket kell alkalmazni a napi dozimetriai méréshez, ezek lehetnek ionizációs kamra vagy félvezető detektor alapú mérőműszerek.

Hazánkban egyéb berendezéseket is alkalmaznak (ld. a 2. ábrán), de az előzőekben felsoroltak közül bármelyik alkalmas a napi ellenőrzés elvégzésére.



2. ábra: Többdetektoros mérőberendezések és riportjaik

Abban az esetben, ha ezeket az eszközöket alkalmazzák napi mérésre, melyek ionkamrákkal rendelkeznek, akkor nem szükséges heti abszolút dozimetriai mérést végezni, mivel az ionizációs kamrával végzett mérés biztosítja a gyorsító rendszerétől független ellenőrzést.

2.4. Tesztmérés - napi ellenőrzés

A tesztmérések közül az egyes eszközökkel végzett mérések jelentéseit mutatjuk be, de ez nem jelenti azt, hogy más gyártók berendezéseivel elvégzett mérések nem lennének megfelelőek. A 3. táblázatban látható eredmények nagyjából 10 perces mérés során készültek.

3. táblázat: Az MPC berendezéssel kapott eredmények

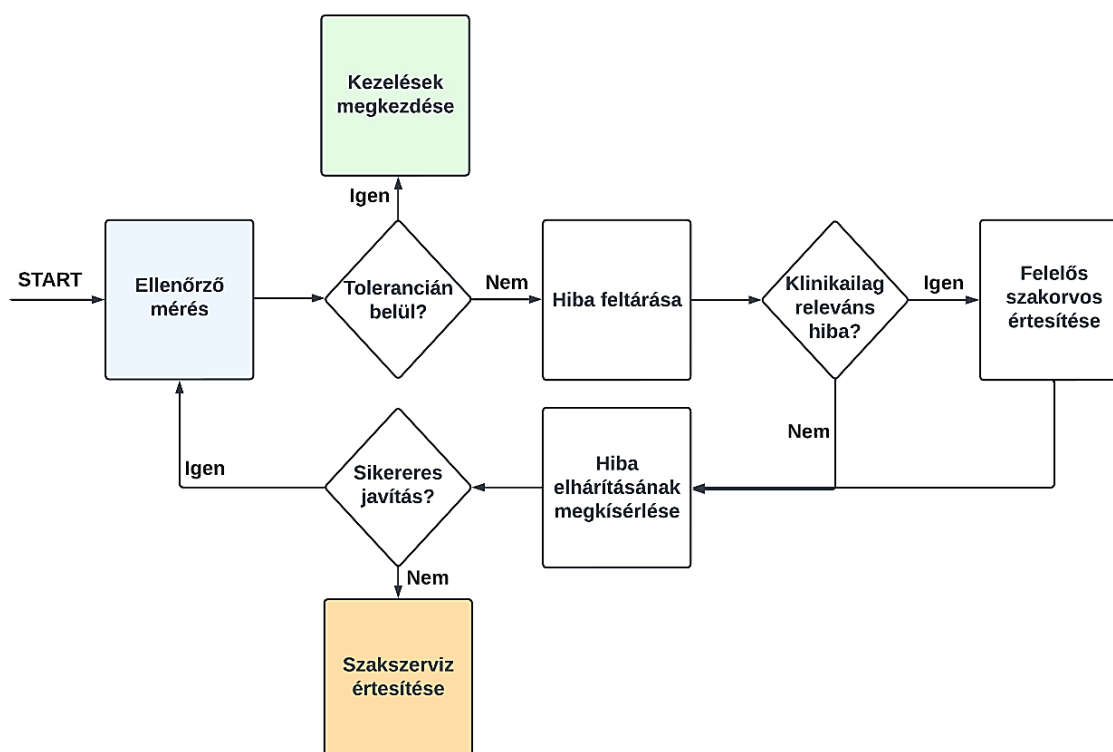
6x - Beam & Geometry Check, Thursday, March 21, 2019, 6:11 AM (Baseline: Friday, November 30, 2018, 2:04 PM)			
Beam Delivery		Processing	
	Value		Thresholds
✦ Isocenter			
Size	+0.30 mm		± 0.50 mm
MV Imager Projection Offset	+0.15 mm		± 0.50 mm
KV Imager Projection Offset	+0.25 mm		± 0.50 mm
✦ Beam			
Output Change	-0.61 %		± 2.00 %
Uniformity Change	+1.13 %		± 2.00 %
Center Shift	+0.23 mm		± 0.50 mm
✦ Collimation			
✦ MLC			
Maximal Offset Leaves A	-0.43 mm		± 1.00 mm
Maximal Offset Leaves B	-0.63 mm		± 1.00 mm
Mean Offset Leaves A	-0.32 mm		± 1.00 mm
Mean Offset Leaves B	-0.46 mm		± 1.00 mm
▷ Leaves A			
▷ Leaves B			
✦ MLC Reproducibility			
Maximal Reproducibility Leaves A	+0.40 mm		± 0.50 mm
Maximal Reproducibility Leaves B	+0.37 mm		± 0.50 mm
Mean Reproducibility Leaves A	+0.32 mm		± 0.50 mm
Mean Reproducibility Leaves B	+0.30 mm		± 0.50 mm
▷ Leaves A			
▷ Leaves B			
✦ Jaws			
Offset Jaw X1	-0.30 mm		± 1.00 mm
Offset Jaw X2	-0.45 mm		± 1.00 mm
Offset Jaw Y1	+0.10 mm		± 2.00 mm
Offset Jaw Y2	+0.27 mm		± 2.00 mm
✦ Jaws Parallelism			
Parallelism Offset Jaw X1	+0.01 °		± 0.40 °
Parallelism Offset Jaw X2	+0.07 °		± 0.40 °
Parallelism Offset Jaw Y1	-0.04 °		± 0.40 °
Parallelism Offset Jaw Y2	-0.06 °		± 0.40 °
Rotation Offset	+0.06 °		± 0.50 °
✦ Gantry			
Absolute	0.00 °		± 0.30 °
Relative	+0.10 °		± 0.30 °
✦ Couch			
Lateral	+0.01 mm		± 0.70 mm
Longitudinal	+0.13 mm		± 0.70 mm
Vertical (Large)	+0.06 mm		± 1.90 mm
Rotation	+0.02 °		± 0.40 °
Pitch	+0.01 °		± 0.10 °
Roll	0.00 °		± 0.10 °
Rotation-Induced Couch Shift	+0.22 mm		± 0.75 mm
Display Scale: IEC 61217 (Units shown are millimeters or degrees.)			



3. ábra: További eredmények napi minőség-ellenőrző méréseknél

2.5. Alapvető intézkedések eltérés esetén

A 4. ábrán látható az a blokkdiagram, ami alapján döntést kell hozni egy adott mérés esetén. Amennyiben a paraméterek megfelelnek az adott intézet minőségbiztosítási protokolljában található értékeknek, akkor nincs további teendő, a klinikai kezelések folytathatnak a megszokott rendben. Amennyiben eltérés tapasztalható, akkor meg kell kísérelni a hiba elhárítását helyi szinten, amennyiben ez nem lehetséges, ki kell hívni a szakszervizt.



4. ábra: Alapvető intézkedések eltérés esetén

3. A HETI MINŐSÉGBIZTOSÍTÁSI PROTOKOLL ELEMEL

3.1A heti minőségbiztosítási paraméterek és megfelelési kritériumai

A 4. táblázatban foglaltuk össze a hetente mérendő/ellenőrizendő alap paramétereket és a megfelelési kritériumokat. A táblázatban látható elemek a minimálisan ellenőrizendő paramétereket sorolja csak fel, általában a központok ettől lényegesen több paramétert ellenőriznek. Az ismertetett két MLC teszt közül elég az egyiket elvégezni. Az MLC-k mozgására előzőleg létre lehet hozni egy teszt tervet, aminek a leadását már nagyon gyorsan el lehet végezni. A helyi protokollban érdemes feltüntetni, hogy melyik mérést szeretnék rendszeresen elvégezni.

4. táblázat: Heti minőségbiztosítási paraméterek és megfelelési kritériumok különböző besugárzási technikáknál

		Konformális	IMRT	SRS/SBRT
1	Ionkamrás output mérés	2%	2%	2%
2	Energia (referenciához képest)	1%	1%	1%
3	Mezőszimmetria (referenciához képest)	1%	1%	1%
4	Flatness (referenciához képest)	1%	1%	1%
5	Asztalmazgatás - várt és valós pozíció összevetése	2 mm	2 mm	1 mm
6	Asztalmazgás ellenőrzése	2 mm	2 mm	1 mm
7	kV és MV tengelyek ellenőrzése	2 mm	2 mm	1 mm
8	Lézerek egybevetésének	2 mm	1,5 mm	1 mm
9	MLC vizuális teszt	1 mm	1 mm	0,5 mm
10	MLC kalibráció		működik	

3.2 Mechanikai paraméterek heti ellenőrzése

3.2.1 Mechanikai izocentrum pozíciójának ellenőrzése

Célkitűzés: A lineáris gyorsító geometriai középpontját (izocentrum) megjelenítő rendszerek pontosságának, egybeesésének ellenőrzése. A mechanikai izocentrum a forgóállvány, a kollimátor és az asztal forgástengelyének metszéspontja.

Eszközanyag:

- Milliméterpapír
- Üres fehér papírlap
- Toll

Mérés leírása: A lineáris gyorsító mechanikai és dozimetriai izocentrumának egybe kell esnie. Jelen ellenőrzési feladat ezt nem vizsgálja, csak a mechanikai izocentrumot megjelenítő rendszerek egybeesését. Általában két független rendszer jelzi a mechanikai izocentrumot. Az első a gyorsító fénymezőjében elhelyezett szátkeresztből és az optikai és/vagy mechanikai távolságmérőből áll. A másik a kezelőhelyiség falára szerelt ortogonális lézerrendszer, melynek metszéspontja jelöli az izocentrumot.

Egy asztalhoz rögzített milliméterpapírra jelöljük fel a fénymezőben lévő szátkereszt középpontját 0°-os gantry állásnál, majd forgassuk körbe a kollimátort a teljes forgási tartományban. A szátkeresztnek végig a feljelölt pontra kell mutatnia (tolerancia szint a 4.

táblázatban). Ugyanez igaz az asztalforgatás esetén is. Állítsuk be az optikai távolságmérővel a papírlapot 100 cm-es forrás felszín távolságra (SSD). Ekkor a papírra feljelölt pontunk ideális esetben az izocentrumban helyezkedik el.

Helyezzük fel a lineáris gyorsító fejére a mechanikai távolságmérőt (front pointer) az 5. ábra alapján, és ellenőrizzük a 100 cm-es SSD pontosságát. Szintén ellenőrizzük, hogy a „front pointer” a feljelölt pontra mutat-e. Ezt követően a mechanikai távolságmérőhöz viszonyíthatjuk a falra szerelt lézerek által definiált izocentrumot.

Egy fehér papírt a „front pointer” mögé tartva és a többi lézert kitakarva ellenőrizhetjük egyesével a három lézer összesen 5 vonalának pontosságát. Mivel ideális esetben mindegyik laplézer vonala az izocentrumon halad keresztül, ezért mindegyik vonalnak érintenie kell a front pointer hegyét.



5. ábra: A mechanikai távolságmérő pozicionálása

3.2.2 Asztal pozíciókijelzésének ellenőrzése

Célkitűzés: A gyakori képvezérelt sugárterápiás kezelések miatt gyakran alkalmazzák az asztal eltolását egy adott értékkel, viszont eltolás után ritkán történik ellenőrzés. Ezen ellenőrzés célja tehát a kijelzett asztalpozíció ellenőrzése.

Eszközigény:

- Kalibrált távolságmérő eszköz (vonalzó, mérőszalag)

Mérés leírása: Pozícionáljuk a kezelőasztalt az izocentrum környékére. Végezzünk az asztallal translációs mozgásokat a három irányban (vertikális, horizontális, longitudinális), úgy hogy az asztalhoz rögzített távolságmérőn regisztrálni lehessen az asztaltól független optikai jelek (szálkereszt vagy fali lézerek) kezdeti és végső pozícióját.

Az így kapott elmozdulás értékeket vessük össze a gyorsító által kijelzett kezdeti és végső asztalpozíciók közti különbséggel. Próbáljuk az asztalt széles tartományban (minimum 20 cm) mozgatni a mérés relatív hibájának csökkentése érdekében

3.2.3 Fali lézerek pozíciókijelzésének ellenőrzése

Célkitűzés: A dozimetriai mérések és a beteg beállítási pontossága lényegesen függ a falon lévő lézerfényforrások beállítási pontosságától. Mindhárom lézernyalábnak az izocentrumban kell találkozni. Az ellenőrzés célja tehát a lézerfények pozíciójának ellenőrzése.

Eszközigény:

- Kalibrált távolságmérő eszköz (vonalzó, mérőszalag)
- A 6. ábrán látható szilárd anyagból készült kocka.



6. ábra: Fali lézerek pozíciókijelzésének ellenőrzéséhez ajánlott kocka

Mérés leírása: Pozícionáljuk a szátkereszt alapján a kockát a kezelőasztalon, úgy hogy a kocka geometriai közepe pontosan a gyorsító izocentrumában legyen, és ekkor a lézer nyaláboknak követni kell a kocka oldalain lévő vonalakat. Olvassuk le a vonalzó segítségével, hogy az egyes irányból jövő lézerek esetén mekkora a vonalaktól mért eltérés.

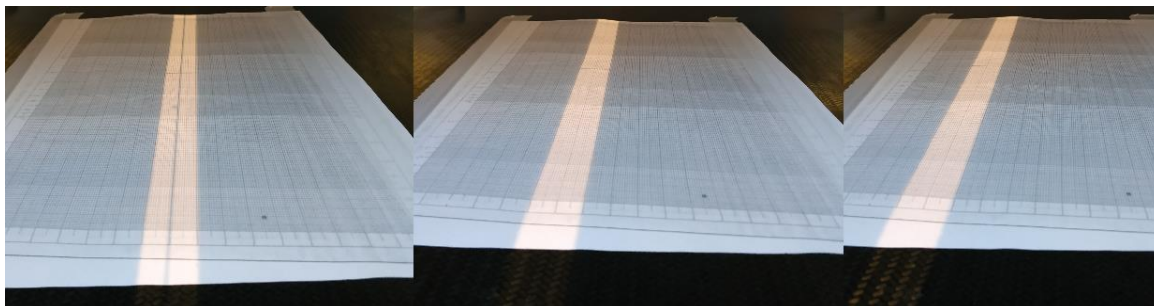
Amennyiben még pontosabb beállítást szeretnénk megvalósítani, akkor vannak olyan fantomok is, melyeknek helyzetét EPID-el lehet ellenőrizni.

3.2.4 MLC vizuális ellenőrzése

Célkitűzés: Az MLC helyzetének ellenőrzése, mivel az IMRT és SRS/SBRT kezeléseknél nagyon lényeges az MLC-k lemezeinek pontos elhelyezkedése, hogy besugárzás közben nehegy nagyobb vagy kisebb mezőméret kialakítására kerüljön sor, mint a tervezett.

Eszközigény: MLC és milliméterpapír

Mérés leírása: 2 cm széles mezők kialakítása MLC segítségével, teljesen nyitott „jaw” állással, minimum 5 különböző pozícióban (1 db 0 pozícióban, 2-2 db + és – irányban). Fénymező ellenőrzése milliméterpapír segítségével. Kilógó „leaf”-ek keresése (7. ábra), 0,5 mm-t elérő eltérés esetén MLC kalibráció szükséges. Amennyiben ez után is fennáll a probléma, értesíteni kell a szervizt.



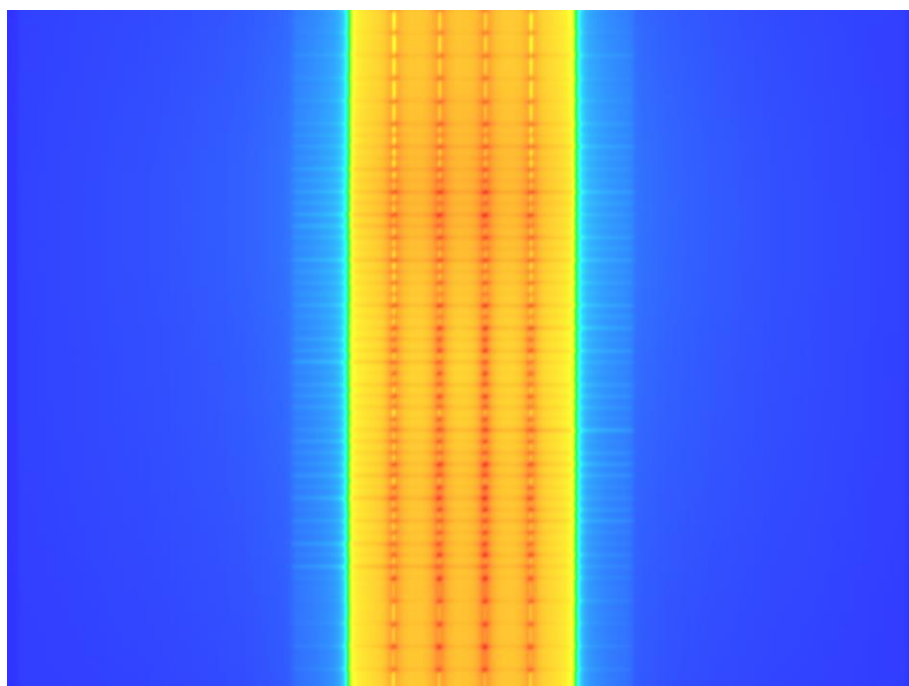
7. ábra: MLC vizuális ellenőrzése

3.2.5 MLC ellenőrzése Picket Fence tesztel

Célkitűzés: Az MLC helyzetének ellenőrzése, mivel az IMRT, VMAT és SRS/SBRT kezeléseknél nagyon lényeges az MLC-k lemezeinek pontos elhelyezkedése, hogy besugárzás közben ne legyen a tervezettől eltérő mezőméret kialakítására kerüljön sor.

Eszközigény: MLC és EPID vagy radichromic/radiographic film

Mérés leírása: Egymáshoz illeszkedő 2 cm széles mezők kialakítása MLC segítségével, teljesen nyitott „jaw” állással, minimum 5 különböző pozícióban (8. ábra). Azonos mennyiségű MU-t (pl. 100 MU) kell leadni minden mezőből, majd a szummációs képet kell ellenőrizni. Meg kell keresni a kilógó „leaf”-eket, és 0,5 mm-t elérő eltérés esetén MLC kalibráció szükséges. Amennyiben ez után is fennáll a probléma, értesíteni kell a szervizt.



8. ábra: MLC-k pozícióink vizuális ellenőrzése

3.3 Dozimetriai paraméterek heti ellenőrzése

3.3.1 Mezőprofilok, szimmetria és homogenitás ellenőrzése

Célkitűzés: A lineáris gyorsító által létrehozott foton- és elektronnyalábok profiljának, szimmetriájának és homogenitásának (flatness) ellenőrzése.

Eszközigény: A különböző dozimetriai eszközöket gyártó cégeknek dedikált mérőrendszerük van ezen paraméterek ellenőrzésére. Két csoportba oszthatjuk ezeket a mérőeszközöket. Az egyszerűbb detektor elrendezésű eszközök csak a szimmetria és „flatness” ellenőrzésére, míg a sokkal több detektort tartalmazó eszközök a profilok ellenőrzésére is alkalmasak. Mindkét csoportra jellemző azonban, hogy a nyaláb energiájának ellenőrzésére is alkalmasak, vagy azzá tehetőek.

A mérések elemzésekor a lineáris gyorsító alapvonali értékeihez kell viszonyítanunk, melyeket az átvételi mérések eredményeiből vagy a gép üzembe helyezési méréseiből lehet meghatározni.

Mérés leírása: A mérőrendszert elhelyezzük a lineáris gyorsító asztalán, vagy a forgóállványhoz (gantry) rögzíthető foglalatban, a nyaláb irányára merőlegesen, annak külső jeleihez pozicionálva. Az eltérő típusoknak eltérő beállítási módja lehet. Rendszertől függően vagy előre definiált nyalábok sorát kell leadni a mérőeszköze, vagy szoftveresen szabályozhatjuk annak adatgyűjtését. Kiolvassuk a rendszerből a mért szimmetria és „flatness” értékeket, és összevetjük az alapvonalai értékekkel. Profilok mérése esetén további tényezőket is elemezhetünk, mint mezőméret vagy félárnyékszélesség.

3.3.2 Vízben elnyelt dózis ellenőrzése műanyag fantomban

Az abszolút kalibráció ellenőrzése elvégezhető szilárdvíz fantomban is, ehhez azonban a gép beméréséből származó adatokra kell támaszkodnunk. A különböző gyártók szilárdvíz fantomjaival 1 mm-es lépésközlként bármilyen mélységben pozícionálhatjuk a kamráinkat. A szilárdvíz fantomban mérve szükség van annak anyagától függő korrekciós tényezőre.

Eszközigény:

- Szilárdvíz fantom, megfelelő kamratartóval.
- Hitelesített ionizációs kamra és elektrométer.
- Jelkábel.
- Hitelesített hőmérsékletmérő.
- Hitelesített légnyomásmérő.

A különböző gyártók szilárdvíz fantomjai a 9. ábrán láthatók.

9. ábra: Különböző gyártók által kínált szilárdvíz fantomok bemutatása.



Akril-alapú műanyag fantom



Lemefantomok



Vízequivárens műanyagfantom

3.4 Tesztmérés - heti ellenőrzés

Aki az ionizációs kamra alapú berendezést használja a napi ellenőrzésekhez, annak nem szükséges külön ionizációs kamrával is heti ellenőrzést végezni. Ebben az esetben az eredményeket a 3. ábra mutatja.

Amennyiben MPC fantomot használunk napi ellenőrzésre, akkor ajánlott független ionkamrás mérést végezni. Az így kapott eredmények az 5. táblázatban láthatók.

5. táblázat: Mérési eredmények ionizációs kamra esetén

Mérési paraméterek		Mérési eredmény (nC)
$p_0=101,325$ kPa	energia 15 MV	14,730
$t_0=20$ °C	$Q_1=0,763$	14,730
$p=99,96$ kPa	$k_q=0,980$	14,720
$t=21,6$ °C	$N_{Dw}=5,169$ cGy/nC	Átlagérték: 14,727
SSD=100 cm	$k_{TP}=1,019$	
MU=100	$PDD_{(zref)}=76,51\%$	A számított dózis értéke:
dózisjeljesítmény=600 MU/min	$z_{ref}=10,0$ cm	D=100,03 cGy
Mezőméret=10x10 cm ²	$k_{pol}=1,000$	
Farmer kamra: SNC600c	$k_{rec}=1,007$	

4. A HÁROMHAVI MINŐSÉGBIZTOSÍTÁSI PROTOKOLL ELEMEL

Ezeket a méréseket célszerű a kötelező karbantartás után elvégezni, így ellenőrizni lehet, hogy a szervizt követően az adott paraméterek értékeiben nem következett-e be valamilyen változás. Amennyiben ennél kevesebb számú karbantartás van, akkor is ajánlott a háromhavi ellenőrzés.

4.1 A háromhavi minősegbiztosítási paraméterek és megfelelési kritériumai

A 6. táblázatban foglaltuk össze a háromhavonta mérendő/ellenőrizendő alap paramétereket és a megfelelési kritériumokat. A táblázatban látható elemek a minimálisan ellenőrizendő paramétereket sorolja csak fel, általában a központok ettől lényegesen több paramétert ellenőriznek.

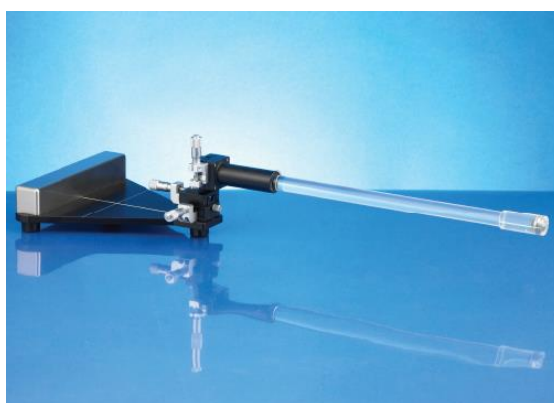
6. táblázat: Háromhavi minősegbiztosítási paraméterek és megfelelési kritériumai különböző besugárzási technikáknál

	Konformális	IMRT	SRS/SBRT
1. Abszolút dozimetria – gép újrakalibrálása	1%	1%	1%
2. Szálkereszt – lézer egyezése	1 mm	1 mm	1 mm
3. Mechanikai és sugárzási izocentrum egyezése („baseline”-hoz képest)	2 mm	2 mm	1 mm
4. MLC teszt	leírás szerint		
5. kV-os és MV-os panelek kalibrációja (Portal Dosimetry esetén abszolút kalibráció)	működik		

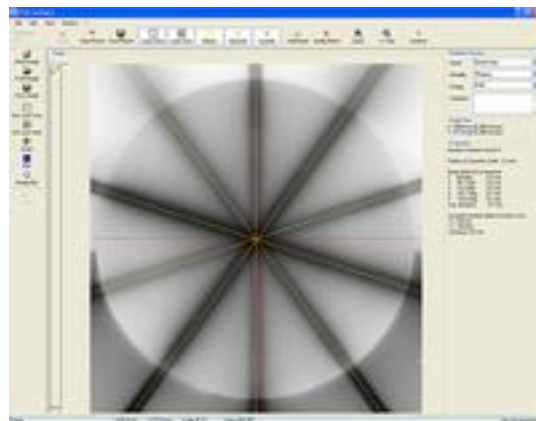
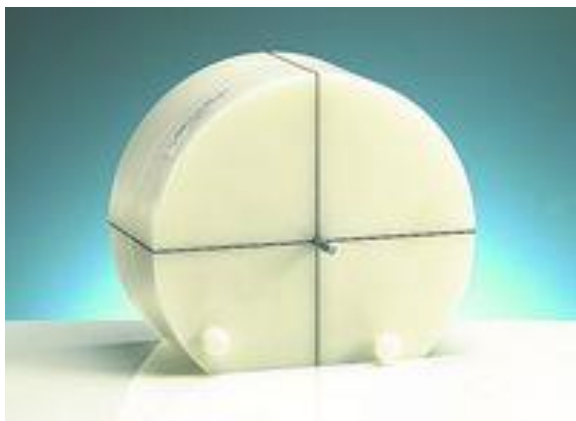
4.2 Mechanikai paraméterek háromhavi ellenőrzése

4.2.1 Mechanikai és sugárzási izocentrum egyezése

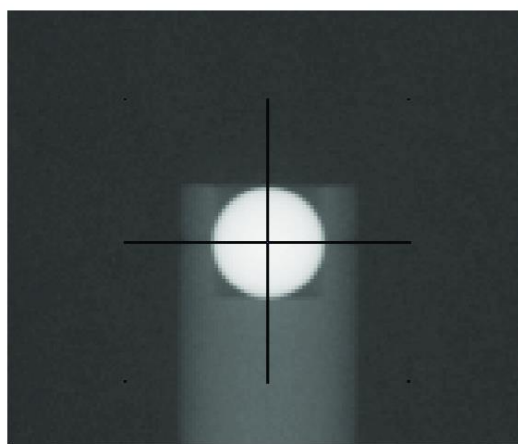
Ennek ellenőrzésére a Winston-Lutz teszt (10. ábra), a star shoot (11. ábra) vagy a ball-bearing (golyóscsapágy, 12. ábra) fantommal készült tesztek ajánlottak. Ezeken kívül más fantomok is találhatóak kereskedelmi forgalomban, amik megfelelnek a mérés elvégzésére.



10. ábra: Winston-Lutz teszt végzésére alkalmas fantom



11. ábra: Izocentrum ellenőrzésre alkalmas fantom és képelemző szoftver



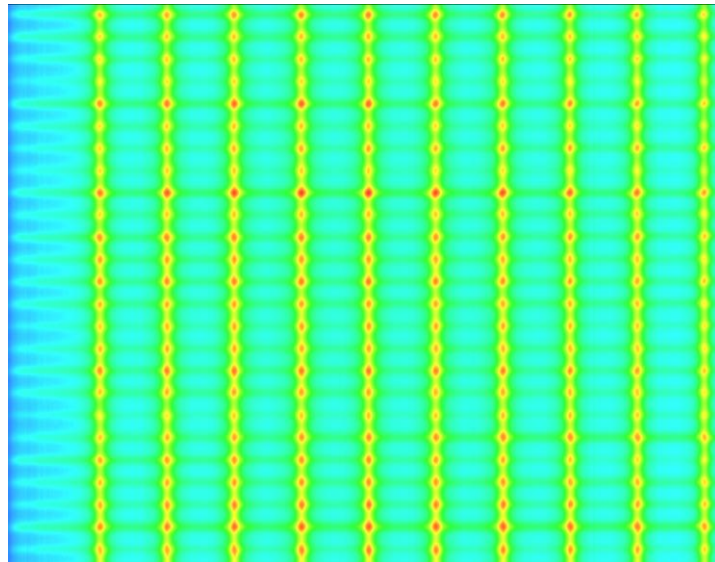
12. ábra: Ball-bearing teszt

Amennyiben nincs mód szoftveres kiértékelésre, akkor a helyi protokollban az adott módszer függvényében kell meghatározni a megfelelő elemzési módszert.

4.2.2 MLC ellenőrzése

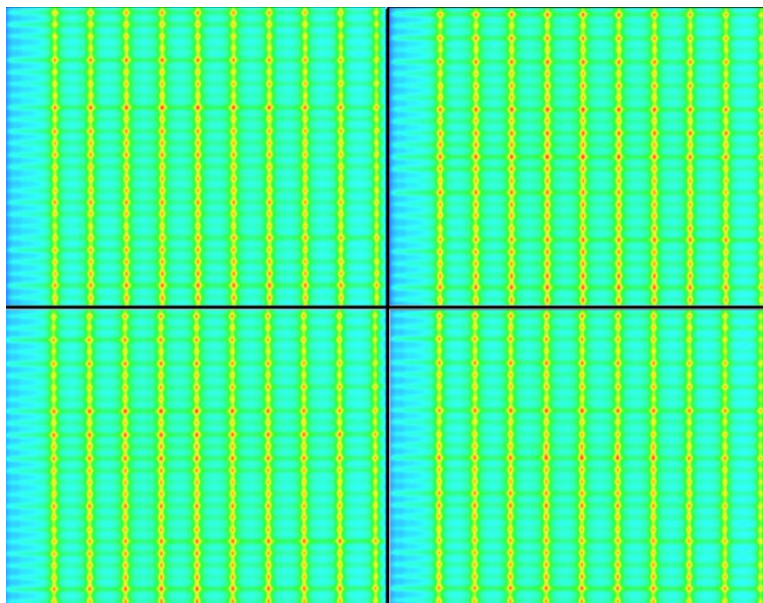
Az alábbi tesztek ajánljuk az MLC-k ellenőrzésére SRS/SBRT kezelések esetén, de ezt az IMRT és VMAT kezelések esetén is érdemes legalább évente elvégezni.

1. „Picket fence” (léckerítés) teszt – „baseline” (13. ábra) – 0 gantry állásból „picket fence” tesztet készítünk. Ez lesz a „baseline”. Minden csíkon belül reprodukálható ROI kiválasztása, átlag ROI érték mentése.



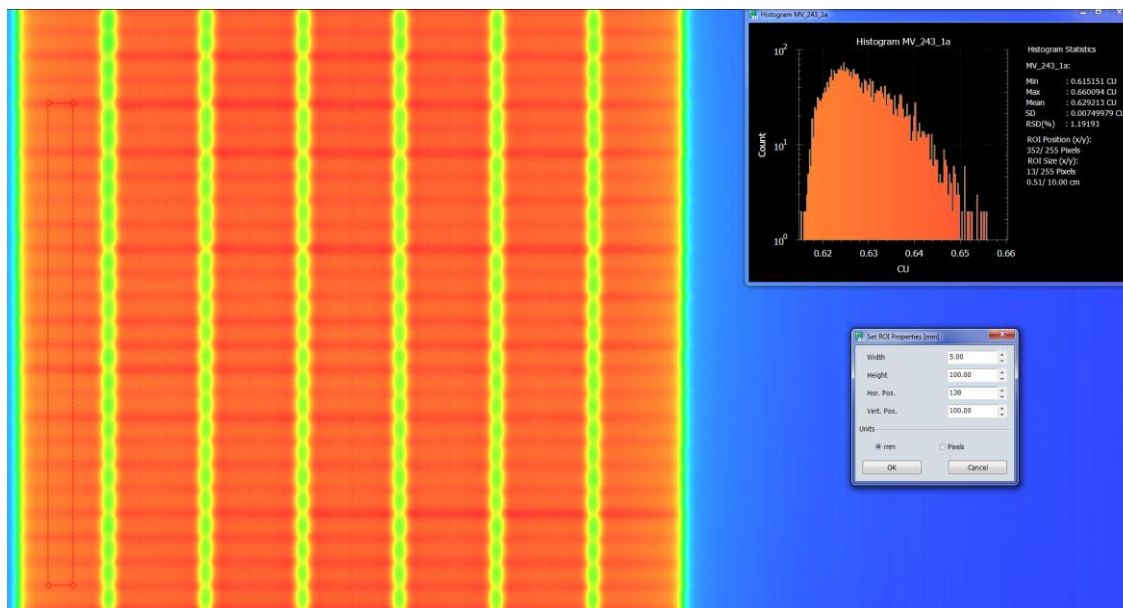
13. ábra: „Picket fence” teszt – „baseline”

2. „Picket fence” teszt különböző szögekből (14. ábra): 0 – 90 – 180 – 270 fok gantry állás mellett „Picket fence” tesztet készítünk. Minden csíkon belül ROI kiválasztása, átlag ROI érték mentése, eltérés a „baseline”-tól: átlag 1,5 %, de egyik sem több mint 3%



14. ábra: „Picket fence” teszt különböző szögekből

3. „Picket fence” teszt – változó dózisteljesítmény és gantry sebesség mellett (15. ábra) – minden csíkon belül ROI kiválasztása, átlag ROI érték mentése, eltérés a „baseline”-tól: átlag 1,5%, de egyik sem több mint 3%

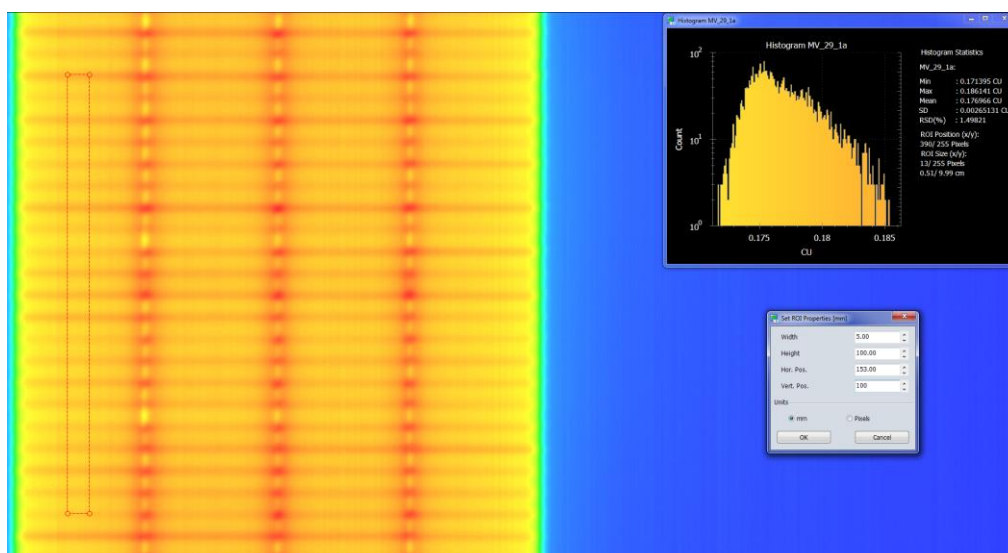


15. ábra: „Picket fence” teszt – változó dózisteljesítmény és gantry sebesség mellett

7. táblázat: Dose Rate - Gantry Speed Test - mintamérés

Dose Rate - Gantry Speed Test								
Band number	- 6 cm	-4 cm	-2 cm	0 cm	2 cm	4 cm	6 cm	Threshold
RDR-GS	62.92	64.22	64.54	64.46	64.44	64.34	63.10	
ROpen	421.1	434.6	435.9	436.0	436.3	435.2	421.9	
Rcorr	14.94	14.78	14.81	14.78	14.77	14.78	14.96	
Diff(x)	0.75	-0.37	-0.17	-0.32	-0.42	-0.32	0.84	< ±3%
Average of absolute deviations (Diff _{Abs})							0.45	<1.5%

4. „Picket fence” teszt változó „leaf” sebesség esetén (16. ábra) – minden csíkon belül ROI kiválasztása, átlag ROI érték mentése, eltérés a baseline-tól: átlag 1,5%, de egyik sem több mint 3%



16. ábra: „Picket fence” teszt változó „leaf” sebesség esetén

8. táblázat: Leaf Speed Test - mintamérés

Leaf Speed Test					
Band number	-4.5 cm	-1.5 cm	1.5 cm	4.5 cm	Threshold
RLS	17.70	18.05	18.00	17.61	
ROpen	127.200	129.3	129.4	127.3	
Rcorr	13.92	13.96	13.91	13.83	
Diff(x)	0.07	0.40	0.04	-0.51	$< \pm 3\%$
Average of absolute deviations (Diff _{Abs})				0.26	$< 1.5\%$

4.3 Dozimetriai paraméterek háromhavi ellenőrzése

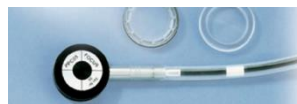
Az abszolút dozimetriát egyaránt vizsgálni kell foton- és elektronnyaláboknál is. Bár a készülékeket a napi vagy/és heti ellenőrzések során is folyamatosan ellenőrizzük, de általában csak relatív mérést végzünk, amikor a mért mennyiséget összehasonlítjuk egy olyan értékkel, amit a készülékek bemérésekor, mint alapértéket („baseline”-t) rögzítettünk. Háromhavonta érdemes rendszeren, vízfantomban, ionizációs kamrával elvégezni újból a mérést, és újrapalibrálni a gyorsítót, így elkerülve a gépben található monitorkamrák által mért értékek jelentős elcsúszását.

A gép újrapalibrálásához érdemes kisvízfantomot és Farmer-kamrát használni a következő táblázatok alapján. Mivel nagyon sokféle alkalmas mérőműszer található kereskedelmi forgalomban, így a teljesség igénye nélkül mutatjuk be őket, de ezektől eltérő dozimetriai eszközök is alkalmasak a mérések elvégzésére. A mérési eszközök felsorolását a helyi protokolloknak kell tartalmazniuk.

Farmer-kamra



Roos-kamra



17. ábra: Az abszolút dózis méréséhez szükséges ionizációs kamrák

Elektrométer



1D vízfantom



18. ábra: Az abszolút dozimetriához szükséges elektrométerek és 1D vízfantomok.

4.3.1. A lineáris gyorsító abszolút dóziskalibrációjának ellenőrzésére szolgáló eszközök fotonnyalábok esetén

Ebben a fejezetben a 100 cm-es SSD referenciamélységen történő kalibrációt mutatjuk be. Amennyiben az adott központ a 100 cm-es SSD referenciamélységet alkalmazza, akkor a helyi protokollt annak megfelelően kell összeállítani.

Célkitűzés: A lineáris gyorsító abszolút dózis kalibrációjának ellenőrzése fotonnyalábok esetén.
Eszközigény:

- 1 dimenziós szkennelésre, mélydózis-görbe mérésére alkalmas vízfantom (~50 l víz).
- Hitelesített Farmer-típusú ionizációs kamra és elektrométer.
- Jelkábel.
- Hitelesített hőmérsékletmérő.
- Hitelesített légnyomásmérő

Mérési leírás: Beállítjuk a vízfantomot a gyorsító alá, úgy, hogy annak szkennelési tengelye párhuzamos legyen a gyorsító 0°-os gantry pozíciója esetén a sugárnyalábbal, és az ionizációs kamra a nyaláb középtengelyén helyezkedjen el, a nyalábra merőlegesen. A forrás-felszín távolság (SSD) 100 cm legyen. Abszolút dózis mérésekor a kamra középtengelyét állítjuk a víz felszínével egy vonalba, azaz a vertikális 0 pozícióba. A referencia mezőméreteknél mérünk, ez foton sugárzások esetén 10 cm x 10 cm.

A vízben elnyelt dózist az alábbi formalizmussal számolhatjuk:

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0}$$

ahol, M_Q a hőmérséklettel, nyomással, páratartalommal, elektrométer kalibrációval, polarizációs és ion rekombinációs hatással korrigált töltés érték, N_{D,w,Q_0} a kamránk kalibrációs faktora vízben elnyelt dózissal vonatkoztatva Q_0 nyalábminőségen (Co^{60}), k_{Q,Q_0} pedig táblázatból keresendő kamrafüggő faktor a Q és Q_0 nyalábminőségek közti korrekcióra. A megfelelő k_{Q,Q_0} érték megkereséséhez szükség lesz az előzőekben leírt mélydózis-görbékre. Foton nyalábok esetén $TPR_{20/10}$ értékek függvényében kereshetők a faktorok. Ehhez ki kell olvasni a 20 cm-hez és a 10 cm-hez tartozó százalékos mélydózis-görbe értékeket, és ezek arányából számolható a $PDD_{20/10} = \frac{PDD_{20}}{PDD_{10}}$, melyből pedig a $TPR_{20/10}$ a

$$TPR_{20,10} = 1.2661 PDD_{20,10} - 0.0595$$

formulával határozható meg. A $TPR_{20/10}$ meghatározható direkt mérési adatokból is.

A korrigált töltésértékhez a hőmérséklet és nyomás korrekciójára az alábbi formulát használjuk:

$$k_{TP} = \frac{(273.2 + T)}{(273.2 + T_o)} \frac{P_o}{P}$$

ahol, T_0 és P_0 a referencia (20 °C és 101,3 kPa), T és P pedig a levegő aktuális hőmérséklete és légnyomása. Páratartalomra 20% és 80% között nem szükséges korrekciót végezni. Amennyiben ionizációs kamráinkat az elektrométerrel együtt kalibrálják, akkor a kalibrációs faktor már tartalmazza e faktort, további korrekcióra nincs szükség. A kamrára kapcsolt feszültség polaritásának hatását az alábbi képlettel számolhatjuk:

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M}$$

ahol, M_+ és M_- a pozitív és negatív polaritáson azonos körülmények között mért töltés értékek. A nevezőben lévő M polaritásának meg kell egyeznie azzal a polaritással, amivel a kamra hitelesítése történt. A kamrára kapcsolt feszültségek abszolút értéke egyezzen meg a kamra kalibrációjakor használt feszültséggel. Ionrekombinációs hatás korrigálásához az alábbi képletet használhatjuk:

$$k_s = a_o + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2$$

ahol, a_i konstansok értékét táblázatból kereshetjük az alkalmazott kamra feszültségek arányának függvényében, M_1 és M_2 pedig a V_1 és V_2 kamrafeszültségek esetén mért töltésértékek. V_1 egyezzen meg a kamra kalibrációjakor használt feszültség értékkel, V_1/V_2 arány pedig legyen minél nagyobb, ajánlás szerint 3-nál nagyobb.

Az ionizációs kamra középtengelyét (**nem** az effektív mérési pontját) 10 cm-es mélységben pozícionáljuk. Referencia mezőméretnél (10 cm x 10 cm) megmérjük a 100 monitor egységhez (MU) tartozó korrigálatlan töltést, majd a fenti vízben elnyelt dózis képlettel kiszámoljuk a 10 cm-es mélységben mért dózist. Ezt leosztjuk a 10 cm-hez tartozó PDD értékkel, hogy a dózismaximumban mérhető dózist kapjuk. A gyorsítók abszolút kalibrációjára dózis maximumban, 10 cm x 10 cm-es mezőmérettel, 100 cm-es SSD értékkel 1 cGy/MU-t kell, hogy kapjunk.

4.3.2. A lineáris gyorsító abszolút dózis kalibrációjának ellenőrzése elektronnyalábok esetén

Célkitűzés: A lineáris gyorsító abszolút dózis kalibrációjának ellenőrzése elektronnyalábok esetén, a korábban helyi klinikai sugárfizikusok által végzett mérések adatainak felhasználása nélkül.

Eszközigény:

- 1 dimenziós szkennelésre, mélydózis-görbe mérésére alkalmas vízfantom (~50 l víz).
- Hitelesített plánparalel ionizációs kamra és elektrométer.
- Jelkabel.
- Hitelesített hőmérsékletmérő.
- Hitelesített légnyomásmérő.

A plánparalel ionizációs kamra effektív mérési pontját minden energiánál annak referencia mélységébe pozícionáljuk. Ez a mélység a következő képlet segítségével számolható,

$$z_{ref} = 0.6R_{50} - 0.1 \text{ gcm}^{-2} \text{ (az } R_{50} \text{ gcm}^{-2} \text{ van megadva)}$$

ahol, az R_{50} azt a mélységet jelenti, ahol a 20 cm x 20 cm-es applikátor esetén mért százalékos mélydózis-görbe értéke 50%-ra csökken. Referencia mezőméretnél (általában 10 cm x 10 cm-es applikátor) megmérjük a 100 monitor egységhez (MU) tartozó korrigálatlan töltést, majd a fenti vízben elnyelt dózis képlettel kiszámoljuk a referencia mélységben mért dózist. Ezt leosztjuk a 10 cm x 10 cm-es applikátor referencia mélységéhez tartozó PDD értékkel, hogy a dózismaximumban mérhető dózist kapjuk. A gyorsítók abszolút kalibrációjára dózismaximumban, általában 10 cm x 10 cm-es applikátor méretnél, 100 cm-es SSD-vel 1 cGy/MU-t kell, hogy kapjunk.

Elektronnyalábok esetén a k_{Q,Q_0} értékek a PDD-ből kiolvasható R_{50} nyaláb minőség faktorok alapján kereshetők táblázatból. Az R_{50} azt a mélységet jelenti, ahol a 20 cm x 20 cm-es applikátor esetén mért százalékos mélydózis-görbe értéke 50%-ra csökken.

5. AZ ÉVES MINŐSÉGBIZTOSÍTÁSI PROTOKOLL ELEMEI

5.1 Az éves minőségbiztosítási paraméterek és megfelelési kritériumai

A 9. táblázatban foglaltuk össze az évente mérendő/ellenőrizendő alap paramétereket és a megfelelési kritériumokat.

9. táblázat: Az évente ellenőrizendő alap paraméterek és a megfelelési kritériumok különböző besugárzási technikáknál

	Konformális	IMRT	SRS/SBRT
Mechanikus paraméterek			
1. Sugár és fénymező egyezése	2 mm/1%	2 mm/1%	2 mm/1%
2. „Jaw” pozíció	1 mm	1 mm	1 mm
3. Gantry szög	1 fok	1 fok	1 fok
4. Kollimátor szög	1 fok	1 fok	1 fok
5. Asztalpozíció	2 mm/1 fok	2 mm/1 fok	2mm /1 fok
6. Asztallehajlás („baseline”-hoz képest)	2 mm	2 mm	2 mm
7. Interlock kapcsolók		működik	
8. „Slot”-ok működésének ellenőrzése		működik	
Dozimetriai paraméterek			
1. Mélydózis („baseline”-hoz képest)			
Dmax	2 mm	2 mm	2 mm
D20/D10 vagy csak D10	1%	1%	1%
2. Dózisprofil („baseline”-hoz képest)			
Penumbra	1%	1%	1%
„Flatness”	1%	1%	1%
Szimmetria	1%	1%	1%
3. Output faktor („baseline”-hoz képest)			
Output faktor 4x4 cm ² vagy felett	1%	1%	1%
Output faktor 4x4 cm ² alatt	2%	2%	2%
4. Dózisteljesítmény függés	2%	2%	2%
5. Abszolút dozimetria – gép kalibrálás és új referencia értékek felvétele	1%	1%	1%
6. Ék faktorok	2%	2%	2%
7. MLC – transzmisszió (baseline-hoz képest)	0,5%	0,5%	0,5%
8. Linearitás vizsgálat	2%	2%	2%
9. Megszakított kezelések („gated”) összdózisa	2%	2%	2%
Képképző berendezések ellenőrzése			
1. MV és kV képminőség			
2. Topometriai CT-szám víz esetén	±20HU	±20HU	±20HU
3. Topometriai CT-szám nem víz esetén	±50HU	±50HU	±50HU
4. CBCT torzítás	2 mm	2 mm	1 mm
5. Planáris IGRT skála	2 mm	2 mm	1 mm
6. CBCT felbontás	2 mm	2 mm	2 mm
7. kV mezőméret	2 mm	2 mm	2 mm

5.2 Mechanikai paraméterek éves ellenőrzése

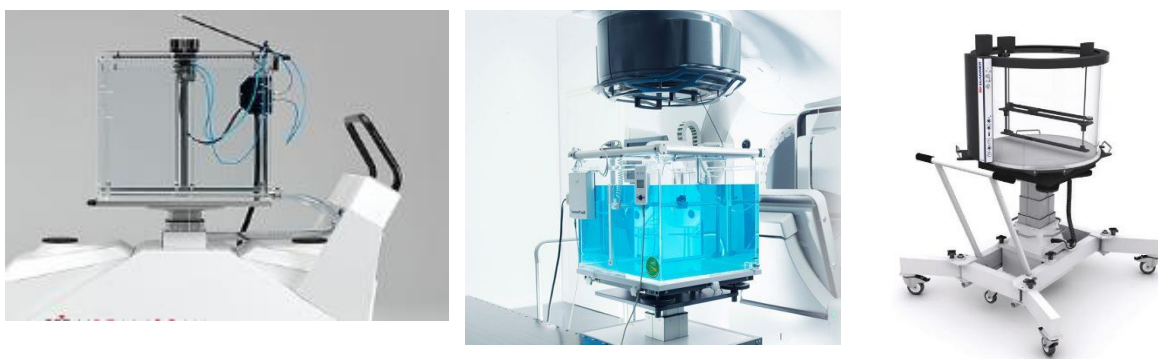
A mechanikai paraméterek esetén csak az asztallap függőleges süllyedésének és lehajlásának mérésére térnénk ki külön, mivel erről az előzőekben még nem volt szó.

5.3 Asztallap függőleges süllyedése és lehajlása

Az asztalra fektetünk egy kb. 90 kg tömegű embert (önkéntest), az asztal addig emeljük, hogy a testközép az izocentrum magasságába kerüljön. Ezután az asztal a gantry irányába végállásig kihúzzuk. Az asztalra helyezzük a talpas plexi lapot és feljegyezzük az egyik laterális lézer magasságát a lapon, a fej közelében. Várunk 5 percet, majd feljegyezzük a fenti lézer magasságát a lapon. Az elmozdulásnak 2 mm alatt kell lenni. Ezután leszállítjuk a kb. 90 kg-os embert, és ismét feljegyezzük az oldalsó lézer magasságát. Az utóbbi két pont távolsága nem lehet nagyobb, mint 2 mm. Nagyobb eltérés esetén értesíteni kell a részlegvezetőt és a szakszervizt.

5.4 Dozimetriai paraméterek éves ellenőrzése

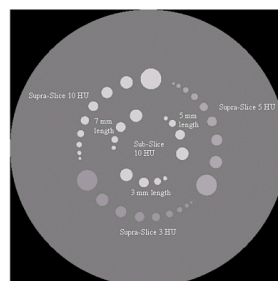
Az éves dozimetriai ellenőrzéseket ajánlott nagy vízfantomban végezni (19. ábra). A referencia mezőméreten ($10 \times 10 \text{ cm}^2$) mindenképpen, de ezen kívül még legalább két különböző mezőméreten szűrőpróba szerűen ajánlott elvégezni a profil, százalékos mélydózis és output faktor méréseket. Minden központnak a helyi klinikai sugárfizikusok által összeállított protokollokat kell követni a mérések elvégzésénél. A $4 \times 4 \text{ cm}^2$ alatti mezők esetében az output faktor méréshez használjunk kis mezők dozimetriájára alkalmas kamrát, ilyenek pl. a PinPoint, vagy a microDiamond.



19. ábra: Éves dozimetriai ellenőrzésre és a gyorsítók bemérésére alkalmas vízfantomok

5.5 Képmínőségi paraméterek éves ellenőrzése

A képmínőségi paraméterek (jel-zaj arány, uniformitás és izotrópia, kiskontraszt és nagykontraszt felbontás, geometriai torzítás) meghatározására különböző fantomokat alkalmaznak (20. ábra).



20. ábra: Képmínőség-vizsgáló fantom

Minden tervezőrendszernek szüksége van relatív elektronsűrűség/HU (Hounsfield unit) kalibrációs görbére a pontos dózisszámításokhoz, ezért a sugárterápiás központoknak szüksége van CT-sűrűség ellenőrzésére, alkalmas fantomokra is. Ilyenek fantomok láthatók a 21. és a 22. ábrákon. A fantomok kézikönyvében fel van tüntetve az egyes inhomogenitások pontos fizikai sűrűsége, relatív elektronsűrűsége és a hozzájuk tartozó tipikus Hounsfield egységek (HU). A NAÜ ajánlása alapján ± 20 HU lehet az eltérés a referenciaértékektől, ezt különösen víz esetén fontos ellenőrizni.



21. ábra: CT sűrűség fantom – 2 különböző átmérővel

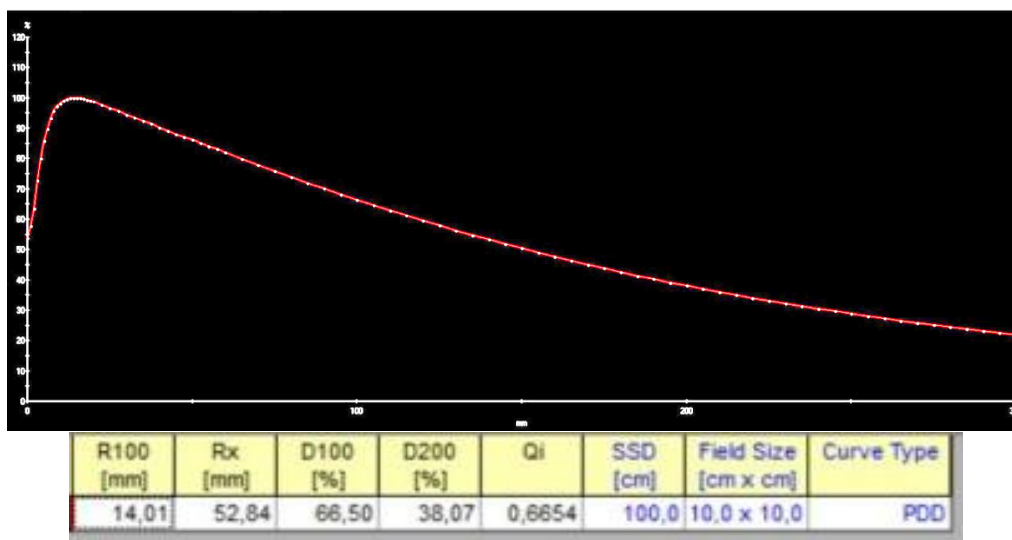


22. ábra: CT sűrűség fantom – egy átmérővel, torzítás mérésre alkalmas jelöléssel

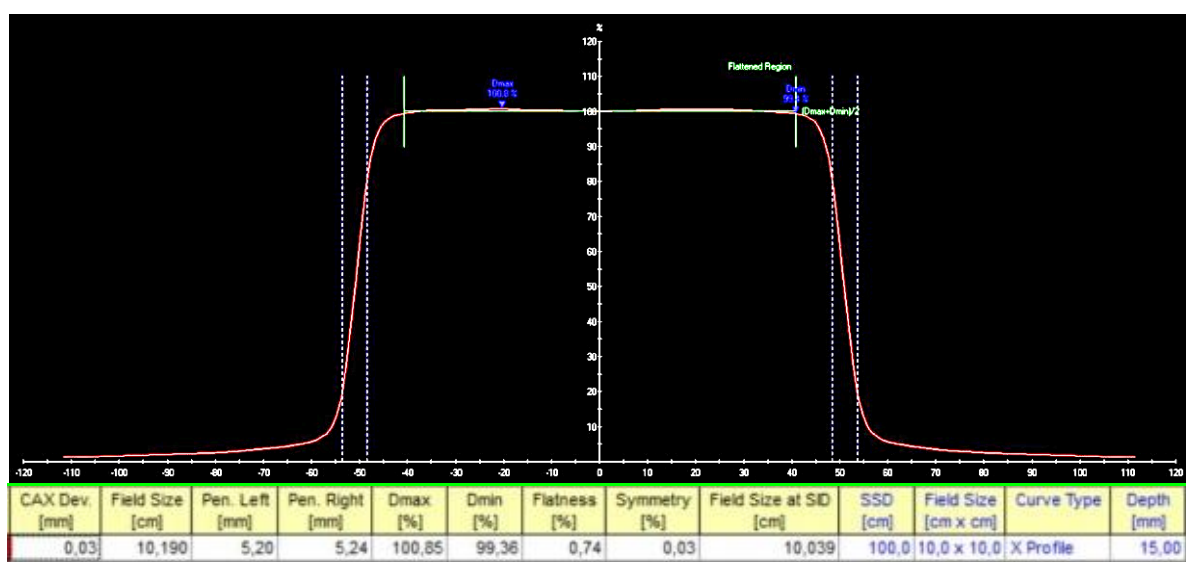
5.6 Tesztmérés - éves ellenőrzés

5.6.1. Mélydózis-görbék és profilok ellenőrzése vízfantomban

A 23. és 24. ábrákon láthatók vízfantomban mért mélydózis-görbék és profilok. A méréseket ugyanúgy kell kivitelezni, mint a gyorsító bemérése esetén, hogy az eredmények összehasonlíthatók legyenek.



23. ábra: Mélydózis-görbe és szoftveresen meghatározott paramétere



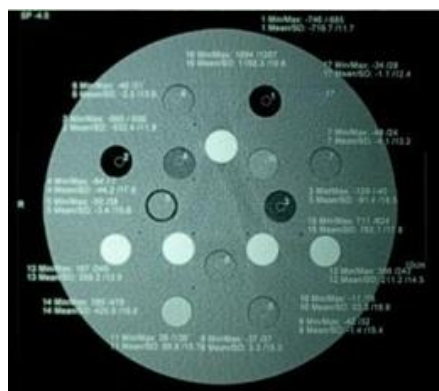
24. ábra: Dózisprofil és szoftveresen meghatározott paramétere

5.6.2 A CT képek Hounsfield számának és geometriai torzításának ellenőrzése

CT készülék típusa:

Beállítási paraméterek: _____ kV; _____ mAs; _____ szeletvastagság

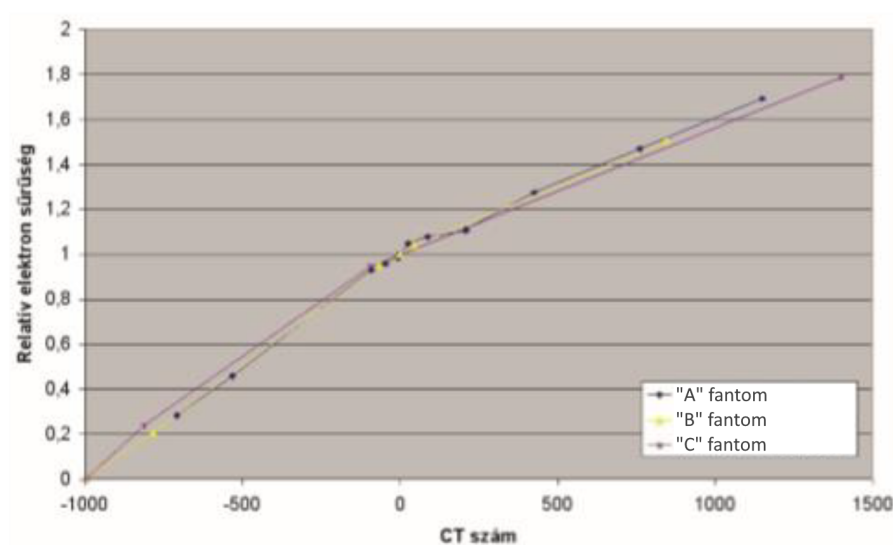
Az alábbi ábrán látható az alkalmazott CT-fantom (25. ábra), a 10. táblázatban a fantom anyagjára jellemző paraméterek, illetve a 26. ábrán látható a CT-szám változás grafikus ábrázolása a relatív elektronsűrűség függvényében.



25. ábra: CT linearitás-ellenőrző fantom és a fantomról készült felvétel

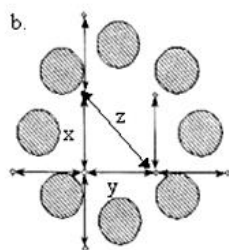
10. táblázat: Hounsfield szám ellenőrzésére szolgáló adatlap

	A betét anyaga	Relatív elektron sűrűség	CT-készülék [HU]	Tervezőrendszer (TPS) [HU]	$\Delta = CT[HU] - TPS[HU] $
1	Tüdő	<1,0			
2	...				
3	Lágyszövet				
4	...				
5	Víz	1,000			
6					
7					
8	...				
9					
10					
11					
12					
13	Csont	>1,0			



26. ábra: CT-szám ábrázolása az elektronsűrűség függvényében

A geometriai torzítás ellenőrzését a 11. táblázat alapján lehet egyszerűen meghatározni.



27. ábra: A CT fantomon mérendő távolságok

11. táblázat: A CT torzítás meghatározása mérési adatok alapján

CT készülék	X (cm)	Y (cm)	Z (cm)	D* (cm)
1				
2				
3				
Várt érték	5,00	5,00	7,00	33,00
Átlag érték				
Hiba (%)				

*D a fantom átmérője

6. ELLENŐRZŐ LISTA

12. táblázat: A lineáris gyorsítók minőségellenőrzésének összefoglaló táblázata

Napi ellenőrzés				
		Konformális	IMRT	SRS/SBRT
1	Napi output	3%	3%	3%
2	Ajtó interlock		működik	
3	Lézer, fénymező, teleméter működése		működik	
4	Sugárzást jelző lámpák működése		működik	
5	Audiovizuális kommunikáció		működik	
6	Gép működési feltételei (vízhűtés, légcseré, bunker hőmérséklet)		működik	

Heti ellenőrzés				
		Konformális	IMRT	SRS/SBRT
1	Ionkamrás output	2%	2%	2%
2	Energia (referenciához képest)	1%	1%	1%
3	Szimmetria (referenciához képest)	1%	1%	1%
4	„Flatness” (referenciához képest)	1%	1%	1%
4	Asztalmozgatás - várt és valós pozíció összevetése	2 mm	2 mm	1 mm
4	Asztalmozgás ellenőrzése	2 mm	2 mm	1 mm
4	kV és MV tengelyek ellenőrzése	2 mm	2 mm	1 mm
4	Lézerek egybevágósága	2 mm	1,5 mm	1 mm
5	MLC vizuális teszt	1 mm	1 mm	0,5 mm
6	MLC kalibráció		működik	

Háromhavi ellenőrzés				
		Konformális	IMRT	SRS/SBRT
1.	Abszolút dozimetria – gép újra kalibrálása	1%	1%	1%
2.	Szátkereszt – lézer egyezése	1 mm	1 mm	1 mm
3.	Mechanikai és sugárzási izocentrum egyezése („baseline”-hoz képest)	2 mm	2 mm	1 mm
4.	MLC teszt	1 mm	1 mm	0,5 mm
5.	kV és MV panelek kalibrációja (Portal Dosimetry esetén abszolút kalibráció)		működik	

Éves ellenőrzés				
		Konformális	IMRT	SRS/SBRT
<i>Mechanikus paraméterek</i>				
1.	Sugár- és fénymező egyezése	2 mm/1%	2 mm/1%	2 mm/1%
2.	„Jaw” pozíció	1 mm	1 mm	1 mm
3.	Gantry szög	1 fok	1 fok	1 fok
4.	Kollimátorszög	1 fok	1 fok	1 fok
5.	Asztal pozíció	2 mm/1 fok	2 mm/1 fok	2 mm/1 fok
6.	Asztallehajlás („baseline”-hoz képest)	2 mm	2 mm	2 mm
7.	Interlock kapcsolók		működik	
8.	„Slot”-ok működésének ellenőrzése		működik	
<i>Dozimetriai paraméterek</i>				
1.	Mélydózis („baseline”-hoz képest)			
	Dmax	2 mm	2 mm	2 mm
	D20/D10	1%	1%	1%
2.	Dózis profil („baseline”-hoz képest)			
	Penumbra	1%	1%	1%
	„Flatness”	1%	1%	1%
	Szimmetria	1%	1%	1%
3.	Outputfaktor („baseline”-hoz képest)			
	Outputfaktor 4x4 cm ² vagy felett	1%	1%	1%
	Outputfaktor 4x4 cm ² alatt	2%	2%	2%
4.	Dózisteljesítmény függés	2%	2%	2%
5.	Abszolút dozimetria – gép kalibrálás és új referencia értékek felvétele	1%	1%	1%
6.	Ék faktorok	2%	2%	2%
7.	MLC – transzmisszió („baseline”-hoz képest)	0,5%	0,5%	0,5%
8.	Linearitás vizsgálat	2%	2%	2%
9.	Megszakított kezelések („gated”) összdózisa	2%	2%	2%
<i>Képkalkáló berendezések ellenőrzése</i>				
1.	MV és kV képminőség			
2.	Topometriai CT-szám víz esetén	±20HU	±20HU	±20HU
3.	Topometriai CT-szám nem víz esetén	±50HU	±50HU	±50HU
4.	CBCT torzítás	2 mm	2 mm	1 mm
5.	Planáris IGRT skála	2 mm	2 mm	1 mm
6.	CBCT felbontás	2 mm	2 mm	2 mm
7.	kV mezőméret	2 mm	2 mm	2 mm

7. RÖVIDÍTÉSEK JEGYZÉKE

CBCT – Cone Beam Computer Tomography (kúpsugaras számítógépes tomográfia)
CT – Computer Tomography – számítógépes tomográfia
EPID – Electronic Portal Imaging Device – elektronikus mezőellenőrző berendezés
IAEA – International Atom Energy Agency (Nemzetközi Atomenergia Ügynökség)
IGRT – Image Guided Radiation Therapy – képvezérelt sugárterápia
IMRT – Intensity Modulated Radiation Therapy – intenzitásmodulált sugárterápia
MLC – multileaf collimator – soklemezű kollimátor
MPC – Machine Performance Check – készülék teljesítmény ellenőrzés
MSZ – Magyar Szabvány
MU – Monitor Unit – monitoregység
NAÜ – Nemzetközi Atomenergia Ügynökség
QA – Quality Assurance - minőségbiztosítás
OA – Országos Atomenergia Hivatal
QC – Quality Control – minőségellenőrzés
PDD – Percent-Depth –Dose – százalékos mélydózis
ROI – Region of Interest (lényeges terület)
SBRT – Stereotactic Body RadioTherapy – sztereotaxiás testbesugárzás
SCD – Source-Chamber-Distance – forrás-kamra távolság
SSD – Source-Surface-Distance – forrás-felszín távolság
SRS – Stereotactic RadioSurgery – sztereotaxiás sugársebészet
TPR – Tissue Phantom Ratio –szövet-fantom arány
VMAT – Volumetric-Arc-Therapy – térfogati ív terápia

8. IRODALOM

1. Minőségbiztosítás (szerk. Pesznyák Csilla), Elektronikus oktatási anyag kialakítása az élő szervezet strukturális összetevőinek és biokémiai folyamatainak képalkotó elemzésére: Fizikus fejezet. TAMOP 4.2.5 tankönyv, BME, 2011.
2. Pesznyák Cs, Sáfrány G. (szerk.), Sugárbiológia, Tipotex, 2016.
3. Ballay L, Orvosi Besugárzó-helyiségek Sugárvédelme Lineáris Gyorsítókat Felhasználó Sugárterápiás Létesítményekben, OSSKI módszertani levél, OSSKI, Budapest, 2015.
4. MSZ62-4:2017 Sugárvédelem nagy aktivitású gamma táv-besugárzó készülékek és orvosi lineáris elektrongyorsítók alkalmazásakor.
5. Uputa za izradu priručnika za provedbu kontrole kvalitete linearnog akceleratora, Državni zavod za radiološku i nuklearnu sigurnost, Zagreb, 2014.
6. Porubszky T. (1995) A minőségügyről általában és speciálisan a radiológiára vonatkozóan. Radiológiai Közlemények 31(1): 81-6.
7. 21/2018. (VII. 9.) EMMI rendelet „az egészségügyi szolgáltatások nyújtása során ionizáló sugárzásnak nem munkaköri kötelezettségük keretében kitett személyek egészsége védelmének szabályairól”
8. 487/2015. (XII.30.) Korm. rendelet, az ionizáló sugárzás elleni védelemről és a kapcsolódó engedélyezési, jelentési és ellenőrzési rendszerről
9. IAEA Technical Report Series TRS 398, Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water, Vienna, 2006.
http://www-naweb.iaea.org/nahu/DMRP/documents/CoP_V12_2006-06-05.pdf
10. IAEA Technical Report Series TRS 483, Dosimetry of Small Static Fields Used in External Beam Radiotherapy, Vienna 2017.
https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/D483_web.pdf
11. IAEA Radiation Protection and Safety of Radiation Sources: International Basic Safety Standards No. GSR Part 3, Vienna, 2014,
https://www-pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/Pub1578_web-57265295.pdf
12. IAEA Technical Report Series TRS 430, Commissioning and quality assurance of computerized planning systems for radiation treatment of cancer
https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/TRS430_web.pdf
13. IAEA-TECDOC-1540, Specification and Acceptance Testing of Radiotherapy Treatment Planning Systems, Vienna, 2007.
https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/te_1540_web.pdf
14. IAEA (International Atomic Energy Agency) TECDOC 1583. Commissioning of radiotherapy treatment planning systems: testing for typical external beam techniques, Vienna, 2008.
https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/te_1583_web.pdf
15. IAEA, Comprehensive Audits of Radiotherapy Practices: A Tool for Quality Improvement; Quality Assurance Team for Radiation Oncology (Quatro), STI/PUB/1297, Vienna, 2007.
https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/Pub1297_web.pdf
16. IAEA TECDOC 1543, On-site Visits to Radiotherapy Centres: Medical Physics Procedures Quality Assurance Team for Radiation Oncology (QUATRO); Vienna, 2007.
https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/te_1543_web.pdf
17. IAEA TECDOC 989, Quality assurance in radiotherapy, Vienna, 1995.
https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/te_989_prn.pdf

18. E.B.Podgorsak: Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students; Chapter 12. Quality Assurance of External Beam Radiotherapy, Vienna,
https://www-pub.iaea.org/mtcd/publications/pdf/pub1196_web.pdf
19. IPEM 81 Physics Aspects of Quality Control in Radiotherapy (Edts.: W.P.M. Mayles, R. Lake, A. McKenzie, E.M. Macaulay, H.M. Morgan, T.J. Jordan and S.K. Powley) The Institute of Physics and Engineering in Medicine. York, 1999.
<http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.460.7735&rep=rep1&type=pdf>
20. Gerhkevich E, Pesznyak C et al, Dosimetric inter-institutional comparison in European radiotherapy centres: Results of IAEA supported treatment planning system audit, Acta Oncologica, 2013
https://humanhealth.iaea.org/HHW/MedicalPhysics/Radiotherapy/Qualityauditinradiotherapy/TreatmentPlanningSystems/Gershkevitch_et_al._Dosimetric_inter-institutional_comparison_Acta_Onc._2013.pdf
21. ICRU REPORT 83, Prescribing, Recording, and Reporting Photon-Beam Intensity-Modulated Radiation Therapy (IMRT), Journal of the ICRU Vol 10 No 1 (2010) Report 83 Oxford University Press, doi:10.1093/jicru/ndq002
<https://icru.org/testing/reports/prescribing-recording-and-reporting-intensity-modulated-photon-beam-therapy-imrt-icru-report-83>
22. ICRU REPORT 91, Prescribing, Recording, And Reporting Of Stereotactic Treatments With Small Photon Beams, Journal of the ICRU Volume 14 No 2 2014, Published by Oxford University Press
<https://icru.org/content/reports/icru-report-91-prescribing-recording-and-reporting-of-stereotactic-treatments-with-small-photon-beams>
23. AAPM Task Group Nr. 40, Comprehensive QA for Radiation Oncology, Medical Physics, Volume 21, Issue 4, 1994
https://aapm.org/pubs/reports/RPT_46.PDF
24. AAPM Task Group 100, Application of risk analysis methods to radiation therapy quality management, Medical Physics Volume 43, Issue 7
https://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_283.pdf
25. AAPM Task Group Nr. 142 Quality Assurance of Medical Accelerators, Medical Physics Volume 36, Issue 9, 2009
https://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_142.pdf
26. AAPM Medical Physics Practice Guideline 8.a.: Linear accelerator performance tests, J Appl Clin Med Phys. 2017 Jul; 18(4): 23–39.
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5874895/pdf/ACM2-18-23.pdf>
27. AAPM Task Group Nr. 51 Protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon beams, Medical Physics Volume 41, Issue 4, 2014.
https://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_67.pdf
28. AAPM Task Group Nr. 119, IMRT Commissioning Tests Instructions for Planning, Measurement, and Analysis, 2009.
https://www.aapm.org/pubs/tg119/TG119_Instructions_102109.pdf
29. Code of Practice for the Quality Assurance and Control for Intensity Modulated Radiotherapy, Report 22 of the Netherlands Commission on Radiation Dosimetry, June 2013
<https://radiationdosimetry.org/ncs/documents/ncs-22-cop-qaqc-imrt>
30. Audit of High-Energy Photon Beams in Belgian and Dutch Radiotherapy Departments, Report 23 of the Netherlands Commission on Radiation Dosimetry, December 2013

<https://radiationdosimetry.org/ncs/documents/ncs-23-audit-high-energy-photon-beams-belgium-netherlands>

31. Code of Practice for the Quality Assurance and Control for Volumetric Modulated Arc Therapy, Report 24 of the Netherlands Commission on Radiation Dosimetry, February 2015

<https://radiationdosimetry.org/ncs/documents/ncs-24-cop-qaqc-vmat>

32. National Audit of Quality Assurance for Intensity Modulated Radiotherapy and Volumetric Modulated Arc Therapy, Report 28 of the Netherlands Commission on Radiation Dosimetry, March 2018

<https://radiationdosimetry.org/ncs/documents/ncs-28-qa-audit-imrt-vmat>

33. Quality Control of Medical Electron Accelerators, Swiss Society of Radiobiology and Medical Physics, RN 11, 2014.

<http://ssrpm.ch/wp-content/uploads/2014/08/r11qca-e.pdf>

34. Quality Control for Intensity-modulated radiation therapy, Swiss Society of Radiobiology and Medical Physics, RN 15, 2007.

<http://ssrpm.ch/wp-content/uploads/2014/08/r15imr-e.pdf>

35. Quality assurance of gantry-mounted image-guided radiotherapy systems, Swiss Society of Radiobiology and Medical Physics, RN 16, 2010.

<http://ssrpm.ch/wp-content/uploads/2014/08/r16igr-e.pdf>