

DIPLOMAMUNKA

Önhívó filmek klinikai alkalmazása

Zongor Zsuzsánna

Témavezető: Dr. Pesznyák Csilla

Egyetemi docens

BME Nukleáris Technika Intézet

Nukleáris Technika Tanszék

BME

2015



Diplomamunka feladat a Fizikus mesterképzési (MSc) szak hallgatói számára

A hallgató neve: Zongor Zsuzsánna	szakiránya: orvosi fizika
A diplomamunkát gondozó (a záróvizsgát szervező) tanszék:	Nukleáris Technika Tanszék

A diplomamunka készítésének helye: Országos Onkológiai Intézet	
A témavezető neve: Dr. Pesznyák Csilla	A konzulens neve:
– munkahelye: BME, NTI	(külső témavezető esetén kijelölt tanszéki munkatárs)
– beosztása: egyetemi adjunktus	– beosztása:
– e-mail címe: pesznyak@reak.bme.hu	– e-mail címe:

A diplomamunka címe: Önhívó filmek klinikai alkalmazása	azonosítója: DM-2012-97
A téma rövid leírása, a megoldandó legfontosabb feladatok felsorolása: Az önhívó filmek egyre nagyobb szerepet kapnak a sugárterápiás dozimetriában. Nem igényelnek hívóberendezést és elemzésük is megoldható számítógépes program segítségével. A diplomamunkás feladata lesz az önhívó filmek klinikai alkalmazási feltételeinek meghatározása, valamint e dozimetriai technika mérési pontosságának összehasonlítása más mérési módszerekkel. Feladatok: 1. Az önhívó film alapú film dozimetria működési elvének megismerése és összefoglaló leírása. 2. Az önhívó film dozimetria klinikai alkalmazásáról megjelent szakirodalom áttekintése. 3. A szkennelés és a filmelemző program dóziscalibrálása, a térbeli felbontás és érzékenység vizsgálata. 4. Dózisprofil mérése és összehasonlítása félvezető detektoros mérésekkel. 5. Besugárzási tervek dozimetriai elemzése önhívó film dozimetriával. 6. Különböző gyártók által forgalmazott filmelemző szoftverek összehasonlítása. 7. A különböző gyártók által előállított EBT Gafchromic és Radiochromic filmek fizikai tulajdonságának összehasonlítása.	

A feladat kiadásának időpontja: **2012.09.03.**

Témavezető vagy tanszéki konzulens aláírása:

A diplomamunka témakiírását jóváhagyom (tanszékvezető aláírása):



Önállósági nyilatkozat

Alulírott Zongor Zsuzsánna a Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem fizikus MSc szakos hallgatója kijelentem, hogy ezt a diplomamunkát meg nem engedett segédeszközök nélkül, önállóan, a témavezető irányításával készítettem, és csak a megadott forrásokat használtam fel. Minden olyan részt, melyet szó szerint, vagy azonos értelemben, de átfogalmazva más forrásból vettem, a forrás megadásával jelöltem.

.....

Zongor Zsuzsánna

Tartalom

1	Bevezetés.....	1
2	Célkitűzés.....	3
3	Mérési módszerek	4
3.1	Radiográfiai filmek	4
3.2	Radiokróm filmek	6
3.2.1	Filmek kezelése	9
3.3	Kiolvasó eszközök alkalmazása	10
3.3.1	Denzitométer	10
3.3.2	Szkenner	10
3.4	Az RGB csatornák hatása a filmdozimetria minőségére.....	12
3.5	Kiértékelő szoftverek.....	14
3.5.1	PTW Mephysto	15
3.5.2	FilmQAPro szoftver	16
4	Mérési feladatok.....	18
4.1	Film dozimetriai tulajdonságainak vizsgálata	18
4.1.1	Kalibrálás	18
4.1.2	Dózisteljesítmény függés	19
4.1.3	Energiafüggés.....	20
4.1.4	Uniformitás.....	20
4.1.5	Mélydózis görbe meghatározása filmdozimetriával.....	21
4.1.6	Dózisprofilok mérése	22
4.1.7	A radiokróm filmek sötétedésének időfüggése.....	22
4.1.8	Szkenner tulajdonságainak vizsgálata	22
4.1.9	Tervek ellenőrzése.....	23
5	Eredmények és megbeszélés	25
5.1	Film tulajdonságai	25
5.1.1	Kalibrálás	25
5.1.2	Dózisteljesítmény függés	28
5.1.3	Energiafüggés.....	29
5.1.4	Uniformitás.....	29
5.1.5	Mélydózis görbék.....	32
5.1.6	Dózisprofilok.....	35

5.1.7	Sötétedés, időfüggés.....	37
5.2	Szkenner tulajdonságai.....	38
5.3	Sugárterápiás tervek ellenőrzése	41
5.3.1	Nyílt mezős terv ellenőrzése	43
5.3.2	Konformális besugárzás terv ellenőrzése	44
5.3.3	Egy IMRT mező terve ellenőrzése.....	45
5.3.4	IMRT besugárzási terv ellenőrzés.....	46
5.3.5	Rapid ARC besugárzási terv ellenőrzése	47
5.3.6	SBRT besugárzási terv ellenőrzése	48
5.3.7	SIB besugárzási terv ellenőrzése.....	48
5.4	Gamma analízis eredményei:.....	49
6	Protokoll.....	51
7	Összefoglalás.....	53
8	Rövidítések jegyzéke.....	54
9	Irodalomjegyzék.....	55
10	Köszönetnyilvánítás	57
11	Melléklet	58

1 Bevezetés

Röntgen és Becquerel a röntgen-sugárzás (1895), illetve a radioaktivitás (1886) felfedezésével számos tudományág fejlődését indították el. A kezdetekben nem gondolták, hogy ezeknek a sugárzásoknak káros hatási is lehetnek. Amikor kezdték ezeket a jelenségeket felismerni (pl. leukémia, bőr rák...) a szakemberek számára fontossá vált, hogy tisztában legyenek mekkora a közölt dózis és hogyan nyelődik el az emberi testben? Számos kérdés merült fel, mint pl. milyen mértékegységet kellene alkalmazni; mekkora a dózis, milyen egészségügyi következménnyel jár; az adott sugárzásnak milyen sugárbiológiai hatása van? Ilyen és ehhez hasonló kérdések indították el a dozimetria és mérés technika fejlődését, a következő alap gondolatokkal:

- 1899-ben Rutherford megállapította: „A sugárzást két módon lehet vizsgálni, az egyik a fotografiai lemezzel való kölcsönhatás, a másik elektromos kisüléseken alapul, ez gyorsabb és pontosabb eredményt ad, mint a fotografálás.”[12]
- Marie Curie szerint: „az elektromos módszer a sugárzás levegőben való elnyelésén alapszik”
- A sugárzás adagjának, a dózisonak arányosnak kell lennie az általa okozott biológiai hatással, és mérhető változást kell, hogy okozzon.

Sugárvédelmi szempontból a detektorok egy részét személyi dozimetriára alkalmazzák, hogy pontosan tudni lehessen, mekkora sugárterhelést kap az adott személy. A másik részük a páciensre leadott, kezelési dózis mérésére szolgál.

Doziméterekkel szembeni elvárások: a mérés megismételhető és pontos legyen, a jel/dózis arány széles sávban állandó, dózisteljesítmény független, energia független, az irányfüggés kicsi legyen, a térbeli felbontás nagy és széles sávban használható a berendezés.

Az első sugárvédelmi konferenciát Londonban szervezték 1925-ben, a következő néven: First International Congress for Radiology in London, Foundation of (ICRU) "International Commission Radiation Units and Measurement". Ebben az időben már felfedezte Thomson az elektront, Rutherford az alfa és a béta-sugárzást, a Curie házaspár a polóniumot és a rádiumot, Villard a gammasugárzást, Planck javaslatot tett a kvantumelméletre, vizsgálták az exponenciális bomlás törvényét és a bomlási sorokat, és tudták, hogy a Röntgen- és a gamma sugárzásoknak biológiai hatásuk van. Viszont nem ismerték az atom pontos felépítését, a protont, a neutronot, a Röntgensugár és az anyag közötti kölcsönhatás mechanizmusát, és nem tudták még, hogy hogyan mérjék ezeket.

A korai mérőeszközökkel első sorban kimutatni akarták a sugárzást, mennyiséget rendeltek hozzá és mértékegységet adtak neki. Bevezették a Curie, Radon és Becquerel mértékegységeket.

A dózismérő eszközök annak függvényében fejlesztették, hogy mit akartak vele mérni. Pont dózishoz az ionizációs kamrákat, és félvezető detektorokat használtak. A kétdimenziós eloszláshoz, dózis térkép rögzítéséhez filmeket és detektormátrixokat alkalmaztak. A első eszközök között volt **1914-ben** William Duane detektora, a **gáztöltésű detektorok** csoportjába tartozó, párhuzamos falu ionizációs kamra. 1927 készült el Frick - Glasser - kémiai dozimétere, valamint Lauriston S. Taylor 1928-ban megépítette az első szabad levegős kamrát, aminek működése a sugárzás alkotta részecskék és a gázatomok közötti direkt ütközésen alapult, a kölcsönhatás során a gáztöltésű detektorban a gázatomok ionizálódnak. [11] 1930-ban készült el a Victoreen-r-méter, ennél szén alapú falat és alumínium elektródát használtak, és elektrométerhez volt kötve. [18]

1937-ben, a második Nemzetközi Radiológiai Kongresszuson (Second International Congress of Radiology) Stockholmban definiálták a **röntgent**, mint az expozíció mértékegységét.

A gáztöltésű detektorok felépítése a 40-es évektől nem sokat változott, majd a 40-es évek második felétől megjelentek a szcintillációs detektorok, valamint a 60-as években a félvezető detektorok, ez utóbbiak a gáztöltésű detektorokat a spektroszkópiai mérésekből ki is szorították. 1975-ben bevezetik az elnyelt dózis és a KERMA fogalmát, valamint mértékegységét a Gray-t (Gy). Definíció szerint az 1 Gray az 1 Joule ionizáló sugárzás elnyelődése 1 kg tömegű anyagban. Az elnyelt dózis egysége 1 Gy, ami az egységnyi tömegben elnyelt energia mértékegysége [19]:

$$1 \text{ Gy} = 1 \text{ J kg}^{-1}$$

Szcintillációs detektorok - már 1903-ban észlelték, hogy a cink-szulfid kristályok alfa sugárzás hatására fényt bocsájtanak ki, és ezt a jelenséget az alfa részecskék egyedi számlálására is lehet használni. Ebben az esetben cink-kristályokat ragasztottak üveg lemezre és a szcintillációkat mikroszkópon keresztül nézték, ezzel a módszerrel gamma- vagy béta-sugárzást nem lehetett megfigyelni. A fotoelektron-sokszorozók megjelenése 1940-ben oldotta meg ezt a problémát.

A napjainkban is használt mérési alapokat 1945-48-ban Dreyfus, Balu és Hoftsadter vezették be, NaI (Tl) kristályra alkalmazva. Megállapították, hogy a kristályból kilépő fény felvillanások intenzitása egyenesen arányos a kristálynak átadott energiával. 1950-től a gyors technikai

fejlődésnek köszönhetően újabb kristályokat alkalmaztak, ezek jelét foto multiplikátorok (PMT) segítségével erősítették. A szcintillációs detektorok képezik a gamma kamera, a PET (Pozitron Emissziós Tomográfia) és a SPECT (Single photon emission computed tomography) alapjait is.

Félvezető detektorok - az ionizáció nem gázban, hanem szilárd kristályos anyagban jön létre, a töltéshordozók elektron-lyuk párok. 1960-as évek felétől kezdték alkalmazni őket radioaktív sugárzások mérésére. A legelterjedtebb a Si és a Ge használata. **Termolumineszcens** dozimetria – napjainkban a személyi dózismérők is ezen az elven működnek. A termolumineszcens detektorok működésének alapja, hogy az ionizáló sugárzás (általában gamma-sugárzás) hatására a kristályok egyes elektronjai gerjesztett állapotba kerülnek, majd a kristályszennyező atomjainak helyén befogódnak, és onnan csak hő hatására lépnek ki és térnek vissza az alapállapotba. Az alapállapotba való visszatéréskor látható, vagy ahhoz közeli hullámhosszúságú fényt emittálnak. A kibocsátott fotonok száma arányos a doziméterben (a kristályokban) eredetileg elnyelt sugárdózissal. Ezekkel párhuzamosan a film doziméterek is fejlődtek, igaz kezdetben csak diagnosztikai célokra használták őket. [2], [3], [4], [5]

2 Célkitűzés

Az önhívó filmek egyre nagyobb szerepet kapnak a sugárterápiás dozimetriában. Nem igényelnek hívóberendezést és elemzésük is megoldható számítógépes program segítségével. Célkitűzésünk az önhívó filmek alkalmazási feltételeinek meghatározása a klinikumban, valamint e dozimetriai technika mérési pontosságának összehasonlítása más mérési módszerekkel.

Feladatok:

1. Az önhívó film alapú film dozimetria működési elvének megismerése és összefoglaló leírása.
2. A szkennel és a filmelemző program dóziskalibrálása, a térbeli felbontás és érzékenység vizsgálata.
3. Dózisprofil mérése és összehasonlítása félvezető detektoros mérésekkel.
4. Besugárzási tervek dozimetriai elemzése önhívó film dozimetriával.
5. Különböző gyártók által forgalmazott filmelemző szoftverek összehasonlítása.

3 Mérési módszerek

3.1 Radiográfiai filmek

A radiográfiai filmeket használják a diagnosztikában, sugárterápiában, és a sugárvédelemben. A radiográfiai filmek fejlődése a foto-filmekkel kezdődött és egy ideig párhuzamosan haladt vele. Az első kereskedelmileg fontos közvetlen-képkalkotókat az 1800-as években fejlesztették ki, ezek papír és gél alapú anyagok voltak kálium-dikromáttal impregnálva, ismert volt részlegesen foto redukciós (foton elnyelő) tulajdonságuk, sugárzás hatására az anyag barna színű lett.

A radiológiai filmek felépítése nagyon hasonló a fényképezésnél használt filmekhez.

A filmek fejlődésének fontosabb állomásai:

- 1889 - Easman Kodak – cellulóz-nitrát bázisú emulzió létrehozása
- 1890 - Hurter és Driffield - optikai denzitás meghatározása
- 1895 – Röntgen - az első röntgenfilm felvétel elkészítése
- 1913 - Kodak – Cellulóz- nitrát bázisú film
- 1918 - Kodak - dupla emulziós film
- 1933 - Dupont - Röntgen film, kék bázissal (blue base)
- 1942 - Pako –automatikus film előhívó (automatic film processor)
- 1960 - Dupont - Poliészter bázis bevezetése
- 1965 - Kodak - gyors film előhívás, feldolgozás
- 1972 - Kodak – XTL, XV és XV2 típusú radiográfiai filmek, dozimetriai mérésekre alkalmazták, dózisintervallumuk a következő volt: XTL:1-15cGy, XV2:5-100cGy
- 1983 - Fuji - Számítógépes radiográfiai rendszer létrehozása
- 1994 -3M - dry process laser imaging – (lézer fényvel világítottak meg a filmet majd hő közléssel hívták elő)
- 2000 - Kodak – film kiterjesztett dózis intervallummal (EDR és EDR2) - -XTL és XV továbbfejlesztései, az EDR2 dózisintervalluma: 25-400cGy [20]

Napjainkban a filmek alapját poliészter hordozóréteg adja, amin emulziós réteg található. A mechanikai védelmet egy vékony védőréteg biztosítja. A hordozó poliészter és az emulziós réteg közötti kapcsolatot egy vékony kötőréteg adja.

A poliészter hordozórétegnek a következő kritériumokat kell teljesítenie:

- átlátszónak kell lennie, a film kiértékelésekor nem szabad jelentősen csökkenteni a fényintenzitást;
- elég rugalmasnak és erősnek kell lennie, hogy a használat során az elszenvedett mechanikai hatásokat sérülés nélkül elviselje;
- mérete nem változhat a tárolás és a használat során.

Az emulzió két legfontosabb összetevője a zselatin és az ezüst-halogenid kristályok. A zselatin szerepe, hogy megakadályozza az ezüst-halogenid kristályok csoportosulását, biztosítva egyenletes eloszlásukat, ez a filmek érzékeny anyaga az ezüst-halogenid, ami az orvosi gyakorlatban körülbelül 90%-99%-ban ezüst-bromid (AgBr) és 1%-10% ezüst-jodid (AgJ). Az ezüstjodid jelenléte a filmek érzékenységét pozitívan befolyásolja. Az emulzióban találhatóak még más érzékenységet növelő anyagok is. A besugárzás az AgBr-ot ionizálja, az Ag^+ ionok redukálódnak: $Ag^+ + e^- \rightarrow Ag$, a kiváló ezüst latens képet ad.

Előhívás során az ezüst atomok jelenlétében az ezüst ionok is redukálódnak. Vagyis abban az AgBr kristályban, amelyben van már egyetlen redukált ezüstkristály, a hívás során valamennyi redukálódik. A film előhívása után válik kiértékelhetővé a mért dózis. Fixálás során az elő nem hívott AgBr szemcséket kimossák. Az elnyelt dózistól függően különböző mértékben nyeli el a rajta keresztül áthaladó fényt. A filmet optikai denzitással lehet jellemezni (OD), ez méri a feketedés mértékét, amit denzitométerrel lehet kiolvasni. Ezen az elven működnek a filmdenzitométerek és a film szkennerek is az 1. képlet alapján:

$$OD = \log_{10} \left(\frac{I_0}{I} \right), \quad (1)$$

ahol

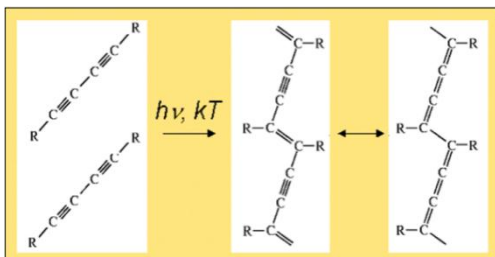
- I_0 a kezdeti fényintenzitás
- I a filmén áthaladt fény intenzitása

A film kiváló 2D-s dóziseloszlás mérésére, információt nyújt a sugárzás síkbeli eloszlásáról.

Az optikai denzitás azonban nemcsak a dózistól függ, hanem függ attól is, hogy az adott dózist milyen energiájú sugárzás hozta létre. $OD = f(E, D)$. A filmekkel mérhető dózis tipikusan mGy és Gy nagyságrendű. Általában minőségbiztosításra és relatív dozimetriai mérésekre alkalmazzák, de körültekintő kalibrálást követően abszolút mérésekre is alkalmas lehet. A kalibrálás során ismert dózissal sugarazzák be a filmet és megméri az optikai denzitását. $OD = A \times D + B$ egyenest kell illeszteni az OD és D eredményekre, amiből meghatározhatók az A, B ismeretlenek. A filmdozimetria hátrányai: kis dózistartományban alkalmazható, nagy az

energiafüggése, energia elnyelési és átadási tulajdonságai nem egyeznek a biológia szövetekével, tehát nem szövet ekvivalens, fényérzékeny, a módszer érzékeny az előhívó folyadék tulajdonságaira, pl. hőmérséklet, összetétel.

3.2 Radiokróm filmek



1. ábra- Sugárzásra érzékeny monomerek polimerizációja

A radiokróm film technológia a sugárzásra érzékeny monomereken alapul, amik radioaktív sugárzás hatására polimerizálódnak és színt váltanak. A film sötétedéséből, megfelelő kalibrálás után, vissza lehet számolni, hogy mekkora dózisu sugárzás érte a film adott részét. Minél sötétebb annál több ionizáló sugárzást nyelt el.

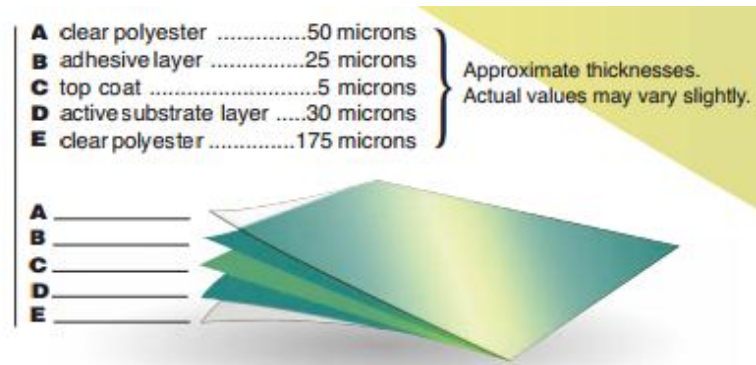
Az aktív réteg egy hordozó- és egy védő réteg között helyezkedik el. Előnyei a röntgen filmekkel szemben, hogy nincs előhívásból eredő hiba, a film elszíneződése magától alakul ki; szemcsementes, nagy dózis gradiens esetén is használható, például sztereotaxiás besugárzásánál, vagy brachyterápiánál mert a folyamat dózisteljesítmény független, viszont rosszabb a felbontása, mint a radiográfiai filmeknek.

Az évtizedek folyamán különböző vegyületeket és konstrukciókat alkalmaztak a radiokróm filmek előállításánál. A kutatások kezdetén alkalmazták a trifenil-tetrazólium-klorid (TTC) sókat, mint közvetlen-képpalkotókat, biológiai festett minták és szövetek jellemzésére, valamint a polidiacetilént, ami besugárzás előtt színtelen, viszont tartalmaz vékony mikrokristályos diszperziós (színszóró) bevonatot, ami sugárzás hatására megváltoztatja a színét.

Az első radiokróm filmeket ipari felhasználásra fejlesztették ki. Az érzékeny réteg csak 6-7 μm volt, ami alacsony szenzitivitást eredményezett, viszonylag nagy dózisu mérésekre használták 50-2500 Gy között. A radiokróm filmek történeti fejlődését az 1. táblázat foglalja össze, ami az I. mellékletben található.

Az általam használt film a **GafChromic EBT2 QD**+egy új generációs fejlesztés.

Mérete: 8''x10'' (20,32cmx25,4cm), 25 lap/doboz, érzékenysége: 1cGy-40 Gy.



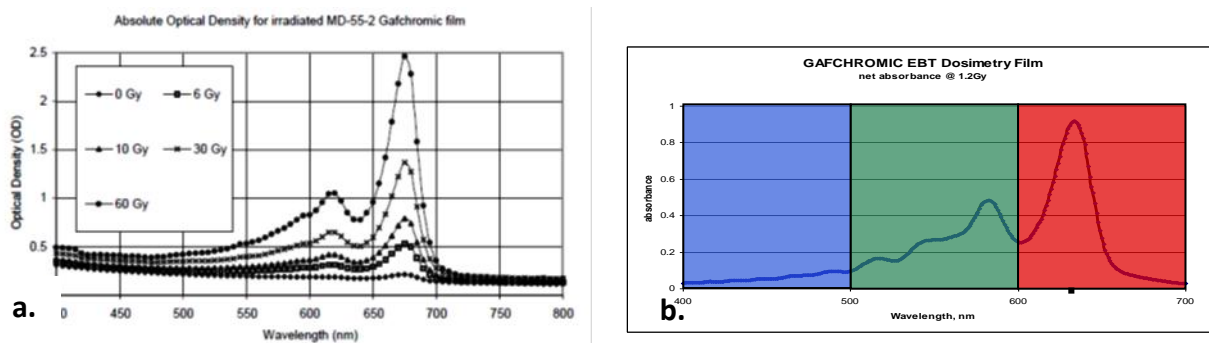
2. ábra - GafChromic EBT2 QD+, rétegvastagságai

(Forrás: <http://www.ashland.com/Ashland/Static/Documents/ASI/Advanced%20Materials/ebt2.pdf>)

Egy aktív réteg két poliészter réteg között található, a felső réteg kivételesen "robosztussá", ellenállóvá teszi a filmet és lehetővé teszi a vízben való mérést.[9] Az EBT2 film bevezetésével jelenik meg a sárga szín. A sárga színű festéket az aktív rétegbe építették be, azzal a céllal, hogy növelje a homogenitást, mivel az új védőréteg csökkentette a film érzékenységét. Kevésbé energiafüggő, mint az EBT, mert a természetes polimert szintetikusra cserélték, ezzel javították a film minőségét, és az új védőréteg bevezetésével ellenállóbb lett a sérülésekkel szemben, valamint tízszeresen lecsökkent a mesterséges fénnel szembeni érzékenysége. A nem szimmetrikus rétegezésű filmeknél fontos, hogy mindig ugyanaz az oldal legyen felül besugárzáskor és kiolvasáskor is.[12] Energia független 50 keV és MeV-os energia tartományban. Ideális tárolás: 20-25°C, ebben az esetben a szavatossági ideje: 2,5 év szobahőmérsékleten, archív tárolás esetében legjobb hűtött helyen tárolni 2-8°C között, kevesebb, mint egy percig lehet tartani 70°C felett, és egy napig 50°C-os hőmérsékleten károsodás nélkül. [9]

Az EBT2 film oldószermentes, nyomás érzékeny ragasztót használnak, nem vizes alapút, mint az előző modelleknél, ezáltal a filmnek kisebb a nedvességtartalma, így a tároláshoz nem szükséges selyempapírt tenni az ívek közé. Mivel az aktív réteg két poliészter védőréteg közt van, vízbemerítés esetén a beszivárgás igen alacsony. A film szélén nincs védőborítás, ezért pár órás vízbemerítés esetén a víz kicsit beszivárog, ami hatására a film széle opállossá válik. Ezek a területeket dozimetriai célokra nem alkalmasak. Besugárzás után, a sárga festék miatt zöldes árnyalatú lesz a film, nem sötétkék, mint az előző generációk esetében.[6]

A különböző típusú filmek abszorpciós spektrumának alakja hasonló, a 3. ábrán látható az MD-55-2-es típusú film és az általam használt EBT2 QD+ elnyelési spektrumai.

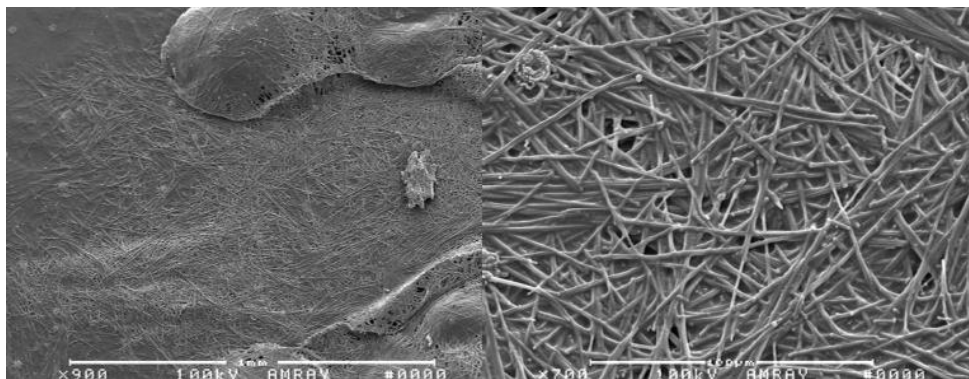


3. ábra – a. MD-55-2 és b. EBT2 elnyelési spektrumai

A látható tartományban két fő abszorpciós csúcsa van 617 és 675 nm hullámhosszon. A filmeknek alapállapotban is van optikai denzitásuk, amit a film színes polimerjei okoznak, ezt vagy minden egyes film esetében levonjuk, mint háttér (a régebbi filmeknél és elemzési módszereknél ezt alkalmazták), vagy megadjuk, mint nulla dózist a kalibráló sorozatban. Az MD-55 exponátlan állapotban átlátszó, míg az EBT2, sárgás színű. Exponáltan az MD-55 kék, az EBT2 zöldeskék színt kap. Az EBT2 film előnye, hogy a természetes fény nem károsítja annyira, mint a radiográfiai filmet, de az UV sugárzástól védeni kell, mert spontán elszíneződést okoz. Az előző generációs EBT filmek érzékenyek a kék hullámhosszra, az EBT2 már nem, az aktív rétegbe kevert sárga festék miatt, ami erősen abszorbeálja a kék fényt. Ha négy órára mesterséges fényvel megvilágítjuk a filmet, akkor 0.5 %-os eltérés tapasztalható a pixel értékekben a fénytől védett filmhez képest. [12] A gyártó ajánlása szerint, hosszú távú tárolásra száraz, hűvös, sötét hely a legmegfelelőbb.

Az EBT filmek aktív rétegét alacsony rendszámú anyagok alkotják, becslések szerint a hatékony rendszám 6.98. Innen adódik a film vízekvivalens tulajdonsága (víz hatékony rendszáma 7.3). A különböző típusú filmeknél a használt anyagok, és azok mennyisége eltérő lehet gyártónként és modellenként, de mindegyik tartalmaz szenet, hidrogént, oxigént, esetleg lítiumot, amennyiben klórt adalékolnak, akkora film nem lesz vízekvivalens, mivel a klór rendszáma 17.

A 4. ábrán található az EBT2 film nagyított képe, ahol jól látható az aktív polimerek.



4. ábra - EBT2-es film aktív komponenseinek anizotropikus elhelyezkedése

Forrás: <http://www.ashland.com/Ashland/Static/Documents/ASI/Advanced%20Materials/lewis-radiochromic-film.pdf>

A film aktív rétegének molekulái véletlenszerűen orientáltak, nincs kitüntetett irányuk, ami a 4. ábrán is látszik. A szkennelő fénye, ha csak ezen a rétegen haladna át polarizálatlan lenne, de az aktív réteget borító védő és borító rétegek molekulái rendezettebbek. Emellett a rétegek vastagsága, sűrűsége és fényelnyelő képességei is különböznek. A kiolvasó fénye áthaladva különböző tulajdonságú és molekula orientáltságú rétegein egyfajta polarizációt szenved. Ezért fontos, hogy mindig ugyanazt az orientációt használjuk a beolvasás során. [14]

A polimerizáció körülbelül 100 μ s-al a besugárzás után kezdődik. A polimer relatívan zsugorodik a monomerhez képest. A kezdeti gyors fázist egy lassúbb követi, ahol a változás az eltelt idő logaritmusával arányos. A besugárzás után 24-48 h-ban stabilizálódik. A protokollok készítésénél figyelembe kell venni a besugárzás utáni változásokat, a film sötétedését. [16]

3.2.1 Filmek kezelése

A filmet védeni kell a portól, az ujjlenyomatoktól és a mechanikai behatásoktól. Munka közben hintőpornélküli gumikesztyű használata javasolt. Az esetleges zsíros szennyeződéseket (ujjlenyomat) egyes szakirodalmi ajánlások alapján alkohollal le lehet törölni, mivel a dóziseloszlásra ez nincs hatással, bár a film elemzésénél a megjelenő csíkok hibát okoznak, de ez még mindig kisebb, mint a zsíros szennyeződéstől eredő hiba.

A filmek tetszőlegesen méretre vághatóak, a vágás mentén sérülések keletkeznek és ezek a területek nem használhatók dózismérésre. Vágás után legalább egy napot pihentetni kell a filmeket és utána lehet besugározni, mert ennyi idő kell, hogy a film monomerjei rendeződjenek. Nagyon fontos, hogy megjelöljük a filmeket, hogy később ugyanabban az orientációban tudjuk pozícionálni, és a szkennelést is így kell elvégezni. A filmet vízfantomban is lehet használni,

bár körülményes az elhelyezése mivel fixálni kell, hogy ne mozogjon. Vízben a film homályossá válik, mert az éle nincs lezárva, és a víz beszívárog a rétegek közé, kiértékelés előtt jól ki kell szárítani, de várhatóan hatással lesz a film érzékenységére.

3.3 Kiolvasó eszközök alkalmazása

3.3.1 Denzitométer

A radiográfiai filmeket denzitométerrel elemzik. Ez az eszköz a filmek sötétedésének mérésére szolgál. Az optikai denzitás (OD) logaritmikusan függ a leadott dózistól, ahogyan azt az 1. képletben ismertettem. Az általam használt Victoreen 07-443 típus számú denzitométerhez radiográfiai kalibráló sorozat is tartozik. Megpróbáltam a radiokróm filmeket kielemezni denzitométerrel. Ehhez először újra kalibráltam, majd dózisprofil és mélydózis görbék elemzésével vizsgáltam, hogy használható-e önelőhívó film kiértékelésre.

3.3.2 Szkenner



5. ábra – EPSON Expression1000 XL szkennert

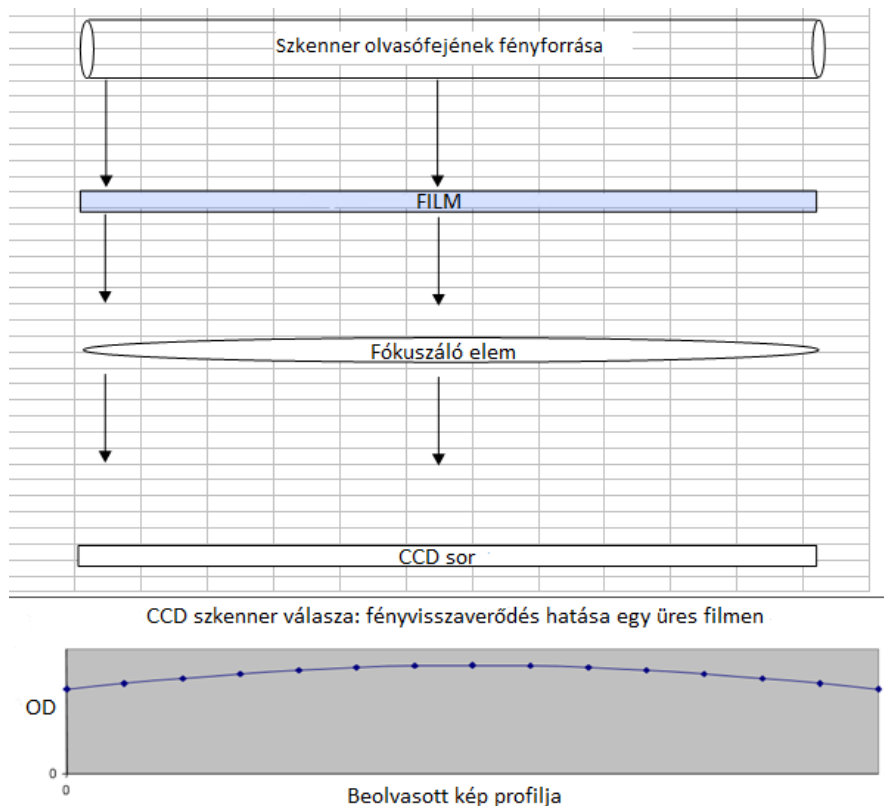
A filmek kiértékelését lehet denzitométerrel végezni egyszerűbb dóziseloszlások mérésénél, de sokmezős terv kiértékelésére alkalmatlan. Filmek kiértékelésénél a szkennert denzitométerként funkcionál. A radiokróm film nagy előnye, hogy jó felbontású lap szkennelhető, ami megkönnyíti a film elemzését és archiválást. A filmek digitalizálására EPSON Expression 10000 XL

Photo szkennert használtam, A3-as lapolvasó felülettel (5. ábra). Ahhoz, hogy a filmek beolvasása során minimalizálni tudjuk a dozimetriai bizonytalanságokat, meg kell vizsgálnunk, hogyan viselkedik a szkennert a film beolvasásakor. Munkámban elemeztem a következő lehetőségeket: a film mindkét oldali beolvasásának használhatósága, a film álló és fekvő orientációjának hatása, a film pozícionálása a szkennert felületén, többszöri beolvasás hatása a filmre, a szkennert beolvasási felületének uniformitása, a készülék bemelegedésének hatása [15] A lapolvasók mechanikai felépítése befolyásolja a filmkiértékelés eredményét. A szkennert alapelemei:

1. olvasófej, ami fénycsövet, érzékelőt és tükröt tartalmaz,
2. üvegfelület, amire a film kerül,

3. fejmozgató motor és az elektronika,
4. léptetőmotor, ami az olvasófejet mozgatja, az üvegfelület alatt

Az olvasófej alulról megvilágítja a filmet, majd a visszavert fényt tükör segítségével, egy kicsinyítő lencsén keresztül a szkennerek belsejében található fix pontra rögzített CCD (Charge-Coupled Device) érzékelőre fókuszálja, majd az érzékelő képpé alakítja a beérkező fényt. [17]



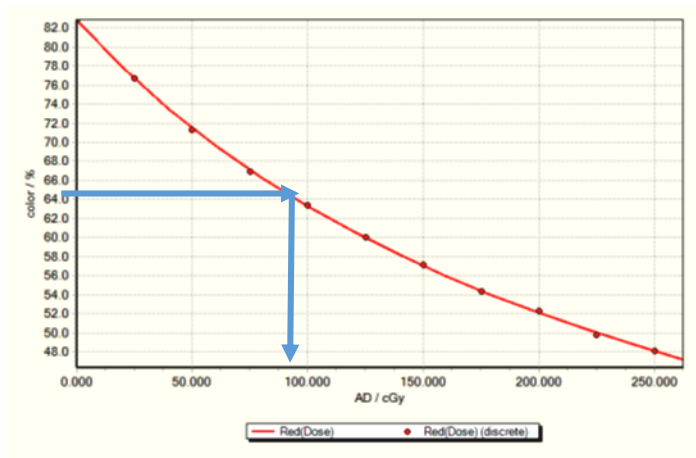
6. ábra - CCD szkennerek felépítésének hatása a film profilján mért OD értékekre

A CCD érzékelő optoelektronikai eszköz, amely a fényt kondenzátortöltéssé alakítja, amit a céláramkörök tartalmazó chip dolgoz fel. Minél nagyobb felbontást akarunk elérni, annál több CCD egység kell sorba kötni. Ezek a CCD csövek additívak, tehát külön olvassák ki és tárolják el minden pontnak a vörös, a zöld és kék színértékeit (RGB). A CCD érzékelői egy pont fényének érzékelésére alkalmasak egy időben, ez a pixel. A CCD egység egy fotométer, ami a ráeső fény mennyiségétől függő analóg feszültséget szolgáltat a kimeneten, ezt ADC konverter digitalizálja. A 6. ábrán a CCD szkennerek felépítése látható, a beolvasó fej fényének többszörös visszaverődései miatt alakul ki a szkennerek felületének szélein az optikai denzitás (OD) csökkenése.

3.4 Az RGB csatornák hatása a filmdozimetria minőségére

Az exponált film optikai abszorpciója változik a hullámhosszal. Az első generációs filmek esetében csak a vörös csatornát használták a filmek szkennelésére, míg napjainkban már a teljes RGB spektrumon szkennelik a filmeket, és szoftveresen határozzák meg, hogy melyik spektrumot alkalmazzák a kiértékeléshez. X , a szkennер adott koordinátájának pixel értéke, a kiválasztott színcsatornán, a d_x , egy X pixel érték optikai denzitása, ami a 2. egyenlettel jellemezhető (\log , tízes alapú logaritmus)

$$d_x = -\log(X), \quad (2)$$

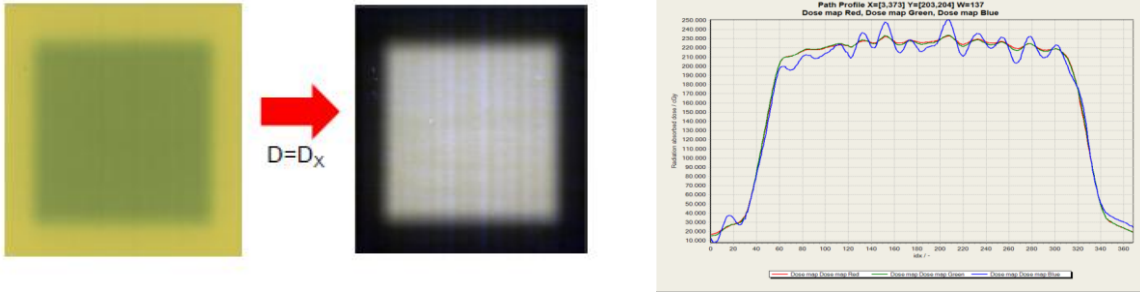


7. ábra - Kalibrációs függvény, ha egy színcsatorna értékeire illesztünk, egy dózisértékhez egy színinformáció tartozik

Minden X értéknek megfelel egy $D(X)$ dózisérték (7. ábra), valamint minden X értékhez hozzárendelődik a zajból eredő ΔX hiba, ami ΔD_X értékkel megváltoztatja a dózis értékét is, a folyamat a következő képlettel írható le:

$$X + \Delta X \leftrightarrow D(X) + \Delta D \quad (3)$$

Ezek a zajok keletkezhetnek a Beer-Lambert törvény alapján a film különböző rétegeinek eltérő vastagsága és sűrűsége miatt, a szkennер felületének különböző érzékenységből, valamint a felületi szennyezésből eredő Newton gyűrűk végett. A leképezett dózistérkép tartalmazza a hibás pixelek által létrehozott dózisértékeket is, ami hatással van a filmdozimetria minőségére.

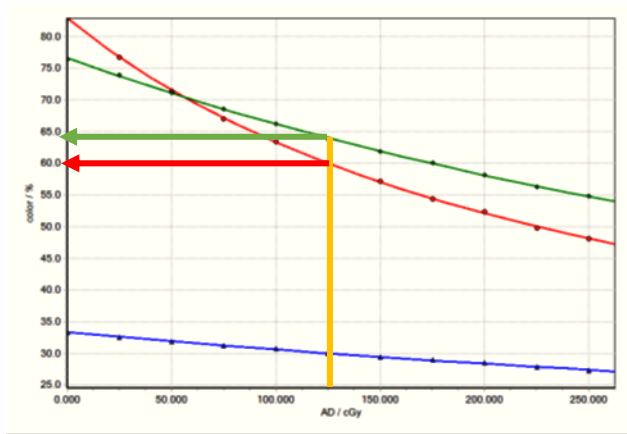


8. ábra - 10x10cm-es, nyílt mező, dózistérképe és profilja különböző színcsatornákon
 Forrás: http://www.filmqapro.com/Documents/Lewis_Radiochromic_Film_20120209.pdf

Ha ezt a módszert eredményesen akarjuk használni, akkor korrigálni kell a képet például a kalibráláskor létrehozott szkennert uniformitás korrekciós mátrixával.

A **két csatornás** dozimetriát ritkán alkalmazzák, ebben az esetben a kék csatorna segítségével csak azokat a zajokat lehet eltávolítani, amik a film vastagságváltozásából erednek, a 8. ábrán jól látható, hogy a kék csatorna tartalmazza a zajok nagy részét.

A **három csatornás** dozimetria segítségével nagymértékben szétválasztható a zaj a dózistól, külön definiálható a dózistérkép és a hibaterkép. A $C(D)$ dózis indukálta színnek (pixel



9. ábra - kalibráló görbe több színcsatornával

értéknek) három összetevője van, R, G, és B színcsatornákon, és mindhárom tartalmaz dózissal vonatkozó információt (9. ábra és 4. egyenlet):

$$C(D) = \{R(D), G(D), B(D)\}. \quad (4)$$

Az $R(D)$ csatorna tartalmazza a dózisinformáció legnagyobb részét, míg a hibát a $B(D)$ és a $G(D)$ elemzésével határozzák meg. C_{scan} – a szkennert által

beolvasott pixelérték mindhárom színcsatornán (5. egyenlet), a film egy kiválasztott pozíciójában. Ez az érték összetevődik a $C(D)$ dózis okozta elszíneződésből, és a ΔC dózistól független hibából, a hibák (a szkennert hibái, por, újlenyomat stb.) elszíneződést okoznak a filmen, de ez nem a leadott dózistól származik.

$$C_{scan} = C(D) + \Delta C \quad (5)$$

Ha a C_{scan} , beolvasott pixel értékéből levonjuk a dózissal vonatkozó $C(D)$ részt, megkapjuk a hibát. Mivel a filmekben a hiba kis elszíneződést okoz a leadott dózis színváltoztatásához képest, a fent leírt különbség legkisebb értéke lesz a hiba, a következő 6. képlettel felírva:

$$|C_{scan} - C(D)| \rightarrow \min_{\Delta D} \quad (6)$$

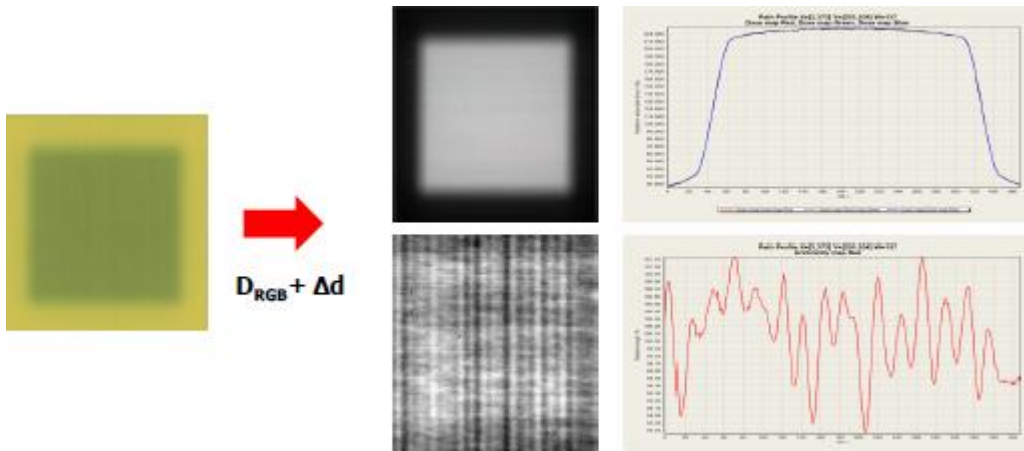
Az 5. és a 6. képlet segítségével szét lehet választani a beolvasott képet dózis- és hibatérképre. dX_{scan} , a beolvasott optikai denzitás a kiválasztott színcsatornán (R,G vagy B)

$$dX_{scan}(D) = dXD(D) \cdot \Delta d, \quad (7)$$

ahol a dXD - a dózis kalibrációs függvény, a Δd pedig a zaj. A zaj (disturbance) Δd független a dózistól, de tartalmazza a szkennelés közben előforduló hibák összességét

A 8. ábrán jól látszik, nem minden színcsatorna adja ugyanazt a dózisértéket, a vörös és a zöld csatorna eredményei nem térnek el nagyban egymástól, de a kék csatornái igen. A φ függvényben páronként kivonják a jelölt színcsatorna adta dózisértékeket, így meg lehet kapni, hogy a különböző színcsatornákon mért dózisértékek mennyire térnek el egymástól, ezekkel az eltérésekkel különíthető el a hiba a dózistól.

$$\varphi(\Delta d) = (D_R - D_B)^2 + (D_B - D_G)^2 + (D_G - D_R)^2 \rightarrow \min_{\Delta d} \quad (8)$$



10. ábra - Kalibráló görbe több színcsatornával, szét lehet választani a dózisinformációt a zajtól
 Forrás: http://www.filmqapro.com/Documents/Lewis_Radiochromic_Film_20120209.pdf

Ezzel a módszerrel szétválasztható a zajt tartalmazó rész. Kapunk egy dózis térképet és egy zaj térképet a 10. ábrához hasonlóan, a FilmQAPro kiértékelő szoftver ezt meg is jeleníti. [7]

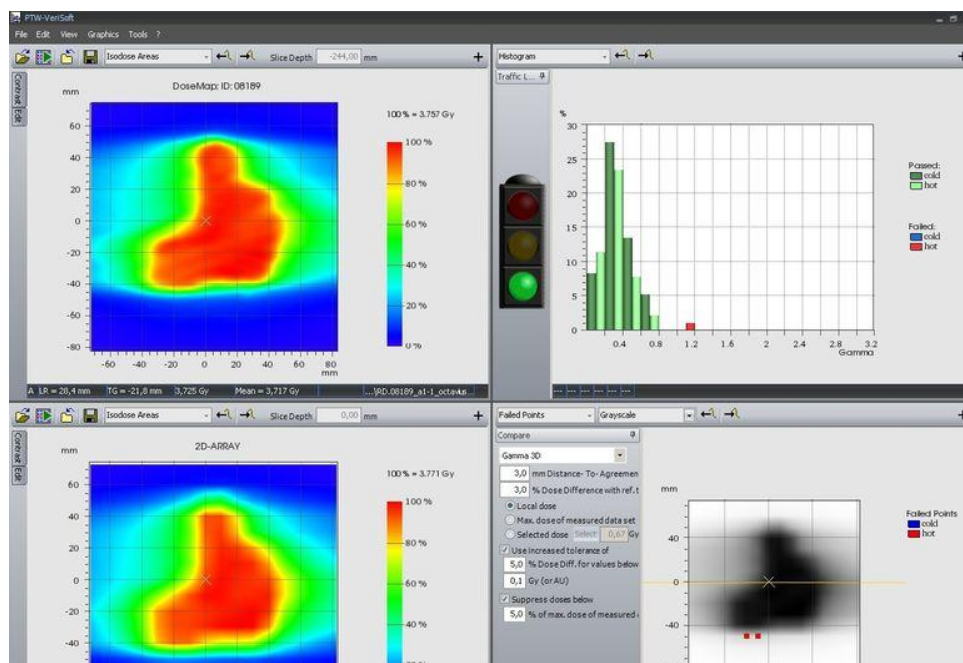
3.5 Kiértékelő szoftverek

A filmeket digitalizálás után többféleképpen lehet elemezni. Gyakran a kutatók saját programokat írtak például Matlab-ban, vagy képszerkesztő szoftvert használnak (Image J). A legtöbb dozimetriával foglalkozó cég saját filmdozimetriára alkalmas szoftvert hoz létre, ilyen a például a PTW Mephysto programja. A FilmQAPro célzottan csak a radiokróm filmek

elemzésére specializálódott. Filmelemzéssel foglalkozó weboldal a radiochromic.com, ebben az esetben a felhasználónak nincs rálátása az elemzés folyamatára.

Minden szoftver esetében fel kell vennünk egy kalibrációs görbét, ahol a pixel értékekhez, azaz OD-hez, ismert dózisértékeket rendelünk. Az elemzés folyamán a vizsgált film szkennelt képének pixeljeihez a szoftver a sötétedésnek megfelelő dózisértéket rendel, így meghatározva az adott besugárzás dózistérképét. A zaj csökkentése érdekében a régebbi filmeknél szükséges volt egy nem exponált film beolvasása, de az új generációs filmek esetében ez nem már elhagyható.

3.5.1 PTW Mephysto



11. ábra – PTW VeriSoft képernyője négy részre van osztva, a bal oldali két ablakok egyikébe a film dóziseloszlását kell megnyitni a másikba a tervezőrendszerből exportált dóziseloszlást, a jobb alsó ablakban a gamma kritériumokat adhatjuk meg, a jobb felsőben pedig az eredmények láthatók

Ez a szoftver külön modulban kezel minden lépést: kalibrálást, dózistérkép készítést és a különböző módszerekkel készült dózistérképek összehasonlítását, ez kissé lassítja és zavarja a munkamenetet, a folyamatos mentések, megnyitások és dokumentálások miatt.

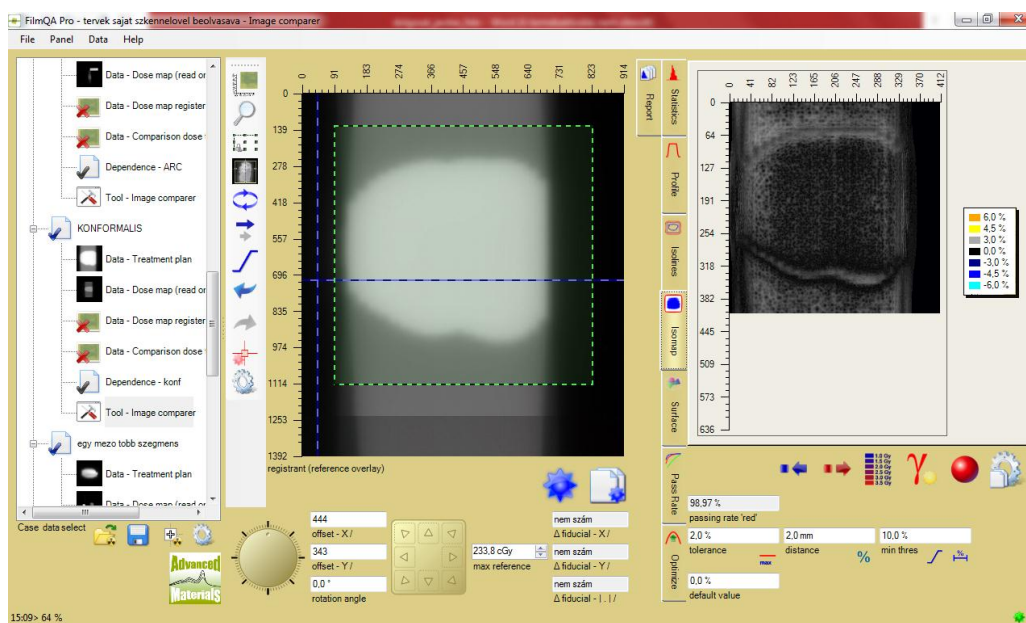
A dózistérképet generáló modulba, a „Film and Image Analysis”-be kell beolvasni az elemezni kívánt képet, dokumentálni a paramétereit, majd kijelölni a ROI-t, és behívni a kalibráló fájlt, ezekből generál a program egy dózistérképet. A dózistérképen lehet profilokat mérni, illetve háromdimenziós dóziseloszlást is. A besugárzási tervek esetében a tervezőrendszerből

kiexportált kétdimenziós dóziseloszlást hasonlítottam össze a filmmel kapott dóziseloszlással a „VeriSoft Patient Verification” modul segítségével, a szoftver kezelőfelülete a 11. ábrán látható. Az automatikus illesztő funkcióval fuzionálja a két képet. Figyelni kell arra, hogy a két dózistérkép esetében ugyanolyan nagyságrendű mértékegységben legyenek megadva a dózisértékek, és a két kép ugyanolyan irányítottságú legyen. Profilokat is össze lehet hasonlítani, és kétdimenziós gamma analízis is végezhető.

3.5.2 FilmQAPro szoftver

Az Ashland, Advanced Materials, által támogatott szoftver célzottan a GafChromic filmek elemzésére lett kifejlesztve. Pár hónapos használatra ingyenesen letölthető, és a részletes használati utasítás elérhető a következő weboldalon: www.filmqapro.com.

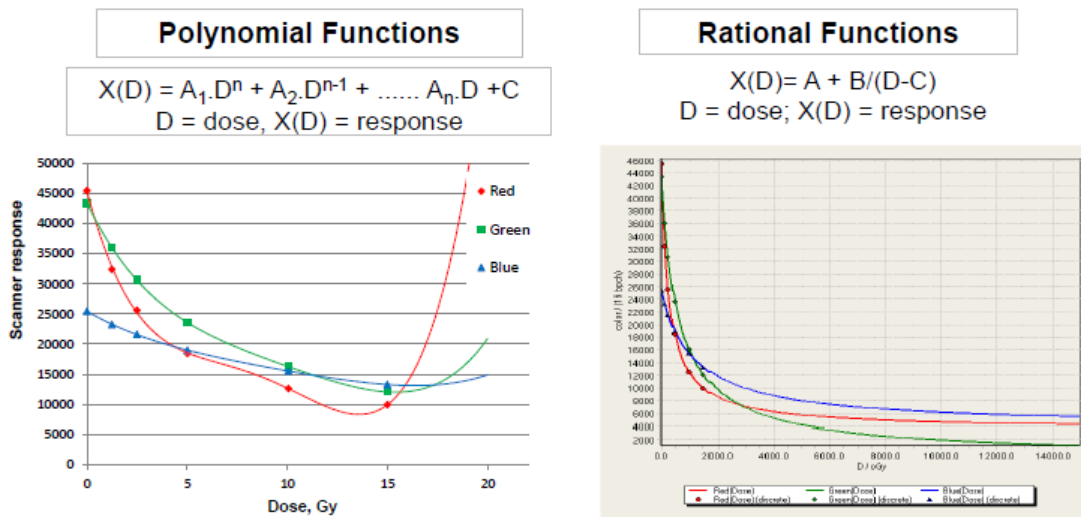
Előnye, hogy egy programon belül, mappákba rendezve minden, a filmmel kapcsolatos tevékenységet el lehet végezni. A kompakt kivitelezése miatt elsőre nehézkesnek tűnik a használata. A szoftverben egy modulon belül lehet kalibrálni, dózistérképet létrehozni, profilokat mérni és összehasonlítani. A szoftver kezelőablaka a 12. ábrán látható. Kalibráláshoz itt tetszőleges nagyságú területet lehet választani, és újra kalibrálásra is van lehetőség. Újítás, más szoftverekhez képest, hogy mindhárom színcsatornát használja a filmek elemzéséhez.



12. ábra - FilmQAPro kezelőfelülete terv összehasonlítóskor. Bal oldali ablakban az egyes dokumentumok képek, és dózis térképek szerepelnek, középen a dózistérkép vagy a film látható, a jobb oldali ablakrészben pedig az alul megadott gamma kritériumnak megfelelő skálázott hibaterkép.

A klasszikus nézet szerint a kalibrációs értékekre polinom függvényt kell illeszteni, de ez nem felel meg a film alapvető tulajdonságainak, a függvény oszcillálhat az értékek körül (13. ábra). Polinom illesztéssel is lehet jó eredményeket elérni, de a racionális függvénnyel való illesztés jobban követi a film viselkedését. A függvény a következő alakban írható fel, ahol d_x , az optikai denzitás a D dózison és az X hullámhosszon. a_x, b_x, c_x az illesztésből származó konstansok.

$$d_x = -\log\left(\frac{a_x + b_x D}{c_x + D}\right) \quad (9)$$



13. ábra - Kalibrációs függvény illesztése polinom és tört függvénnyel
 Forrás: http://www.filmqapro.com/Documents/Lewis_Radiochromic_Film_20120209.pdf

A használt racionális függvény:

$$X(D) = A + B/(D - C) \quad (10)$$

ahol a D a dózis, az A, B, C paraméterek, és az X(D) a szkennelvény válasz.

Egy másik klasszikus nézet szerint csak a vörös csatornát kell használni a kiértékeléshez, mert az hordozza a dózissal kapcsolatos legtöbb információt. Ez igaz, de Andre Micke és David F. Lewis 2011-es tanulmánya alapján megállapítható, hogy a több csatornás filmdozimetriának számos előnye van, kiküszöbölhetők vagy csökkenthetők a szkennelés folyamán keletkező bizonytalanságok, mint a film pozicionálásából, illetve az aktív rétegvastagság változásából eredő hibák. Az új megközelítés alapján a radiokróm film beolvasásakor a három színű csatornára (R, G, B) különböző válaszjeleket kapunk, a szín-dózis válasz görbék is különbözőek, ez lehetővé teszi a beolvasott kép két részre bontását, egy dózissal függő, valamint egy dózissal függetlenre. [7] A dózissal független rész a zajokról, artefaktumokról és az esetleges fedő réteg

vastagság eltérésekről ad információt, így a kép egy dózis és egy hiba térképre bontható fel, ez alapján működik a FilmQAPro is.

4 Mérési feladatok

4.1 Film dozimetriai tulajdonságainak vizsgálata

Bármilyen doziméter biztonságos alkalmazásának alapfeltétele, hogy ismerjük az eszköz tulajdonságait, működési mechanizmusát, előnyeit, hátrányait, és tisztában legyünk korlátaival. A filmet, hitelesített doziméterhez hasonlítva, relatív dózismérésre használhatjuk.

4.1.1 Kalibrálás

Minden csomag filmet külön kalibrálni kell, mert a gyártási folyamatukban lehetnek olyan különbségek, amik hatással vannak a filmek minőségére.

A filmekkel való munkám során két kalibráló sort készítettem.

1. Az első sorozat kilenc darab 4×4 cm²-es filmet tartalmaz, dózismaximumban mérve szilárdtest fantomban. A kalibrációhoz 6 MV-os fotonenergiát használtam, 500 MU/perc dózisteljesítményen. Az 1. táblázatban láthatók a kalibrálás folyamán alkalmazott dózisértékek, illetve a 14. ábrán látható maga a kalibráló sorozat.



14. ábra - Első kalibráló sorozat

1. Táblázat: Első kalibráló sorozat dózisa

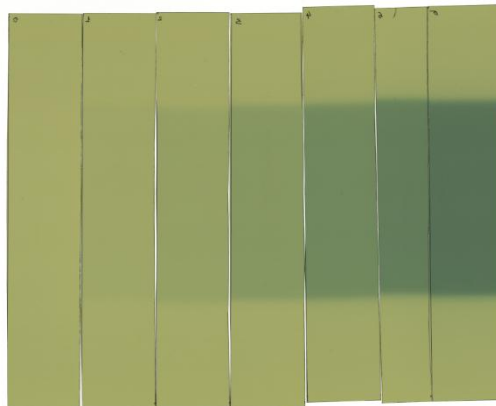
Jelölés	1	2	3	4	5	6	7	8	9
Dózis (cGy)	15	30	60	100	120	150	180	200	240

A kalibrációs sorozat 10. értéke a nulla dózis érték, amit a nem exponált film szkennelésével határozunk meg.

2. A második kalibráló sorozat 7 filmet tartalmaz, 5 cm mélységben sugaroztam be a 2. táblázatban látható dózissal. A filmek mérete 3,81cm × 20,03cm volt, a kalibráló sorozata 15. ábrán látható.

2. Táblázat: Második kalibráló sorozathoz tartozó dózisok és monitoregysége

Jelölés	0	1	2	3	4	5	6
MU	0	20	50	100	200	300	400
Dózis (cGy)	0	19,1	47,7	95,5	191	286,5	382



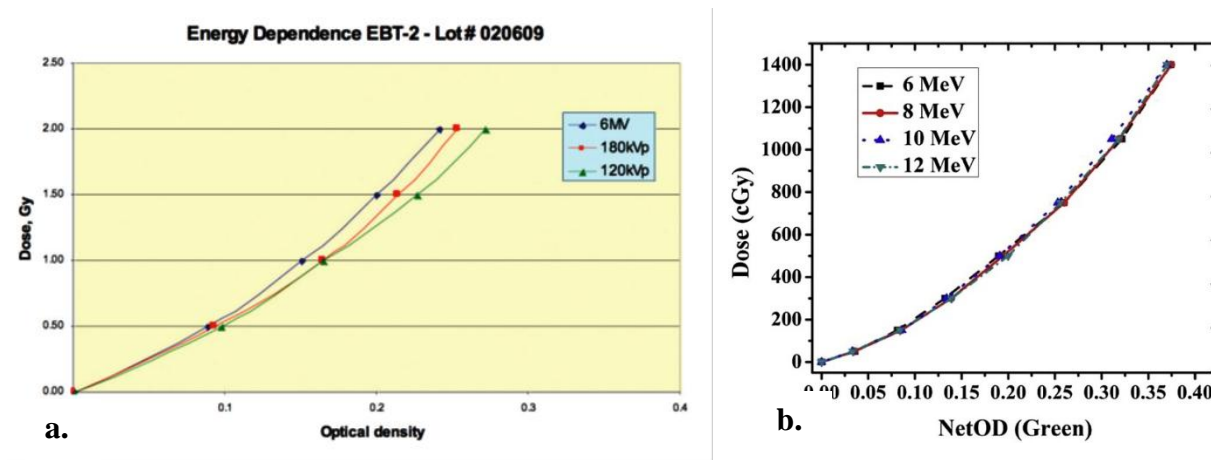
15. ábra - Második kalibráló sorozat "One Scan" protokoll ajánlása alapján

4.1.2 Dózisteljesítmény függés

Az ideális detektor működése független a dózisteljesítménytől, ez fontos szempont, ha olyan besugárzási tervek kiértékeléséhez akarjuk használni, amiknél folyamatosan változik a dózisteljesítmény, például IMRT vagy ívbesugárzás esetében.[14]

A dózisteljesítmény függés vizsgálata esetében 4×4 cm²-es filmeket sugaroztam be szilárd vízfantomban, 6 MV fotonenergiával, 1.5 cm mélyen dózismaximumban, FBT=98.5 cm. A kísérletet három dózisteljesítményen (100, 400, 600 MU/perc) és három dózissal végeztem el (1,2, és 3 Gy).

4.1.3 Energiafüggés



16. ábra - EBT2 film energiafüggése kV-os (a. ábra) és MV-os (b. ábra) fotonenergiákon
Forrás:a.ábra:<http://www.ashland.com/Ashland/Static/Documents/ASI/Advanced%20Materials/ebt2.pdf>
b. ábra: http://www.physicamedica.com/cms/attachment/2018447891/2038631195/gr1_lrg.jpg

A szakirodalom alapján a film energia függetlennek tekinthető a MV-os energiákon, ahogy ez a 16. ábrán is látszik. Ez az energiafüggetlenség előny, más doziméterekkel szemben, mert mérés előtt nem kell újra kalibrálni a különböző energiákon. Ha kilovoltos energián akarjuk használni, akkor új kalibráló sort kell felvenni.[14]

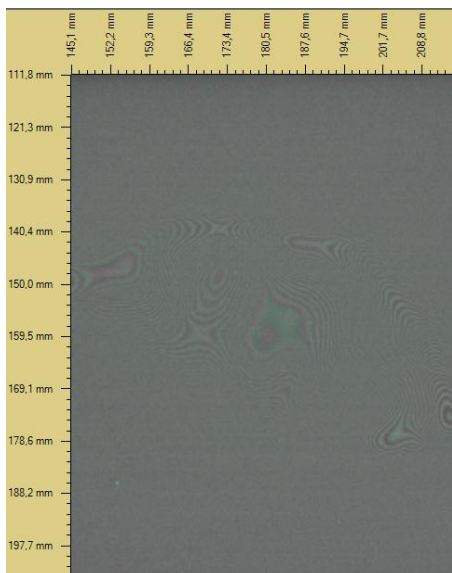
Az energiafüggés vizsgálata során 10×10 cm²-es nyílt mezőkkel sugaraztam be a filmeket 500 MU/perc-es dózisteljesítményen. A 4×4 cm²-es filmeket vízekvivalens fantomba helyeztem, és mindig az aktuális energiának megfelelő dózismaximumban mértem. A kísérletet három energián (6, 10, 18 MV) és három dózissal végeztem el (1,2, és 3Gy).

4.1.4 Uniformitás

Egy detektor ideális esetben egységes választ ad, pozíciótól függetlenül. A filmek uniformitását mikroszkopikus és makroszkopikus szinten lehet vizsgálni. A mikroszkopikus uniformitás az optikai denzitás fluktuációját jelenti a képpontokon, ez az érték megmutatja, hogy mekkora bizonytalansággal lehet kiolvasni az azonos dózissal besugarazott képpontok denzitását.[14]

Mikroszkopikus uniformitási hibákat okozhat a különböző rétegek struktúrája, a filmen mechanikus hatásra keletkezett törések, karcolások, illetve különböző szennyeződések (por, ujjlenyomat). A kiértékelő eszköz hibájából is adódhatnak eltérések, pl. a kiolvasó térbeli felbontása is befolyásolhatja a hiba nagyságát. Amennyiben $1 \mu\text{m}$ átmérőjű porszemcse kerül a film felületére, azt beolvastva egy olyan szkennelvel, aminek a térbeli felbontása 1mm, már nem elhanyagolható hibát okoz a leképezésen. Jó felbontású olvasóval ez nem okoz számottevő eltérést.

A makroszkopikus hibák okozta egyenetlenségek létrejöhetnek az aktív réteg fizikai, illetve kémiai tulajdonságai miatt, esetleg a használt denzitométer, vagy más leképező eszköz szisztematikus hibáiból. Ezek a várt értéktől eltérő (alul vagy felül becsült) területeket hoznak létre. A makroszkopikus hibák a filmgyártás folyamán is keletkezhetnek, ezért értékük csomagolásonként változhat.

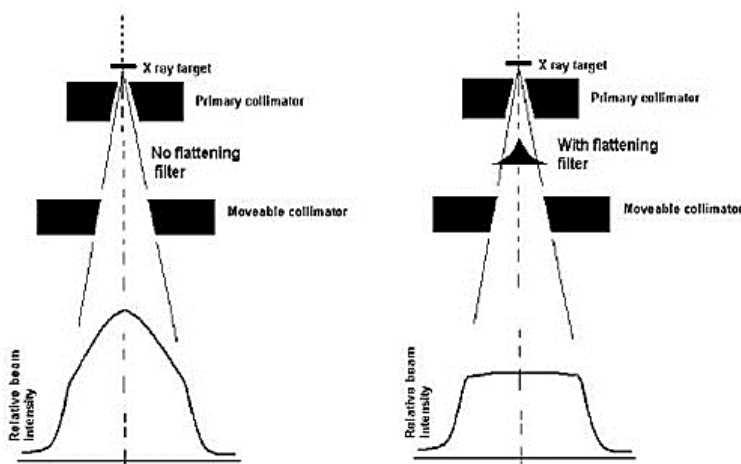


17. ábra - Szkennelés során jelentkező Newton gyűrűk okozta hiba

„Interference fringe effect”

A 17. ábrán látható hiba, nem lehet vágásból származó széli effektus, mert a film közepén van. A film nem teljesen párhuzamosan simult a szkennner lapjára, porszem okozta légrés miatt a tapogató fény többszöri visszaverődése okozza a Newton gyűrűkhöz hasonló mintázatot. Ezek a hibák kézi denzitométerrel mérve valószínűleg nem is jelentkeznek, mert nem lehet ilyen sűrűn mintavételezni, esetleg egy-egy kiugró értéket kaphatunk.

4.1.5 Mélydózis görbe meghatározása filmdozimetriával



18. ábra– Gyorsító-fejben található kiegyenlítő szűrő hatása a dózisprofilra

Forrás: <http://o.quizlet.com/X-fARZPXjMT4MO0sUAcQyA.jpg>

A filmmel lineáris gyorsító mélydózis görbét is meg lehet határozni, igaz nem használható abszolút doziméterként, de relatív mérésekre alkalmas.

A filmet függőlegesen, két 10 cm vastag vízekvivalens téglatest közé helyeztem. A forrás-film távolság 100 cm volt, 2 Gy dózissal sugaraztam be a filmet, 500 MU/perc dózisteljesítményen. A

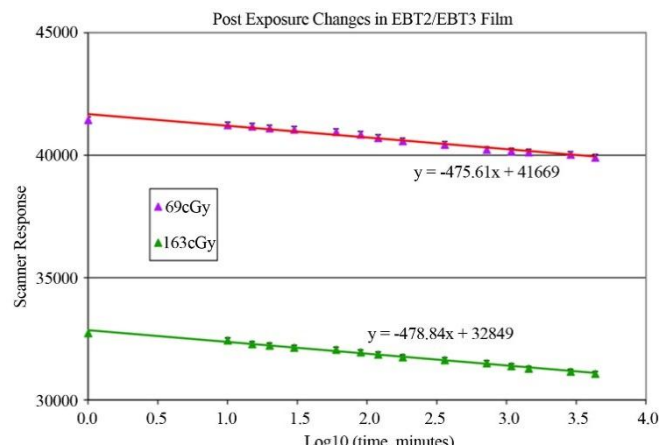
vizsgálatot 6 MV fotonenergián végeztem el kiegyenlítő szűrővel (18. ábra) és kiegyenlítő szűrő

nélkül (FFF –flattening filter free), az így kapott dozimetriai filmeket szkenneltem, és elemeztem több kiértékelő szoftverrel, valamint denzitométerrel is megmértem a denzitást. Az eredményeket összehasonlítottam a gyorsító bemérése során kapott mérési eredményekkel, amiket ionizációs kamrával és félvezető detektorral mértünk.

4.1.6 Dózisprofilok mérése

Dózisprofilok vizsgálatát három mezőméreten végeztem el: 5x5 cm², 10x10 cm², és 15x15 cm². Minden esetben 6 MV fotonenergiát alkalmaztam, a filmeket szilárd vízfantomban pozícionáltam, dózismaximumban.

4.1.7 A radiokróom filmek sötétedésének időfüggése



19. ábra - Besugárzás és kiolvasás közti eltelt idő hatása a film elszíneződésére

Forrás: <http://file.scirp.org/Html/5-2660050x/e12a5639-1857-4ee3-a2c3-01f0ab868e38.jpg>

A radiokróom filmeket nem kell előhívni, besugárzás után rögtön megjelenik a dóziseloszlás, de ez még nem a végleges szín. A polimerizáció folyamatának legnagyobb része lejátszódik a besugárzás pillanatában, de az első 24 órában még változik a szín árnyalata, ezért javasolja a gyártó, hogy film elemzése előtt várjuk ki ezt az időt, hogy pontosabb eredményeket kapjunk, ugyanakkor hosszútávon (hónapok, évek) is megfigyelhető a filmek folyamatos sötétedése. Az újgenerációs filmeknél ez a jelenség enyhébb mértékben jelentkezik. Az irodalmi értékek a 19. ábrán láthatók az EBT2 és EBT3 filmek esetében 69 és 163 cGy esetében.

4.1.8 Szkenner tulajdonságainak vizsgálata

4.1.8.1 Szkenner bemelegedési effektusa

A lapolvasóknak, is mint a legtöbb elektronikai eszköznek szüksége van bemelegedési időre, hogy stabil eredményt adjon. Ez egyszerű irodai használatnál, vagy fotográfiai filmek

beolvasásakor nem fontos, de amennyiben denzitométerként használjuk, ki kell várni a bemelegedési időt a pontos eredmény érdekében.

4.1.8.2 Film pozicionálása

A film pozicionálásának vizsgálatához négy módszert alkalmaztam:

1. Az első esetben 13 üres filmet (4 cm x 4 cm) helyeztem el a szkennel felületén, és vizsgáltam az így kapott pixelértékeket, ami alapján meghatározható a szkennel érzékenysége.
2. A második esetben egy üres filmet (20,32 cm × 25,4 cm) olvastam be négy különböző helyzetben, ugyan azt a filmet a szkennel felületének az egyes sarkaihoz illesztettem, az eredmények alapján létre tudtam hozni a szkennel érzékenységi térképét.
3. A harmadik esetben vizsgáltam, hogy változnak-e a pixelértékek az azonos filmek álló, illetve fekvő helyzetben történő szkennelése folyamán, mind üres, mind 1 Gy-el exponált film esetében, a filmek mérete 15 cm × 15 cm volt.
4. A negyedik esetben a 3. pontban vizsgált filmek mindkét oldalát beszkennelem.

4.1.9 Tervek ellenőrzése

A teleterápiás besugárzási tervek minőségellenőrzése a gyors technológiai fejlődések végett egyre nagyobb hangsúlyt kap. Míg 3D konformális tervek esetében nem szükséges minden egyes tervet külön méréssel ellenőrizni, addig a különböző IMRT technikával készült tervek dozimetriai ellenőrzése nélkül nem szabad a betegkezelést megkezdeni.

Az egyéni terv ellenőrzése során a tervezőrendszerből kiexportált dóziseloszlást hasonlítjuk össze a filmen megjelenő, ténylegesen leadott dóziseloszlással. Ilyenkor felfedezhetők az adatátviteli, vagy a besugárzó készülék hibái, pl. MLC mozgásából eredő hiba. A filmeket minden esetben szilárd vízfantomba helyeztem el, az izocentrum síkjában, a film felett 5 cm elnyelő közeg volt, míg alatta 10 cm visszaszóró közeg.

A tervek összehasonlítását gamma analízissel végeztem el, ami olyan kétparaméteres mérőszám, mely megmutatja, hogy mennyire egyezik a mért és számolt dóziseloszlás. A módszer lényege, hogy akkor tekinthető elfogadottnak egy pixel értéke, ha az adott pixel dózisa közelebb van a tervezetthez, mint egy előre meghatározott dóziskorlát, vagy egy megadott távolságon belül talál egy olyan pixelt a tervezett eloszlásban, amivel megegyezik a mért érték, vagyis $\gamma_{norm} \leq 1$

Gamma térkép függvénye γ_{norm} , meghatározható, mint:

Normált differenciál dózis:

$$\Delta D_{norm} = \frac{|D_{dose} - D_{plan}|}{D_{ref} \varepsilon_{dose}} \quad (11)$$

ahol a referencia dózis D_{ref} , ami lehet a terven szereplő maximális dózis (D_{max}) a frakció dózisa (D_{ref}), vagy a terv dózisa D_{plan} .

A normált távolság:

$$\Delta L_{norm} = \frac{|L_{plan} - L_{dose}\{\Delta D_{norm} < 1\}|}{\varepsilon_{dist}}, \quad (12)$$

Ahol az L_{plan} , egy adott pont értéke a képen. A ΔL meghatározásához meg kell keresni a dózis térképen azt a L_{dose} helyet, ahol a ΔD_{norm} a legkisebb.

A normált gamma térkép függvény:

$$\gamma_{norm} = \sqrt{\Delta D_{norm}^2(L_{dose}) + \Delta L_{norm}^2} \quad (13)$$

Ezt minden (ε_{dose} , ε_{dist}) szám párra ki lehet számolni, ezek gamma kritériumnak nevezzük. A dózis toleranciát százalékban kell megadni, a távolságot mm-ben.

A kiértékelő szoftverek a gamma kritériumok és a küszöbdózis megadásával kiszámolják a gamma-indexet. Gamma kritériumnak általában 3% és 3mm-es értékeket alkalmazunk, míg szigorúbb esetekben 2% és 2mm, elemzéskor általában a 10%-nál kisebb dózisos elhanyagolhatók, ezt nevezik küszöbdózisnak. [13]

Általában a tervek ellenőrzéséhez a FilmQAPro által ajánlott "OneScan" kalibrálási protokollt használtam, ami lehetővé teszi a filmek újrakalibrálását, két új film segítségével. Az egyik filmet nem kell exponálni, ez lesz az új nulla érték. A másik filmet 5cm mélyen, fantomban 10 cm × 10 cm-es nyílt mezővel kell besugározni az adott tervben szereplő maximális dózisonál legalább 15-20%-al nagyobb értékkel, esetünkben ez 400 cGy volt, amint ez a 20. ábrán látható. Ezt a két új filmet, valamint a dóziseloszlást tartalmazó filmet egyszerre kell beszkenneálni, így újra lehet kalibrálni a meglévő görbénket, amivel pontosabb eredmény érhetünk el. Ebben az esetben akár 15 perccel a besugárzás után is kiértékelhetjük a filmet, nem kell megvárni a 24 órát.



20. ábra - A "Onescan" protokollnak megfelelő film elrendezés, jobb felső sarkukban jelölve, egy üres kis film és egy a terv maximális dóziséjánál minimum 20%-ánál nagyobb dózissal besugározott kis film, egyszerre beszkenelve. A filmen látható négy pont, az izocentrumot jelöli, ez a film fantomra ragasztása után a lézerek metszésénél kell berajzolni.

A munkámban a következő sugárterápiás terveket ellenőriztem:

- a. Nyílt mezős ellenőrzés
- b. Kismedence, 4 mezős „bokszt” konformális terv,
- c. Egy mezős IMRT „Sliding Window” gantry 0 fokos szögállásánál
- d. „Sliding Window” IMRT terv
- e. Ívbesugárzást - RapidArc - a kezelés alatt a gantry és az MLC is folyamatosan mozognak.[7], [10]
- f. Sztereotaxiás terv tüdő tumorra
- g. Szimultán integrált boost (SIB), ebben az esetben a beteg egy frakción belül kapja meg az elektív térfogat és a szűkítés (boost) dóziséját is.

Mindkét kiértékelő szoftverrel elvégeztem az összehasonlítást.

5 Eredmények és megbeszélés

5.1 Film tulajdonságai

5.1.1 Kalibrálás

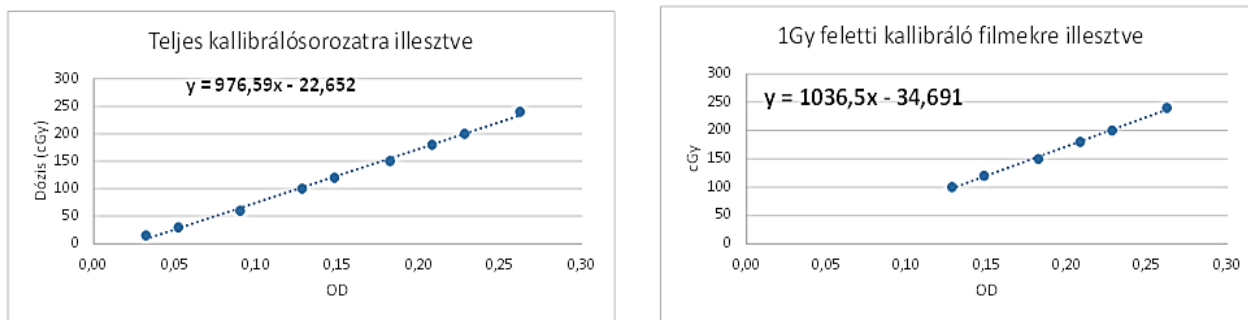
a. Az első kalibrációs görbére kiolvasása denzitométerrel

A nulla értéket egyik esetben a denzitométer gyári kalibráló sorozatának 0 pontjához adtam meg, másik esetben pedig egy üres radiokrómfilmot olvastam be. Az első esetben nagy eltérést tapasztaltam a referencia dóziszokhoz képest, tehát megállapítható, hogy ez a kalibrálási mód nem használható a radiokrómfilmek kiértékelésére. A második módszer esetében kilenc referencia filmet használtam, a 2×2 cm²-s filmek mindegyikét 5 pontban mértem le. Az eredményeket a 3. táblázat tartalmazza:

3 Táblázat: A második módszerrel kapott eredmények denzitométer esetében

Filmek sorszama	1	2	3	4	5	6	7	8	9
Átlag OD	0,03	0,05	0,09	0,13	0,15	0,18	0,21	0,23	0,26
Ismert dózisok (cGy)	15	30	60	100	120	150	180	200	240
Illesztett egyenlet alapján számolt dózis (cGy)	8,11	27,65	64,78	101,90	121,44	154,66	180,07	199,61	232,83
Eltérés	6,89	2,35	-4,78	-1,90	-1,44	-4,66	-0,07	0,39	7,17
Hiba (%)	45,96	7,84	-7,96	-1,90	-1,20	-3,11	-0,04	0,20	2,99
1 Gy feletti értékekre illesztés után									
Számolt	-5,23	15,87	55,97	96,07	117,17	153,05	180,48	201,59	237,46
Eltérés az ismerttől	20,23	14,13	4,03	3,93	2,83	-3,05	-0,48	-1,59	2,54
Hiba (%)	134,8	47,10	6,72	3,93	2,36	-2,03	-0,27	-0,79	1,06

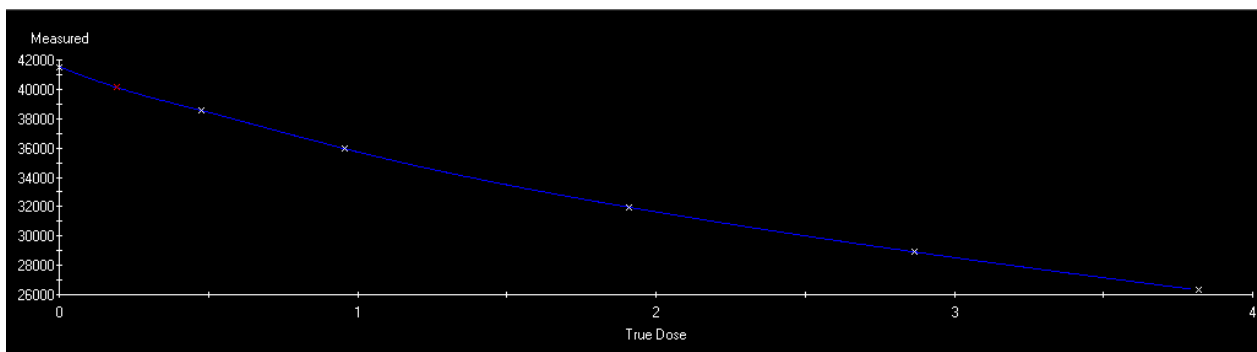
Az optikai denzitások átlag értékeire egyenest illesztve, és az erre felírható egyenletből visszszámolt dózisértékek 1 Gy felett ± 3 %-os hibával visszaadják a referenciadózisokat, az 1 Gy-nél kisebb értékek esetében az adott módszer nem elfogadható. A kalibrációs görbét megpróbáltam csak az 1 Gy feletti értékekre illeszteni, így a hiba ± 0.5 %-kal csökkent (21. ábra).



21. ábra - Egyenessel illesztett kalibrációs görbe, denzitométerrel mért értékekre, teljes sorozattal és 1 Gy felettiakkal

b. Filmek szoftveres kiértékelése

Mindkét kalibrációs sorozatot beszkeneltem és kiértékeltem a módszerekben bemutatott szoftverekkel. A 22. ábrán, illetve az 4. táblázatban láthatók a PTW Mephyst-val, valamint a 23. ábrán és a 5. táblázatban a FilmQAPro-val kapott eredmények. A 6. táblázat racionális függvény illesztési paramétereit tartalmazza.

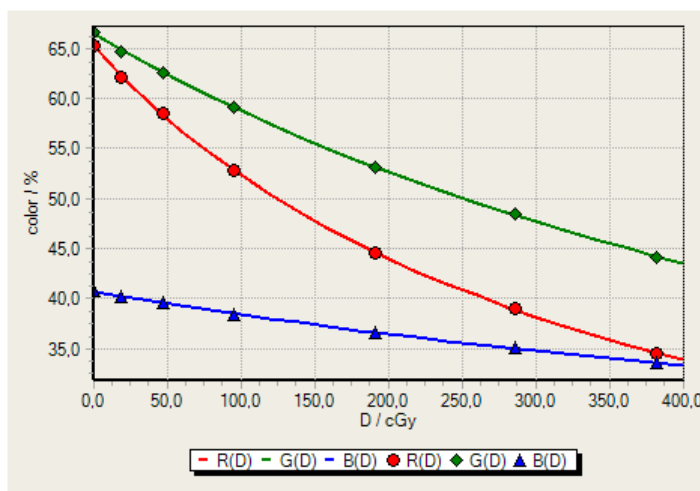


22. ábra - PTW Mephysto kalibrációs görbéje

4. Táblázat: Második kalibrációs görbe illesztett értékei, Mephysto PTW-vel

Jelölés	0	1	2	3	4	5	6
Pixel érték	41523,5	40137,1	38551,5	35963,8	31959,5	28916,8	26308,7
Dózis (cGy)	0	19,1	47,7	95,5	191	286,5	382

5. táblázat - Második kalibrációs görbe illesztett értékei, FilmQAPro-val.



23. ábra - FilmQAPro kalibrációs görbéje mindhárom színcsatornára

Sor-szám	Elyelt dózis (cGy)	R	G	B
0	0,0	65,3	66,6	40,8
1	19,1	62,1	64,7	40,1
2	47,7	58,4	62,5	39,5
3	95,4	52,8	59,0	38,5
4	190,8	44,5	53,1	36,6
5	286,2	39,0	48,5	35,2
6	381,6	34,5	44,1	33,5

6.Táblázat: A FilmQAPro által használt 3. egyenlet kalibrációs függvényhez használt paraméterek

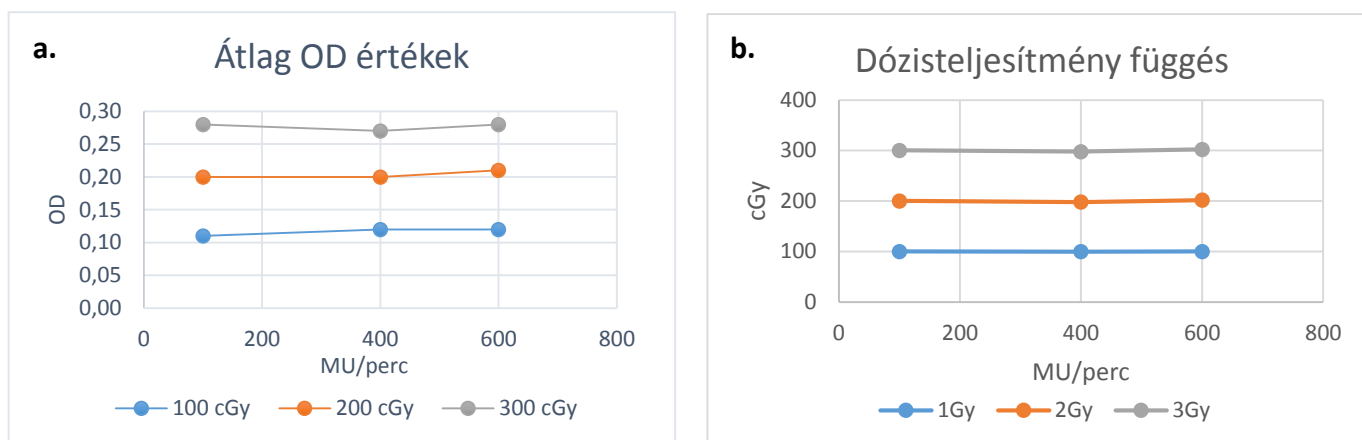
	R csatorna	G csatorna	B csatorna
A paraméter	0,52	-0,006	0,139
B paraméter	2,188	5,165	2,921
C paraméter	-3,649	-7,701	-10,773

A **PTW Mephysto** szoftver polinom függvényt illeszt, ezért nem lehetnek túl nagy lépésközök a kalibrációs dózisok között, mert oszcillálhat a görbe, valamint a szoftver nem választja szét a szín csatornákat, hanem a megnyitott képet szürkeskálázza, és azt elemzi.

FilmQAPro az előzőekben már ismertetett polinom függvényt illeszt, és mindhárom színcsatornát használja a kiértékelésnél.

5.1.2 Dózisteljesítmény függés

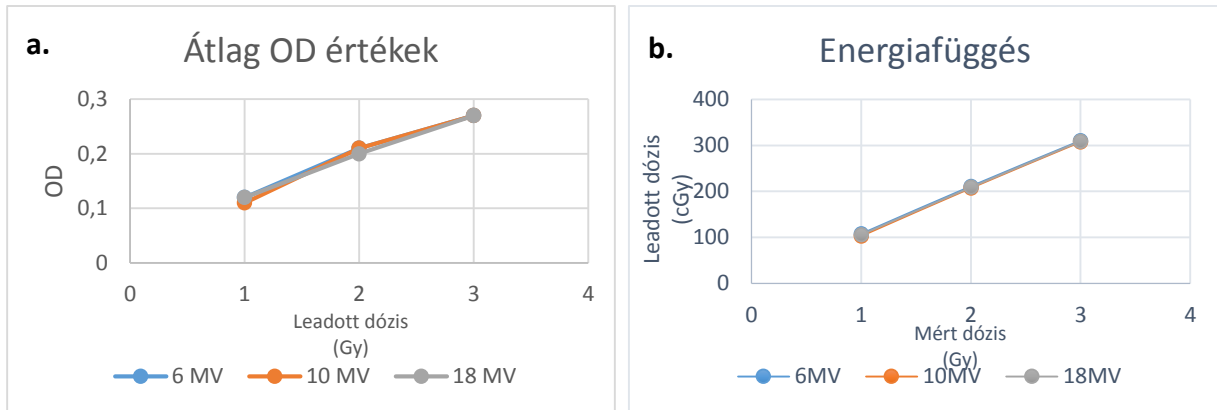
Denzitométerrel történő mérés során, minden filmet öt pontban lemértem, a 24\ a. ábrán látható átlagértékeket kaptam. FilmQAPro szoftverrel kapott értékek a 24\ b. ábrán találhatóak, a két elemzés között minimális az eltérés.



24. ábra – **a.** dózisteljesítmény függés denzitométeres vizsgálatának eredményei.
b. Dózisteljesítmény függés FilmQA Pro-val kiértékelve

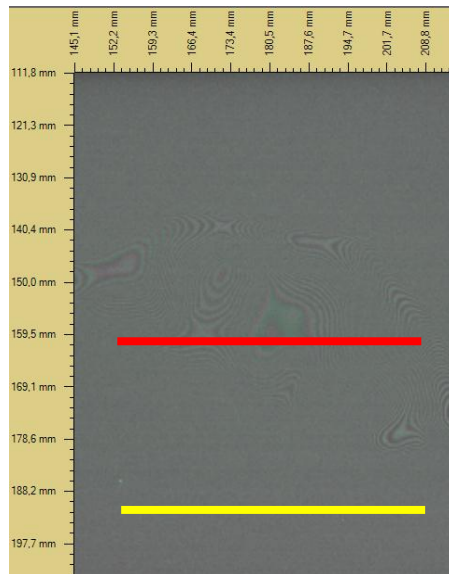
5.1.3 Energiafüggés

A 25/a. ábrán a denzitométerrel mért átlagértékek láthatók, a mérés során, a nullázás üres filmre történt, és minden film öt pontban volt lemérve. A FilmQAPro-val mért értékeken (25/b. ábra) látható, hogy a film megavoltos nagyságrendben gyakorlatilag energia független.

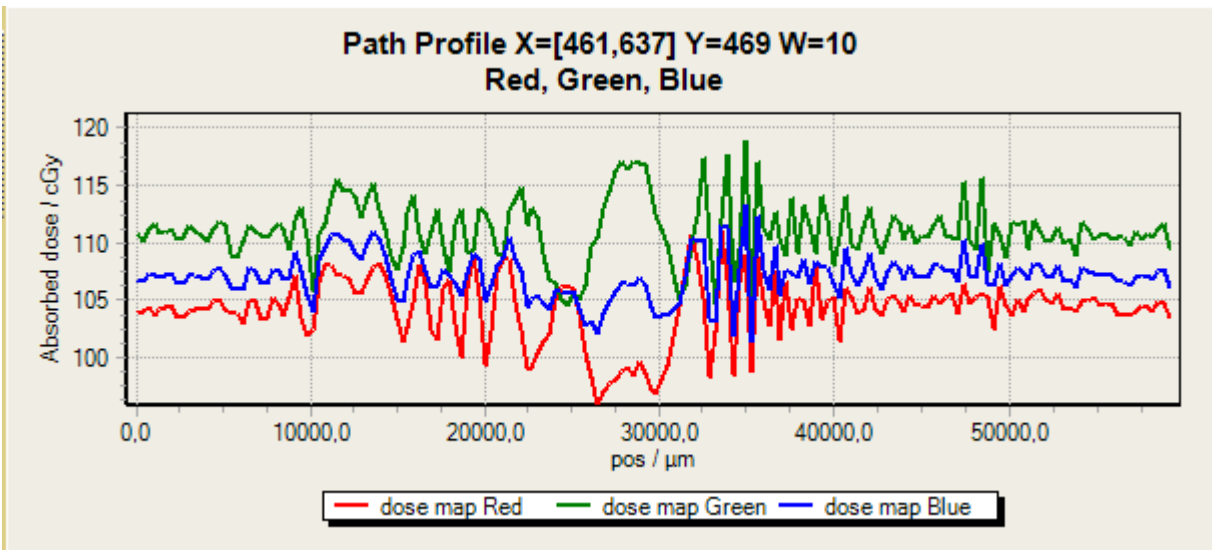


25.ábra – **a.** energiafüggés denzitométer használata esetében, MV-os foton energiákon
b. energiafüggés FilmQAPro-val kiértékelve

5.1.4 Uniformitás



26. ábra – Newton gyűrűk által okozott hiba vizsgálata

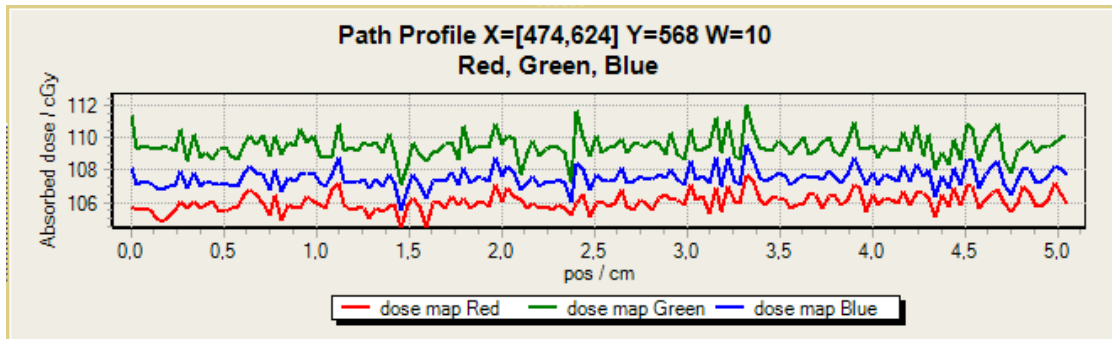


27. ábra - Szkenneléskor kialakuló Newton gyűrűk okozta aretfaktumok dóziszra kifejtett hatása, PTW Mephysto-val kiértékelve

7.Táblázat: A 26. ábrán látható (piros vonal) Newton gyűrűk által okozott eltérések táblázatos ismertetése 1 Gy dózishoz viszonyítva

Forrás	Átlag (cGy)	Std Deviation (±cGy)	Minimum (cGy)	Maximum (cGy)
Vörös	104	4	93	116
Zöld	111	5	97	124
Kék	107	3	97	118

A dóziselemzéshez az RGB-ből a vörös csatornával kapott eredményeket vizsgálják, ez a csatorna a legérzékenyebb a dóziszra, de tartalmazza a képhibákból eredő dózisel téréseket is. A kék csatorna a legkevésbé érzékeny a képhibákból eredő eltérésekre, míg a zöld csatorna adja a legnagyobb hibát a közölt dózishoz képes, érzékenysége a piros csatornához hasonlítható. Általában az szakirodalom a piros és kék csatornák elemzését ajánlja, de az FilmQA Pro figyelembe veszi mindhárom csatorna által mért értékeket, ami a 7. táblázatban látható.



28. ábra –a 26. ábrán látható sárga vonal mentén mért profil elemzése FilmQA Pro-val

A Newton gyűrű mentes részen mérve (26. ábra sárga vonala) FilmQA Pro-val a 28. ábrán látható eredményeket kaptam, az eltérések mértékét a 8. táblázat tartalmazza a különböző színcsatornákon.

8. Táblázat: Artefaktum mentes (28. ábra sárga vonal mentén mért) profil elemzésével kapott eredmények

Forrás	Átlag (cGy)	Std Deviation (cGy)	Minimum (cGy)	Maximum (cGy)
R	106	2	100	119
G	109	3	102	135
B	108	2	102	126

Az előbbi sárga vonal mentén mért értékek a PTW Mephysto szoftver segítségével a 29. ábrán látható eredményeket adta.

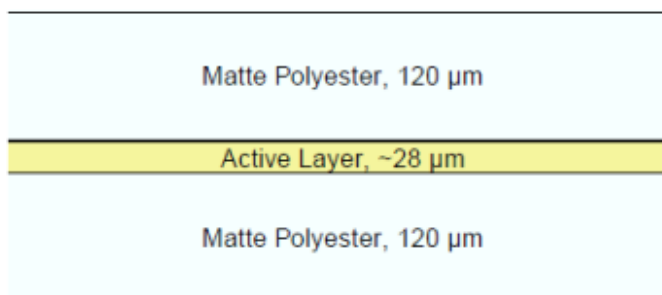


29. ábra - A Mephysto program nem tudja szétválogatni az egyes színcsatornákat.

Besugárzási terv összehasonlításnál ezek a képhibák nem okoznak nagyon nagy dozimetriai eltéréseket a gamma analízis eredményében, de törekedni kell a szkennelés során, hogy minél kevesebb hibát okozzunk.

Az EBT3 típusú filmnél kevesebb gyűrű hiba keletkezik beolvasás során, mert a film szimmetrikus felépítésű, és

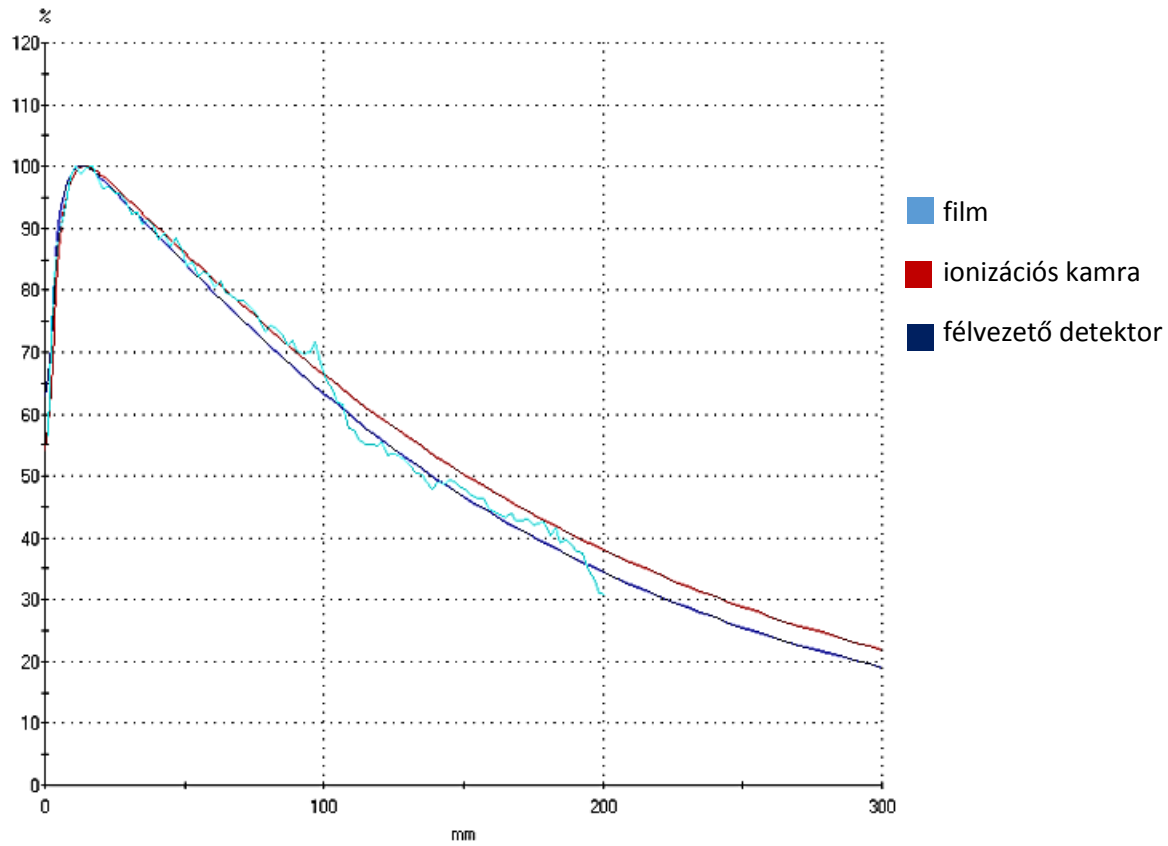
szkenneléskor a „Matte Polyester” fedőrétegbe a szkennер üvegen levő porszemek be tudnak nyomódni, és maximum pont hibát okoznak, ami jóval kisebb, mint a Newton gyűrű által okozott hiba (30. ábra).



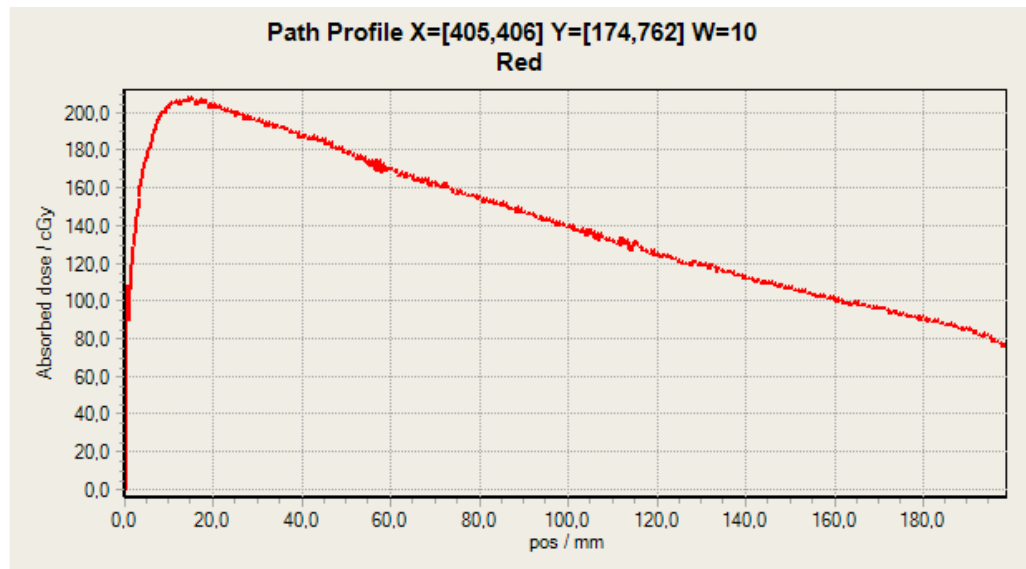
30. ábra - EBT 3 típusú film fedőrétege csökkenti a Newton gyűrűk kialakulását, a porszemmel benyomódnak a külső rétegbe, nem alakítanak ki légrést szkennelés során

5.1.5 Mélydózis görbék

1. 6 MV fotonenergia mélydózis görbéje



31. ábra – Film dozimetriával, ionizációs kamrával és félvezető detektorral mért mélydózis-görbék összehasonlítása 6 MV fotonenergia esetében



32. ábra - Mélydózis görbe FilmQPro-val elemezve 6 MV fotonenergión

Az összes görbét nem tudtam egy grafikonon megjeleníteni, a kiértékelő szoftverek korlátozásai miatt (31. és 32. ábra), de a 9. táblázatban összehasonlítottam az egyes görbék szakaszait.

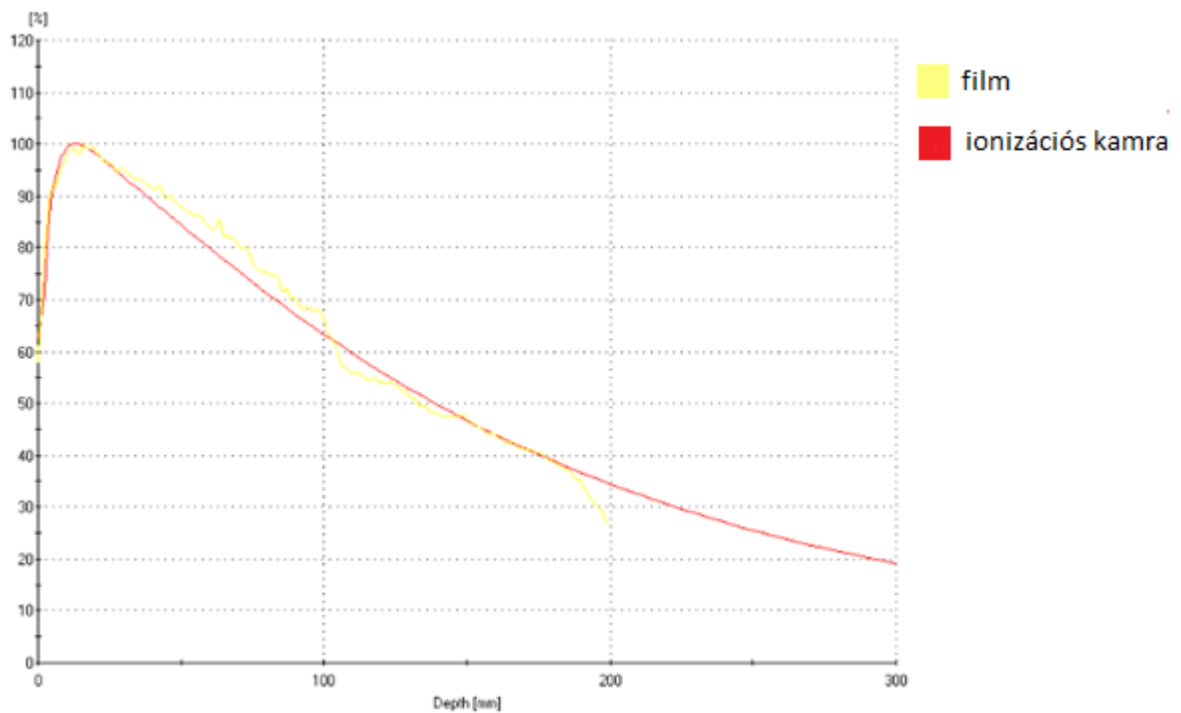
9. táblázat - Mélydózis görbék összehasonlítása 6 MV fotonenergia esetében

Paraméterek	Ionizációs kamra	Félvezető detektor	Film PTW	Film QAPro	Megj.
R100 [mm]	14,01	13,01	14,63	14,6	dózismaximum mélység
R80 [mm]	64,56	59,66	64,49	63	80%-os dózis mélysége
R50 [mm]	151,33	138,76	135,23	137,7	50%-os dózis mélysége
D200 [%]	38,03	34,49	46,68	74,2 (rövid a film)	Dózis érték 200 mm mélységben

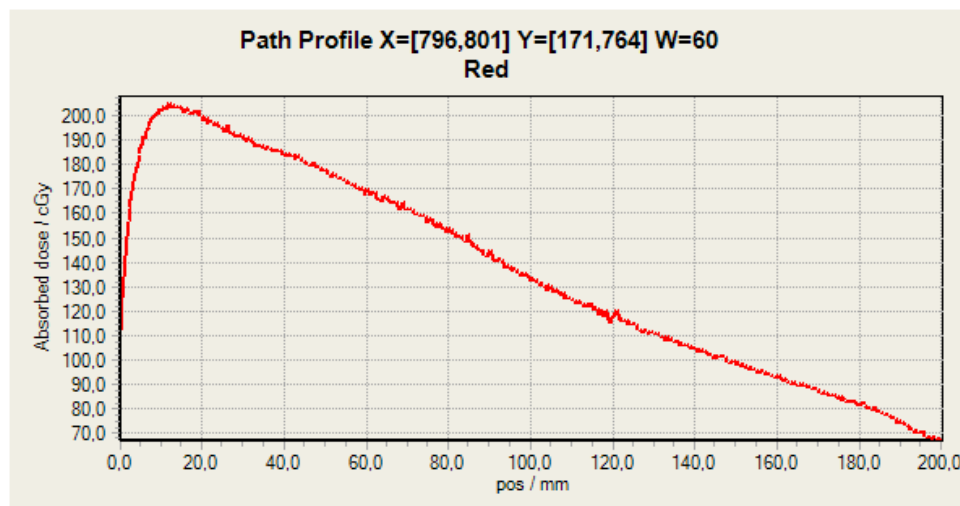
2. Mélydózisgörbe vizsgálata kiegyenlítő szűrő hiánya esetében (FFF - Flettening Filter Free)

6 MV fotonenergián

A film és az ionizációs kamra összehasonlítása a 33. ábrán látható, a FilmQAPro-val kapott görbe a 34. ábrán található.



33. ábra - --Filmel felvett, kiegyenlítő szűrő nélküli 6MV fotonenergia mélydózis görbéjének összehasonlítása ionizációs kamrával mért görbével. PTW Mephysto-val kiértékelve.

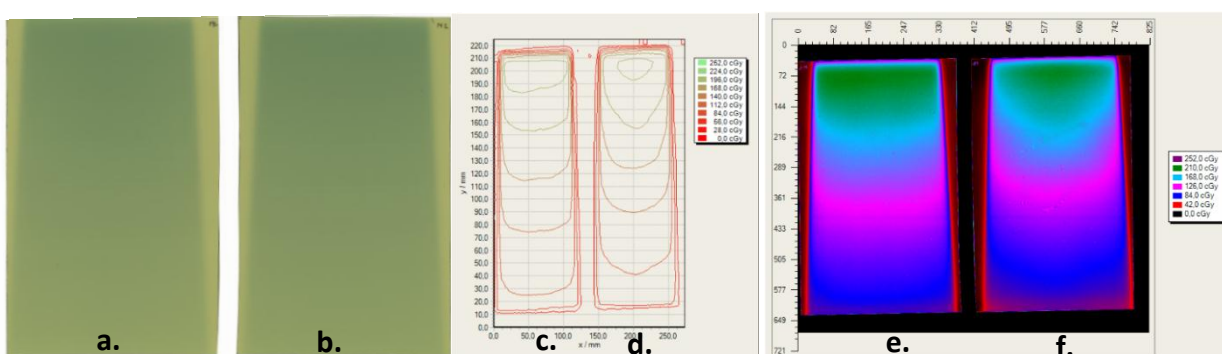


34. ábra - 6MV FFF mélydózis görbe FilmQAPro-val kiértékelve

Kiegyenlítő szűrő nélküli esetben már nagyobbak az eltérések, de még mindig jól követik a referencia görbét. A 33. és 34. ábra mélydózis-görbéinek számszerű összehasonlítását a 10. táblázat tartalmazza. 35. ábrán látható a kiegyenlítő szűrő hatása különböző mélységeken.

10. Táblázat: 6 MV-FFF-es mélydózis görbék összehasonlításának eredményei

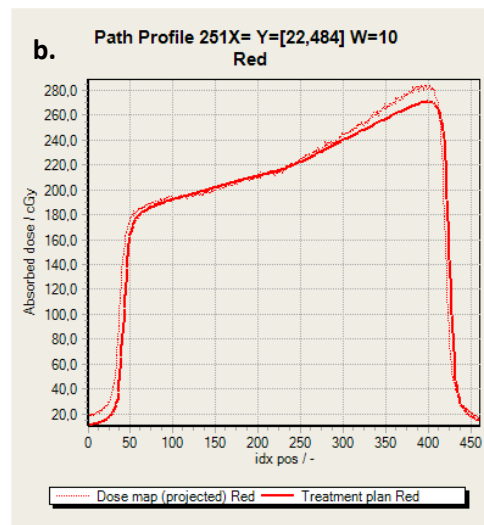
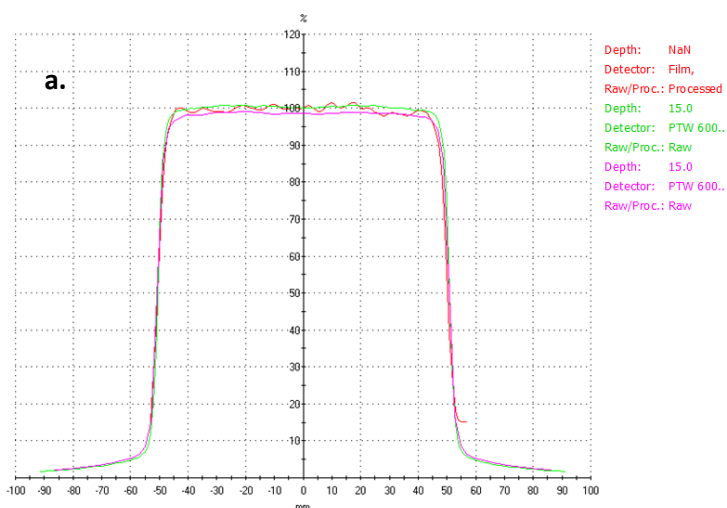
Paraméterek	Ionizációs kamra	Film PTW	Film QAPro	
R100 [mm]	13,01	16,14	11,5	dózismaximum mélység
R80 [mm]	59,66	72,9	69,5	80%-os dózis mélysége
R50 [mm]	138,76	132,68	142	50%-os dózis mélysége
D200 [%]	34,49	46,68	67	Dózis érték 200 mm mélységben



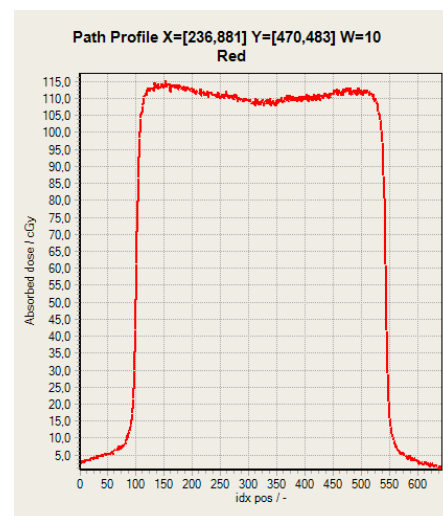
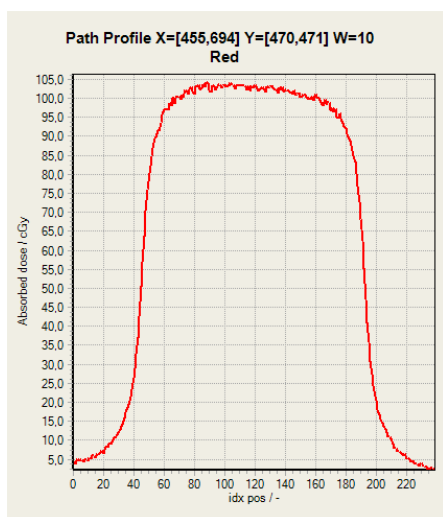
35. ábra – Kiegyenlítő szűrő hatása 6MV-es fotonenergián különböző mélységeken. **a., b.** besugározott film, **c., d.** FilmQPro-val kiértékelve, **e., f.** PTW Mephysto-val kiértékelve. A **b., d., f.** esetben megfigyelhetők a kicsúcsosodások, amit a kiegyenlítő szűrő hiánya okoz.

5.1.6 Dózisprofilok

A $10 \times 10 \text{ cm}^2$ –es mező dózisprofilját összehasonlítottam a gyorsító bemérésekor, ionizációs kamrával és félvezető detektorral kapott értékekkel, az eredmények a 36. és a 37. ábrán láthatók. Az ékelt mező vizsgálatához $10 \text{ cm} \times 15 \text{ cm}$ -es nyílt mezőt használtam 30 fokos ékkel, szilárd vízfantomban 5 cm mélységbe helyeztem el a filmet és 10 cm elnyelő közeget tettem alá. A filmmel kapott profilt a tervezőrendszerből exportált profillal hasonlítottam össze.



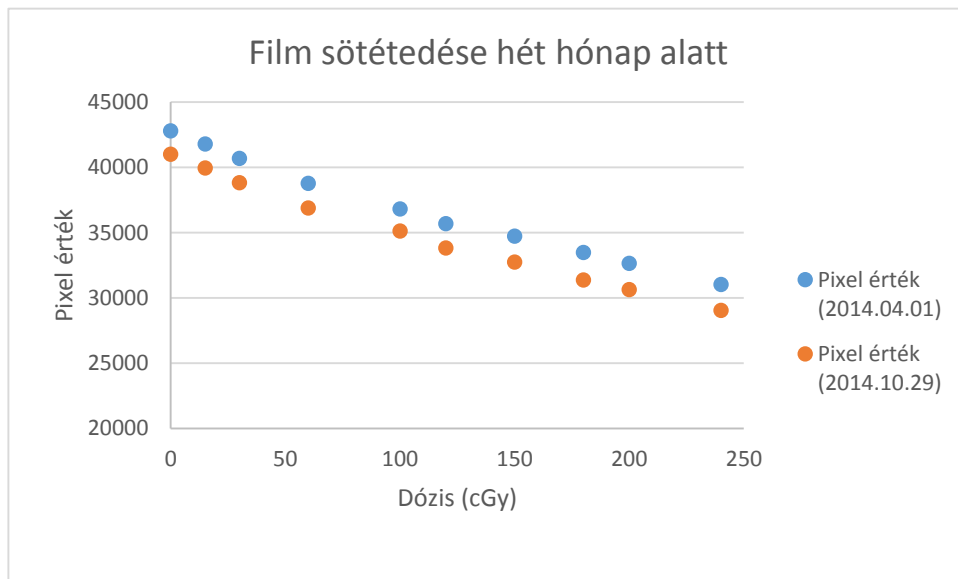
36. ábra – a. $10 \times 10 \text{ cm}^2$ -es nyílt mező X irányú profiljának összehasonlítása ionizációs kamrával és félvezető detektorral mért értékekkel, b. ékelt mező profiljának (vastag vonal) összehasonlítása a tervezőrendszerből exportált adatokkal (vékony vonal).



37. ábra – A $5 \times 5 \text{ cm}^2$ -es (bal) és a $15 \times 15 \text{ cm}^2$ -es (jobb) nyílt mezők X irányú profilja. Az $5 \times 5 \text{ cm}^2$ -es mező közepén levő kicsúcsosodását, és a $15 \times 15 \text{ cm}^2$ -es bemélyedését is a kompenzátor szűrő hatása okoz. A kisebb mező esetében nem szűr eléggé, nagy mezők esetében viszont túlszűr.

5.1.7 Sötétedés, időfüggés

A film hosszú távú sötétedésének megfigyelése nem tervezett vizsgálat volt. Hét hónappal a kalibráló filmek első szkennelése után, újra beolvastam ugyanazt a sorozatot és a 38. ábrán látható, meglehetősen nagy eltéréseket tapasztaltam.



38. ábra - Hét hónap alatt bekövetkező film sötétedése

11. Táblázat: Az első kalibráló filmen hét hónap alatt bekövetkezett sötétedés.

Alkalmazott dózis (cGy)	0	15	30	60	100	120	150	180	200	240
Hét hónapos eltérés	4%	4%	5%	5%	5%	5%	6%	6%	6%	6%

A nagyobb dózist kapott filmeknél nagyobb volt a sötétedés aránya (11. táblázat). A sötétedés 100 cGy-es dózisonál 5 cGy-es dóziszövekedést okozott, 200 cGy-nél 12 cGy-el, és 240 cGy-nél 14,4 cGy-el kaptam nagyobb értékeket. Az eredmények alapján megállapítható, hogy a filmek kiértékelésénél figyelni kell arra, hogy ne legyen túl régi a kalibráló sorozat. Ami igazából meglepő volt, hogy a nem besugarazott, sötét helyen tartott film is 4%-kal sötétebb lett 7 hónap alatt.

5.2 Szkenner tulajdonságai

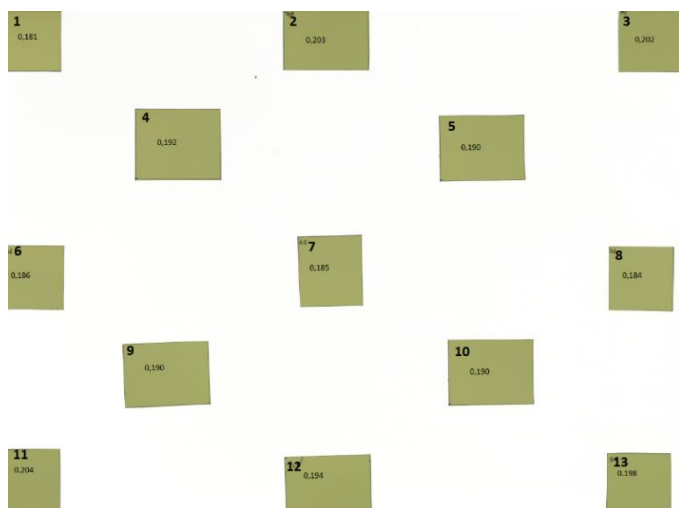
Film beolvasáshoz a szkenner fedőlapjáról el kell távolítani a fehér műanyaglapot, amit lapolvasáshoz használnak. Beállítottam a gyártó által ajánlott szkennelési paramétereket: Professzionális mód, Átlátszó kép, pozitív film, 48bit RGB. A legfontosabb, hogy minden színkorrekciót ki kell kapcsolni. TIFF formátumban kell elmenteni a képeket.

A filmek digitalizálása során a legnagyobb problémát a szkenner felületének tisztántartása okozta, mert gyűrűs artefaktumot már egy porszem is okozhat. Portalanításhoz a szkenner felületét alkoholos törölkendővel töröltem át és „szőszmentes” kendővel szárítottam meg, a filmek teljes felületét nem ajánlott alkohollal tisztítani, igaz nem károsítja a filmet, de csíkosan szárad, ami további hibákat okoz, ezért ezeket csak kendővel szabad tisztítani. A szkenner üveg felületének és a filmeknek is teljesen száraznak kell lennie beolvasáskor.

a. Szkenner felmelegedési effektusa

Számottevő instabilitást nem tapasztaltam az általam használt szkennernél, de minden esetben az eszköz bekapcsolása után vártam 10 percet és az első három szkennelést nem mentettem el.

b. Film felületén homogenitása és a filmek pozicionálása



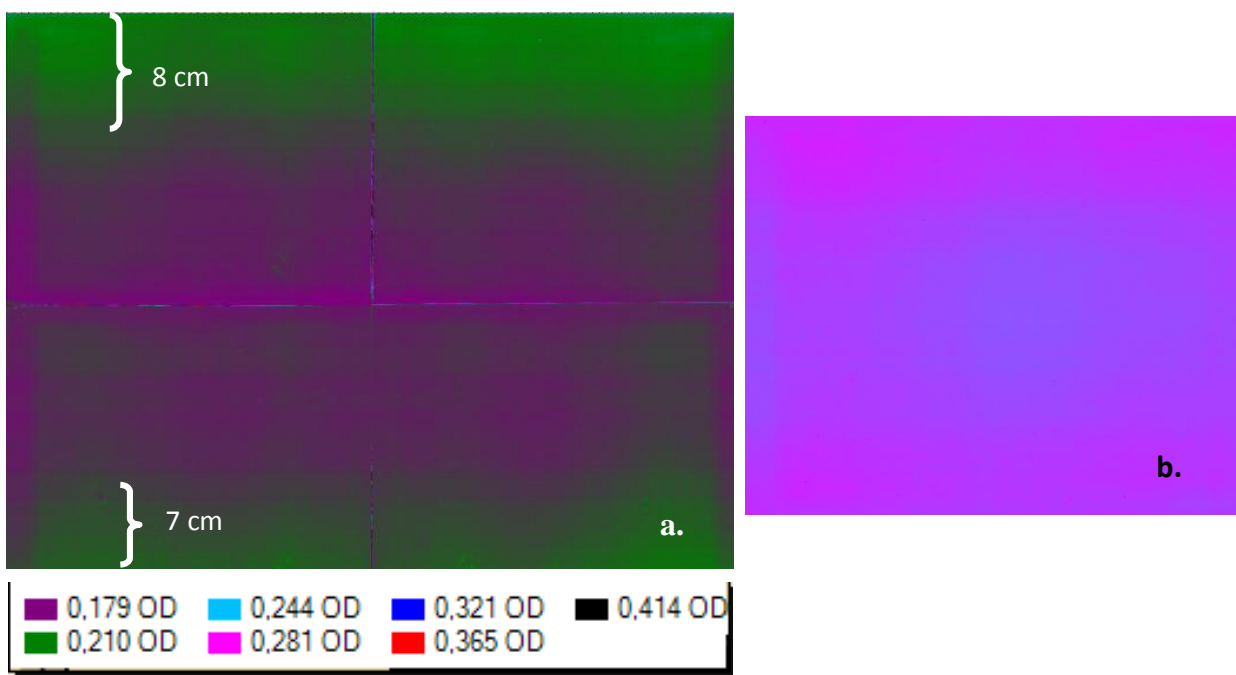
39. ábra – A szkenner homogenitásának vizsgálata

12. táblázat – A szkennelt filmek optikai denzitása, a 4 %-nál kisebb hibával rendelkező pontok zölddel kiemelve

Film sorszáma	OD	Átlagtól való eltérés	%
1	0,181	0,011	5,84%
2	0,203	-0,011	-5,60%
3	0,202	-0,010	-5,08%
4	0,192	0,000	0,12%
5	0,19	0,002	1,16%
6	0,186	0,006	3,24%
7	0,185	0,007	3,76%
8	0,184	0,008	4,28%
9	0,19	0,002	1,16%
10	0,19	0,002	1,16%
11	0,204	-0,012	-6,12%
12	0,194	-0,002	-0,92%
13	0,198	-0,006	-3,00%
Átlag	0,192		

A 13 darab kis négyzet alakú filmet egyenletesen próbáltam elosztani a szkenner üvegfelületén (39. ábra). A 12. táblázat tartalmazza az egyes filmek optikai denzitását, a 4%-nál kisebb hibával rendelkező pontok zölddel ki lettek emelve.

Második esetben, a négy sarokba helyezett filmekből, készítettem egy optikai denzitás térképet. Mindkét vizsgálat igazolja a közép-re pozicionálás fontosságát, mert a középső területen kívül 4%-os az átlagtól való eltérés (zöld régió). A második esetben szemléletesebb a széleknél való eltérés. Figyelembe kell venni, hogy a felső optikai denzitásban eltérő sáv szélesebb megközelítőleg 8 cm, míg az alsó ettől valamivel kevesebb kb. 7 cm. A 40a. kép közepén jelentkező kereszt alakú hibát, a film szélhatása okozta. Egy közép-re helyezett film (40b. ábra) homogén képet ad, ebben a skálázásban egységesen lila színű a kijelzés.



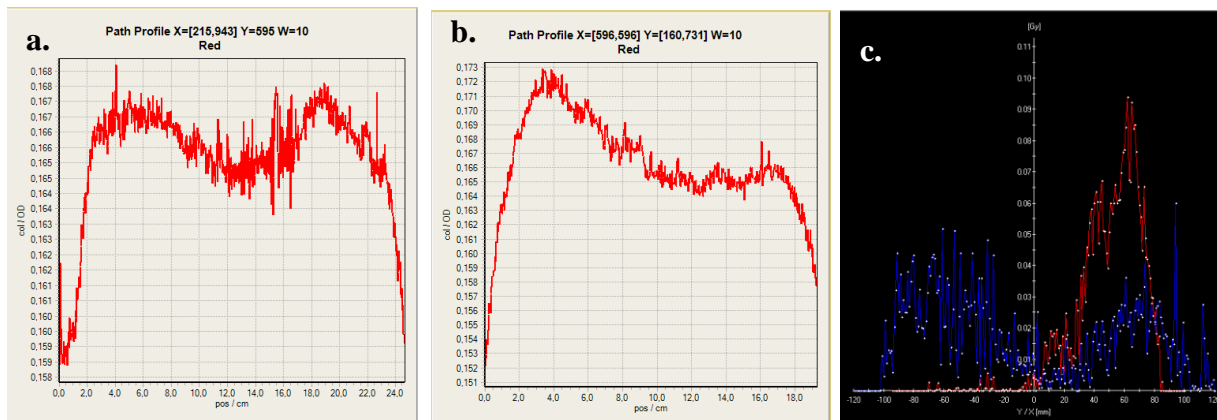
40. ábra – **a.** teljes szkennelési felület inhomogenitás térképe. **b.** szkennel közepére helyezett film OD térképe

Vízszintes és függőleges irányú profil egy üres, közép-re helyezett filmen, a 41. ábrán látható. Az adott nagyításon az eltérések jelentősnek tűnnek, de számszerűsítve vízszintes irányban az eltérés átlagosan 1 cGy, míg függőlegesen 1.2-1.5 cGy. Carrasco 200 cGy dózis esetében 5.1 cGy eltérést mért.

A szkenneléshez nagy alapterületű, A3-as lapolvasó szükséges, azért hogy a közepén legyen megfelelő nagyságú homogén terület. Ha nagyobb méretű filmet szeretnénk elemezni, ami

lefedni az inhomogén részt is, akkor érdemes korrekciós mátrixot létrehozni, amivel korrigálni lehet a kapott értékeket.

Igyekeznünk kell a filmet a beolvasási felületen az oldalakkal párhuzamosan elhelyezni, mert a



41 ábra – A szkennelés X (a. ábra) és Y (b. ábra) irányú inhomogenitásai. A c. ábrán a kék az X irányú profil a piros az Y.

dőlés szög fokként 0,05%-os hibát okoz a válsz jelben, ez dózisban 0,15%-os eltérést eredményez.

A film **mindkét oldal (A és B)** használhatóságának eredményei az 13. táblázatban láthatók, a besugárzás alatt az A oldal volt a nyaláb felé. Megállapítható hogy nincs jelentős különbség a két oldal között optikai denzitás szempontjából, de a gyártó azt javasolja, hogy mindig egyforma pozícióban használjuk a filmet.

Fekvő versus álló orientációval kapott eredményeknél már van különbség, egyes esetekben abszolút dózisban mérve cGy-es nagyságrendűek az eltérések, a dózis növekedésével nő az eltérés is, ennek oka a polimer láncok elhelyezkedése, különböző pozícióban máshogy verik vissza a leolvasó lámpa fényét. Fontos, hogy következetesek legyünk az orientáció megválasztásakor, a gyártók és a szakirodalom is a fekvő (landscape) pozíciót javasolja.

A felsorolt tulajdonságok ismeretében létre kell hozni beolvasási protokollt, ami tetszőlegesen megismételhető és mindig ugyanazt az eredményt adja.

13. Táblázat: - Film használhatóságának optikai denzitásai különböző pozíciókban az egyes csatornák esetében

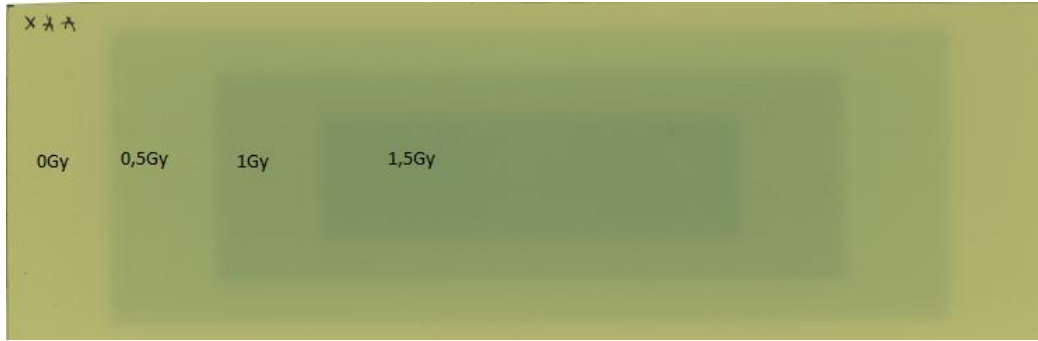
	Üres film, fekvő helyzetben, A oldal felül (OD)	Üres film, fekvő helyzetben B oldal felül, (OD)	1Gy-el besugározott film, fekvő helyzetben, A oldal felül (OD)	1Gy-el besugározott film, fekvő helyzetben B oldal felül (OD)	Üres film álló helyzetben, A oldal felül	1Gy álló helyzetben, A oldal felül
R csatorna átlag érték	0,192	0,192	0,291	0,291	0,169	0,26
R (\pm SD)	2,169	2,29	2,561	2,551	2,153	2,523
R min	0,3	0,257	0,319	0,363	0,267	0,308
R max	0,18	0,182	0,277	0,277	0,156	0,25
G csatorna átlag érték	0,181	0,181	0,235	0,236	0,161	0,214
G (\pm SD)	2,231	2,339	2,56	2,618	2,249	2,592
G min	0,284	0,248	0,266	0,309	0,255	0,258
G max	0,17	0,17	0,225	0,224	0,149	0,203
B csatorna átlag érték	0,393	0,393	0,417	0,418	0,375	0,396
B (\pm SD)	2,328	2,446	2,676	2,711	2,352	2,663
B min	0,5	0,464	0,447	0,49	0,476	0,443
B max	0,364	0,361	0,391	0,39	0,35	0,371

5.3 Sugárterápiás tervek ellenőrzése

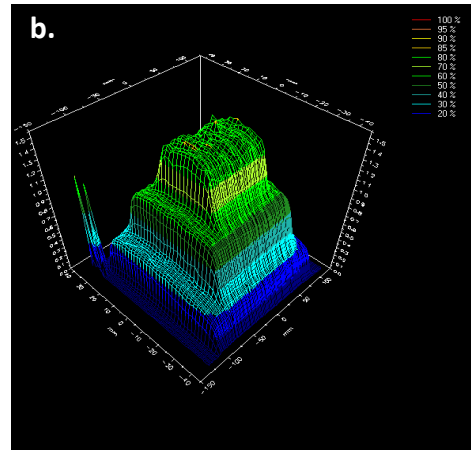
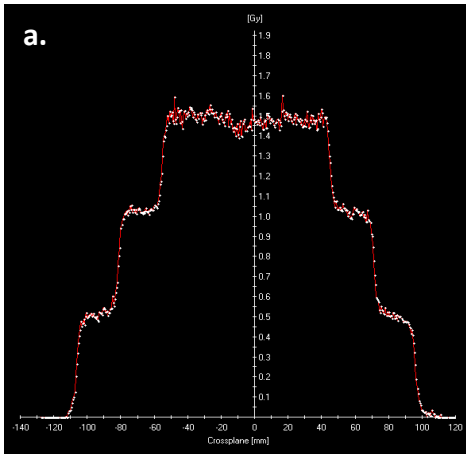
1. Nyílt mezők ellenőrzése - A 42. ábrán látható filmen 3 különböző nagyságú mezőt exponáltunk egymásra, az egyes mezőkből leadott dózis 0.5 Gy (50 MU) volt, és az egyes mezők leadás között eltelt idő 1 perc volt. A film 6 MV fotonenergiával, 500 MU/perc dózisteljesítménnyel volt besugározva, három mezőméreten: 20 x 7 cm², 15 x 5 cm², 10 x 3 cm². Az elemzések a 43 és 44. ábrán láthatók.
2. 3D konformális terv - a dóziseloszlást optimálisan illeszti a háromdimenziós célterület alakjára, miközben minimálisra csökkenti az ép szövetek dózisterhelését. Ebben az esetben egy kismencedei céltérfogat van ellátva négy mezős „box” mezőelrendezésben (Besugárzási irányok: 0°, 90°, 180°, 270°). Az elemzés a 45. ábrán látható.
3. Dinamikus IMRT, vagy az ún. „sliding window” technika - a sugárkezelés alatt az MLC változó sebességgel folyamatosan mozog, miközben különböző alakú mezőket hoz létre, a gentry megadott szögállásainál. Az eredmények a 46 és 47. ábrán láthatók.

4. Forgóíves IMRT technika (intensity modulated arc therapy - IMAT, esetünkben RapidArc), ami a dinamikus IMRT továbbfejlesztése. Sugárkezelés közben az MLC-k mozgása mellett a gantry is forog. A gantry forgási sebességének, az MLC-k mozgásának és a dózisteljesítménynek a változtatásával hozható létre a dóziseloszlás. A film elemzése az 48. ábrán látható.
5. Stereotactic Body Radiation Therapy (SBRT - sztereotaxiás test besugárzás) – Kisméretű, nem a fejben lévő tumorok besugárzására alkalmazzák, akár több izocentrumból is történhet a kezelés. Két íves, RapidArc technikával készült tüdő tumor besugárzási tervét ellenőriztem. Az eredmények az 49. ábrán láthatók.
6. Simultaneous-integrated boost (SIB) – A sugárterápiában, sok esetben az elektív céltérfogat besugárzása után szűkített (boost) céltérfogatra, azaz a tumorágyra is adnak külön kezelést. Klasszikus esetben a beteg először az elektív céltérfogat kezelését kapja, majd új tervként sugarazzák a tumorágyat. A SIB kezelések során az elektív céltérfogatra és a szűkítésre vonatkozó mezőket egy frakción belül kapja meg a beteg, ezzel az eljárással lerövidíthető a kezelés időtartama. A filmmel kapott eredmények az 50. és 51. ábrán láthatók.

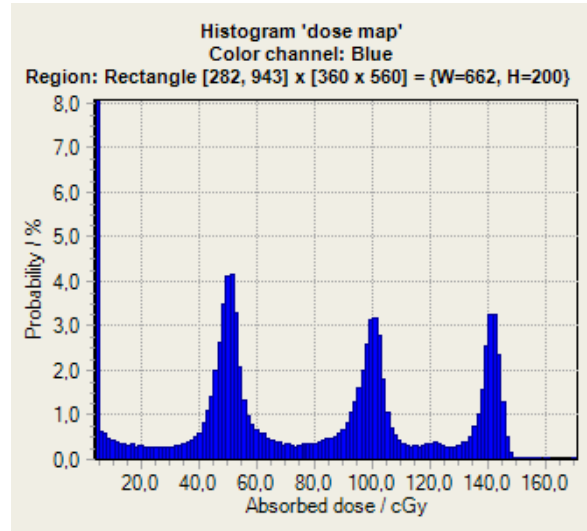
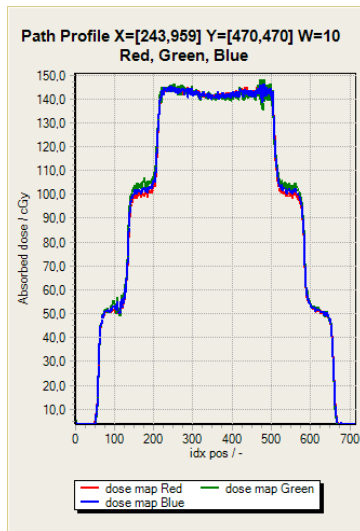
5.3.1 Nyílt mezős terv ellenőrzése



42. ábra – Három nyílt mező egymásra exponálva

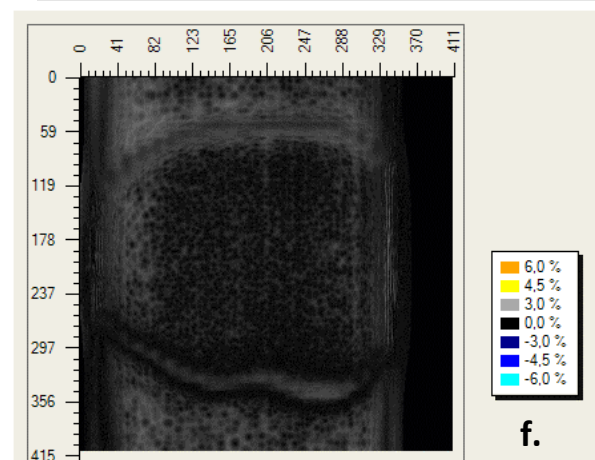
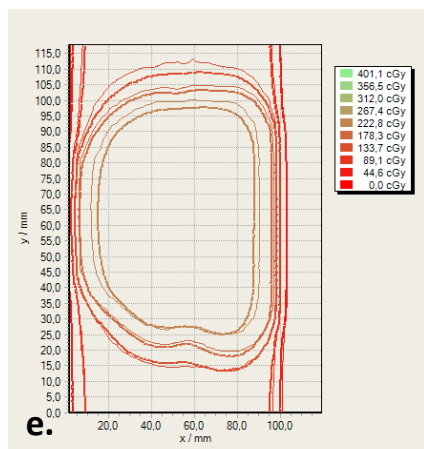
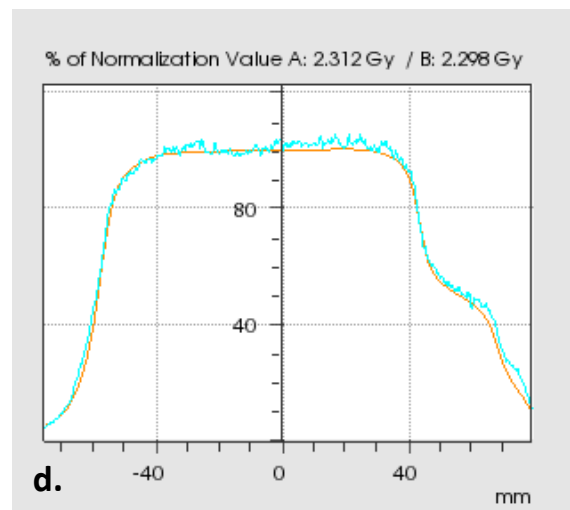
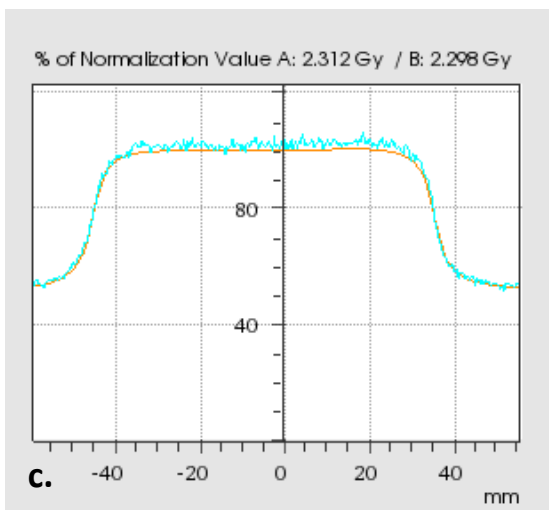
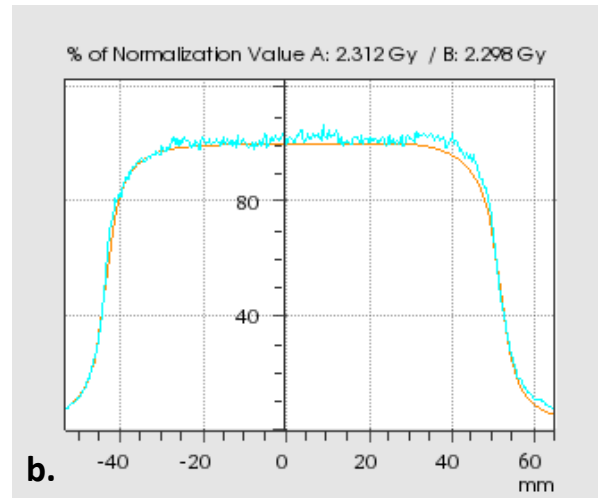
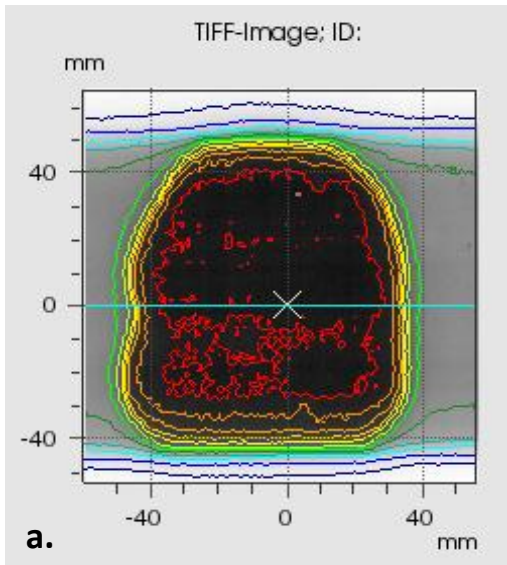


43. ábra - Három különböző méretű, egymásra exponált nyílt mező, X irányú profilja (a) és háromdimenziós dóziszfelépülése (b) PTW Mephysto-val elemezve



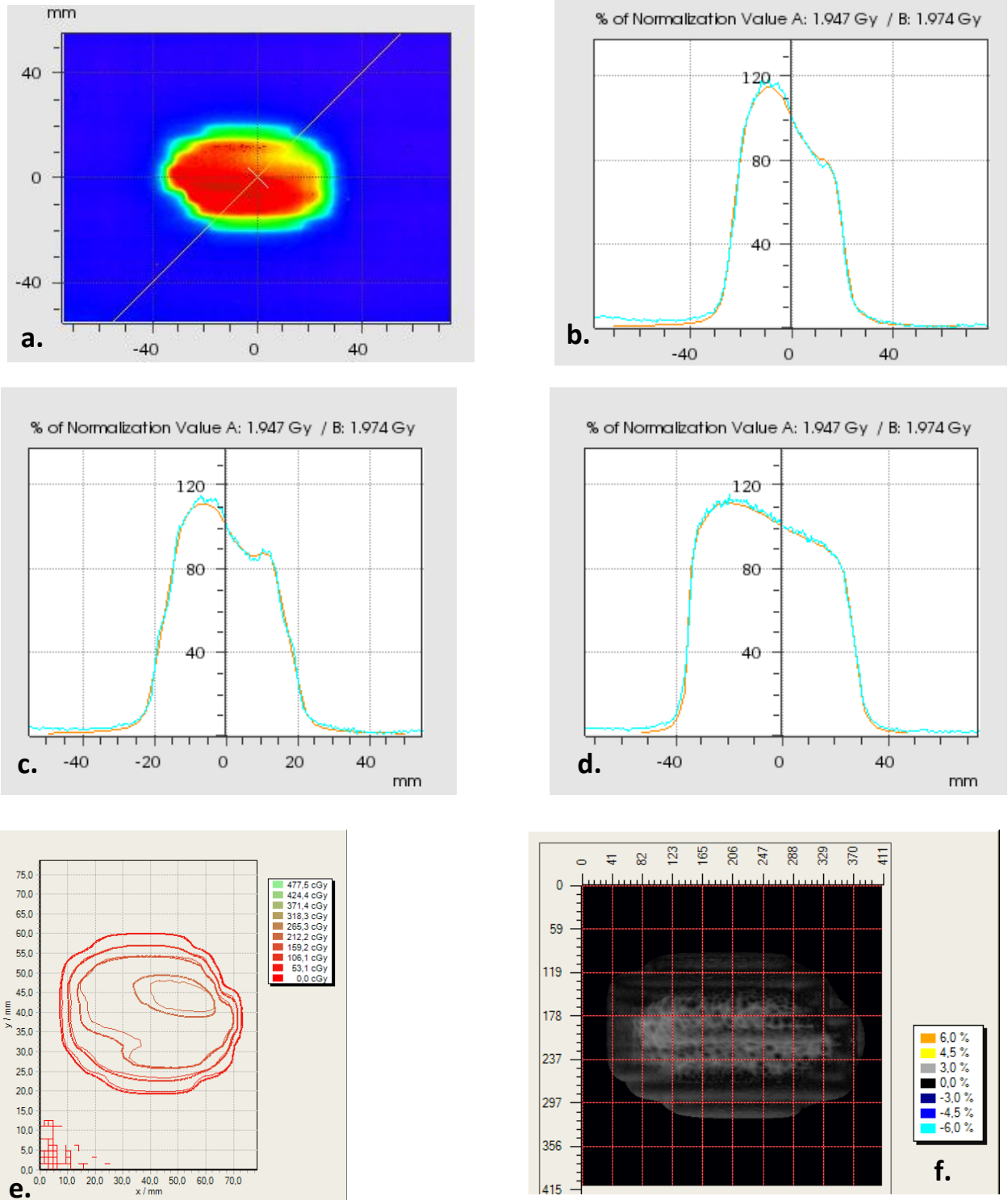
44 ábra - Három különböző méretű, egymásra exponált nyílt mező, FilmQAPro-val elemzett, X irányú profil és statisztikai eloszlás

5.3.2 Konformális besugárzás terv ellenőrzése



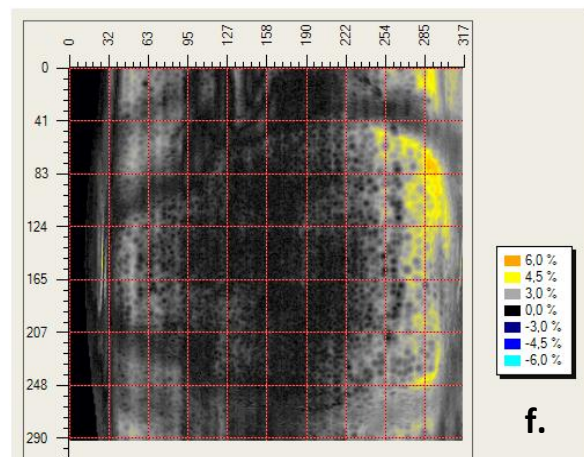
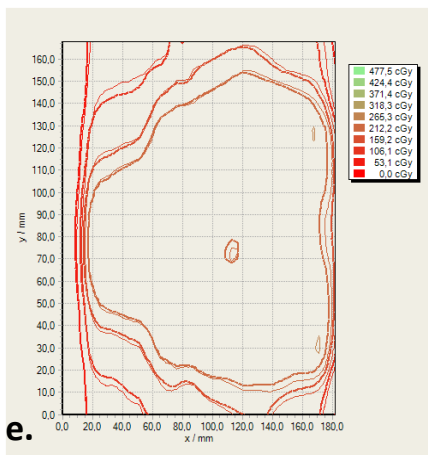
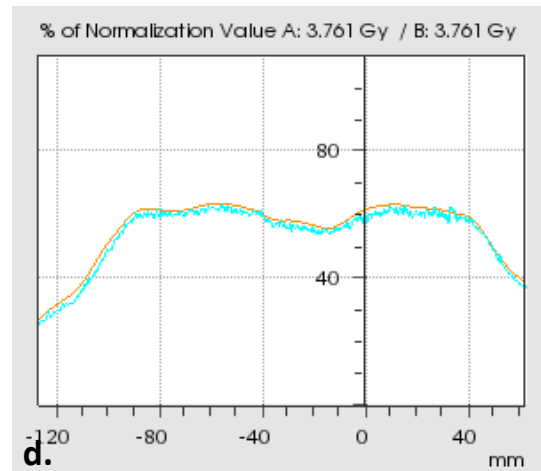
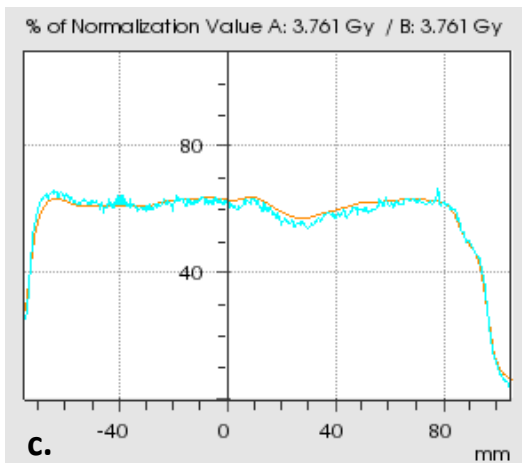
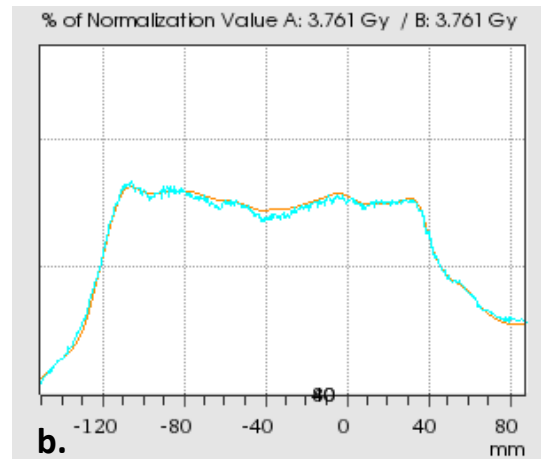
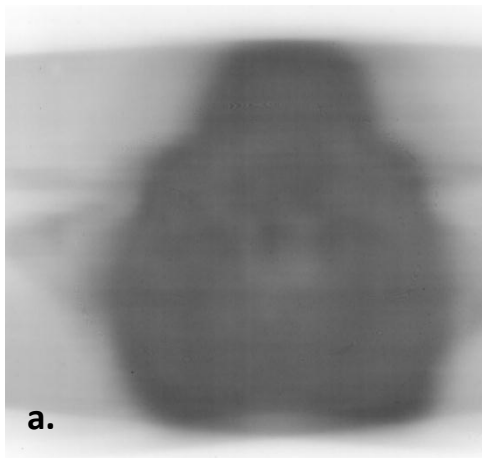
45. ábra – Konformális terv összehasonlításának eredményei. PTW Mephysto-val: **a.** szürkeskálás kép az eredeti dóziseloszlást mutatja, a színes vonalak a film izodózigörbéi, **b.** X irányú, profil, **c.** Y irányú profil, **d.** átlós irányú profil, (a világoskék, zajosabb vonalak a filmre vonatkoznak). **e.** FilmQAPro-val kapott izodózigörbék összehasonlítása (a vékonyabb vonal filmre vonatkozik), **f.** az összehasonlítási hiba térkép.

5.3.3 Egy IMRT mező terve ellenőrzése



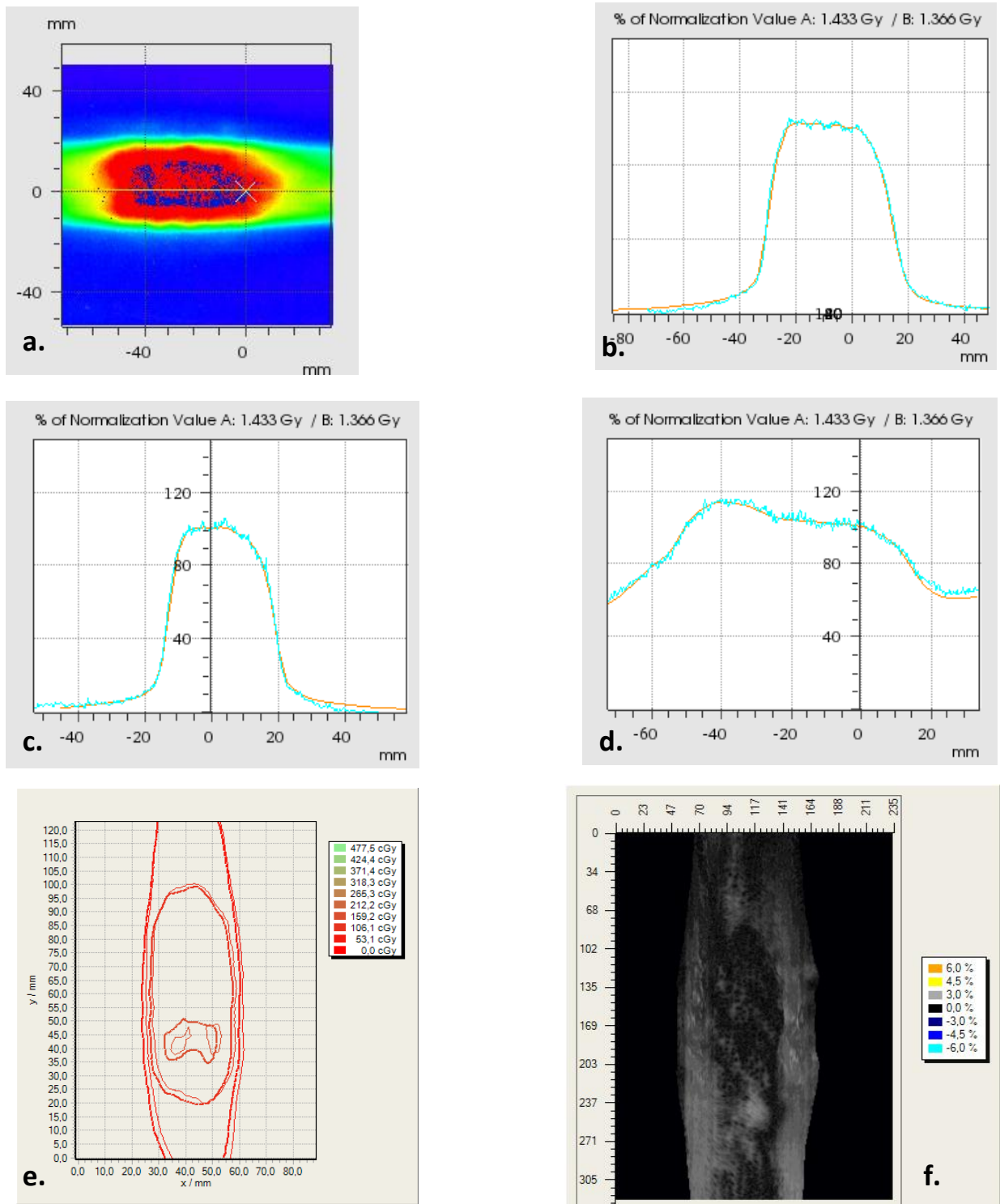
46. ábra - egy IMRT mező összehasonlításának eredményei. Mephysto PTW-vel: **a.** sötét vörös pöttyök hibákat jeleznek, **b.** X átlós irányú profil, **c.** Y irányú, profil, **d.** X irányú profil, (a világoskék, zajosabb vonalak a filmre vonatkoznak.) **e.** FilmQAPro-val kapott izodózisgörbék összehasonlítása (a vékonyabb vonal a filmre vonatkozik), **f.** az összehasonlítás hiba térképe.

5.3.4 IMRT besugárzási terv ellenőrzés



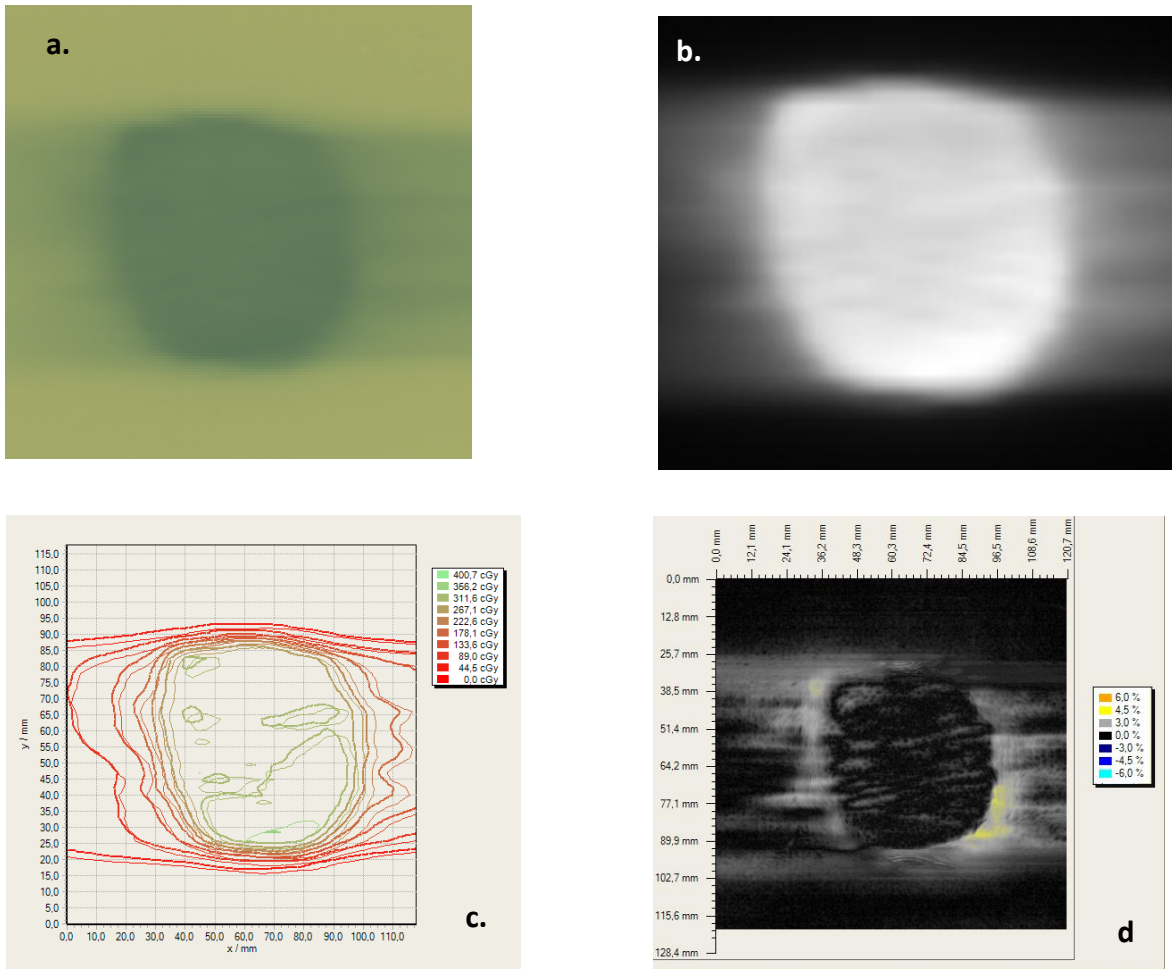
47. ábra - IMRT terv összehasonlításának eredményei. PTW Mephysto-val: **a.** szürkeskálás kép az eredeti dóziseloszlást mutatja, **b.** X irányú profil, **c.** Y irányú profil, **d.** átlós irányú profil, (a világoskék, zajosabb vonalak a filmre vonatkoznak.) **e.** FilmQAPro-val kapott izodózisgörbék összehasonlítása (a vékonyabb vonal a filmre vonatkozik), **f.** az összehasonlítás hiba térképe. A besugárzott céltérfogat épp hogy ráfért a filmre, jobb oldali nagyobb hiba a szélhatás miatt van

5.3.5 Rapid ARC besugárzási terv ellenőrzése



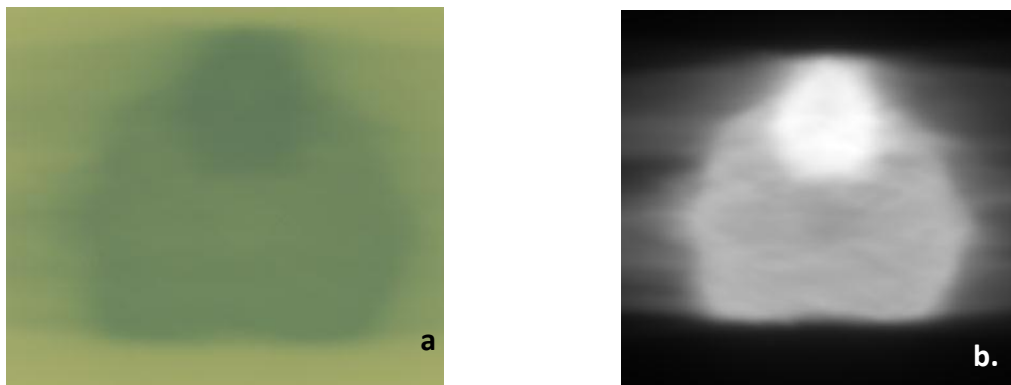
48.ábra - RapidArc terv összehasonlításának eredményei. PTW Mephysto-val: **a.** szürkeskálás kép az eredeti dóziseloszlást mutatja, a színes vonalak a film izodózisgörbéit, **b.** X irányú profil, **c.** Y irányú profil, **d.** átlós irányú profil, (a világoskék, zajosabb vonalak a filmre vonatkoznak.) **e.** FilmQAPro-val kapott izodózisgörbék összehasonlítása (a vékonyabb vonal a filmre vonatkozik), **f.** az összehasonlítási hiba térkép.

5.3.6 SBRT besugárzási terv ellenőrzése

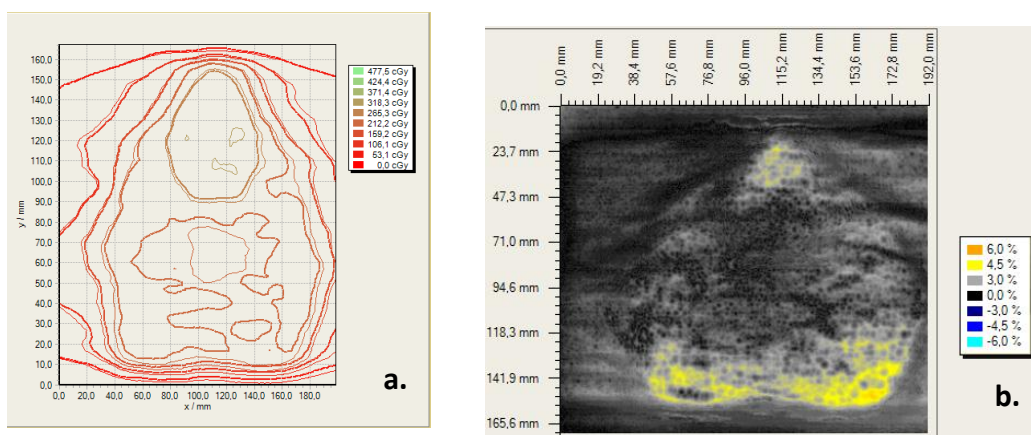


49. ábra – **a.ábra** filmen megjelenő dóziseloszlás, **b.** tervezőrendszerből exportált dózis térkép, **c.** FilmQAPro-val összehasonlított dóziseloszlás (vékony vonal a filmen dóziseloszlása), **d.** hibatérkép

5.3.7 SIB besugárzási terv ellenőrzése



50. ábra - **a.** filmen megjelenő dóziseloszlás, **b.** tervezőrendszerből exportált dózis térkép.



51. ábra - a. FilmQAPro-val összehasonlított dóziseloszlás (vékony vonal a film dóziseloszlása), b. hibatérkép

5.4 Gamma analízis eredményei:

A két kiértékelő szoftvert összehasonlítva arra a következtetésre jutottam, hogy a FilmQAPro tört függvénnyel illesztett kalibrálás sorozata és több színcsatornás elemzője, amivel szétválasztja a filmet egy dózistérképre és hibatérképre, minden esetben jobb eredményt ad, mint a PTW Mephysto egy csatornás elemzése (14. és 15. táblázat). Amíg a PTW Mephysto-nál lehetőség van automatikus illesztésre („Automatic alignment”), addig a FilmQAPro izocentrumra való illesztése nem mindig tökéletes, de még kézi fuzionálással is jobb eredményeket kaptam.

14. Táblázat – A PTW Mephysto kiértékelő szoftverrel kapott eredmények, a tervezőrendszerből exportált dózis térkép és a film dóziseloszlásának összehasonlítására, dózismaximumra és lokális dózusra normalva.

	Konformális		Egy IMRT mező		IMRT		RapidARC		SBRT		SIB	
	3%, 3mm	2%, 2mm	3%, 3mm	2%, 2mm	3%, 3mm	2%, 2mm	3%, 3mm	2%, 2mm	3%, 3mm	2%, 2mm	3%, 3mm	2%, 2mm
Dózismax	95,5%	87,1%	97%	92%	98,2%	89,2%	91,5%	83,9%	99,7%	96,7%	98,3%	86,3%
Lokális dózis	92,9%	81,9%	95,5%	90,6%	85,4%	72,5%	89,1%	82,5%	99,2%	94,9%	88,1%	78,3%

15. Táblázat- A FilmQAPro szoftverrel a két dózistérkép összehasonlításának eredményei eredeti kalibráló sor használatával és a "One Scan" protokollnak megfelelő újrakalibrálás után, dózismaximumra normálva.

	Konformális		Egy IMRT mező		IMRT		RapidARC		SBRT		SIB	
	3%, 3mm	2%, 2mm	3%, 3mm	2%, 2mm	3%, 3mm	2%, 2mm	3%, 3mm	2%, 2mm	3%, 3mm	2%, 2mm	3%, 3mm	2%, 2mm
Eredeti kalibráló sor	100%	98,9 %	99,7%	84,0 %	93,6%	86,8 %	99,3%	98,5 %	100%	97,7%	92,2%	85,1%
one scan			99,9%	98,5 %	93,4%	75,7 %	100%	99,9 %	99,8%	99,7%	92,8%	87,3%

A FilmQAPro-nál lehetőség van újrakalibrálásra, ilyenkor egy nulla-dózisú (exponátlan) és egy nagy dózissal besugározott filmet kell beszkenneálni a tervvel együtt. Ezzel a módszerrel javíthatunk az eredményeken, mivel a kis dózisú területek dózis meghatározása pontosabb lesz, ha a besugározott film, saját exponátlan részére korrigálunk. Az újrakalibrálással kapott eredményeket a 16. táblázat tartalmazza.

A nagy céltérfogató tervek esetében rosszabb eredményeket kaptunk, mivel a film kis mérete miatt a céltérfogató alig fért rá a filmre és megjelennek szélhatások, ami a film szélén 4-5%-os hibát okoz.

Megvizsgáltam, hogy kiértékelhetőek-e filmek a besugárzás után 2 órával, az eredményeket a 16. táblázat tartalmazza. Mindkét szoftverrel elvégeztem a kiértékelést, maximális dózissra normálva, (ez az a normálás, amely mindkét programban szerepel) FilmQAPro-val újrakalibrálást is elvégeztem. Két óra pihentetés után a film már elég stabil a kiértékelésre, a polimerizációs folyamatok legnagyobb része addigra lejátszódik. A FilmQAPro-val való újrakalibrálás itt is jobb eredményeket ad.

16. Táblázat: A besugárzás és a kiértékelés közt eltelt idő hatása a gamma analízis eredményére.

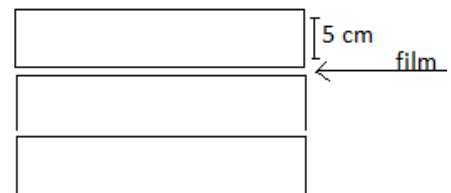
		SBRT		SIB	
		3%, 3mm	2%, 2mm	3%, 3mm	2%, 2mm
PTW Mephysto	2h	96,9%	99,9%	93,3%	85,2%
	24h	99,7%	96,7%	94,5%	86,3%
FilmQAPro (újrakalibrálással)	2h	100%	100%	92,7%	88,7%
	24h	99,5%	98,8%	92,8%	87,3%

6 Protokoll

A radiokrómi film sajátosságainak, a szkener korlátainak, és a rendelkezésre álló eszközök tulajdonságainak ismeretében kialakítható egy helyi, biztonsággal használható protokoll a besugárzási tervek ellenőrzéséhez.

1. Kalibrálás

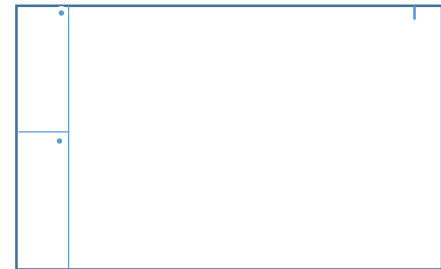
- Minden csomag filmet újra kell kalibrálni
- Másfél vagy két hónapnál régebbi kalibráló sorozat rossz eredményeket ad, újra kell kalibrálni
- A film pozícionálásához szükséges 3 db. 5 cm vastagságú vízekvivalens szilárdtest fantom, a beállítás az 52. ábrán látható.
- A kalibráláshoz használt MU-hez tartozó, 5 cm mélyen levő dózisértékeket a tervezőrendszerből olvashatjuk ki, és kiértékelő szoftverek segítségével létrehozuk a kalibrációs görbét.



52. ábra – Film elhelyezése a fantomban

2. Terv ellenőrzés

- Film széléről kell levágni 3.8 cm-es sávot, ezt el kell felezni, jelölni kell a jobb felső sarkát, az orientáció megtartásához.
- Fantomot pozícionálni kell a kezelő asztalon, a lézer segítségével rá kell állni az izocentrum jelölésekre.
- A filmet a fantom közepére kell helyezni, két sarkát kis részen rögzíteni kell, (az első alkalommal, filctollal megjelöltem a fantomon a film helyét, hogy a fantom szélével párhuzamosan lehessen mindig elhelyezni).
- A lézersugarak metszésénél, filctollal megjelöltem a film négy szélét, hogy rekonstruálni lehessen az izocentrum helyét a kiértékelő szoftverben.



53. ábra – "One scan" protokollnak megfelelő film felvágás és jelölés

- e. Terv minőségbiztosítása. Az ellenőrizni kívánt terv mezőelrendezését rá kell másolni a fantomra, az izocentrum helyzetének megtartásával és újraszámoltatni a dóziseloszlást. Az így kapott tervvel kell besugarazni a filmet.
 - f. Ha a „One Scan” protokollt alkalmazzuk, akkor minimum fél órát kell várni a terv szkennelésével és kiértékelésével, ha klasszikusan értékeljük ki, akkor javasolt 24 órát pihentetni a filmet.
3. Film beolvasása
- a. Legalább 10 perc bemelegedési időt kell hagyni a szkennereknek, és az első három beolvasást nem kell elmenteni. A filmet a szkennerek felületének közepére kell pozícionálni, lehetőleg párhuzamosan a szélekkel, figyelni kell a film orientációjára, jobb sarkában levő jelölés ugyanúgy legyen, mint az exponálásnál volt.
 - b. Megfelelő szkennelési beállítások alkalmazása
 - c. Ha „One scan” protokollt használunk, akkor a kiértékelni kívánt filmmel együtt kell beolvasni a két kalibráló filmet is.(53. ábra)
4. Dózistérkép exportálása a tervezőrendszerből:
- Annak a szeletnek a dóziseloszlást kell kimenteni ahová a filmet tettük, ami általában az izocentrum síkja. Mivel a fantom három 5 cm vastag vízekvivalens téglatestből áll, ezek felülete nem simul teljesen egymásra, légrés marad közöttük. Nem ajánlott a légrés síkjából kiexportált dóziseloszlást használni, mert itt a tervezőrendszer rosszul számol, 1 mm-el fölötte vagy alatta levő szeletből kell kimenteni a dózistérképet. A másik megoldás az lehet, ha az egész fantom CT-számát átírjuk a víz CT-számára, így egy egységes homogén térfogatot kapunk, ami esetében a tervezőrendszer jól számol, az innen kiexportált dóziseloszlás felel meg legjobban a valóságnak.
5. Dózis térkép létrehozás a filmen kialakuló elszíneződéséből, kalibráló görbe alapján.
6. Összehasonlítás
- a. A kiértékelő szoftverek az izocentrum, vagy a mintázat felismerés alapján fuzionálni tudják a képeket, de kézi illesztésre is van lehetőség.
 - b. Megadjuk gamma analízis feltételeit (dóziseltérés, távolságtérés, elhanyagolható küszöb dózis érték). Elvégezzük az összehasonlítást.

7 Összefoglalás

Az önhívó filmek egyre nagyobb szerepet kapnak a sugárterápiás dozimetriában. Nem igényelnek hívóberendezést és elemzésük is megoldható számítógépes program segítségével. Céлом volt az önhívó filmek klinikai alkalmazási feltételeinek meghatározása. Az önhívó film alapú film dozimetria működési elvének megismerése és összefoglaló leírása.

A munkám során elvégeztem a szkennert és a filmelemző program dóziskalibrálását, a térbeli felbontás és érzékenységvizsgálatát. Önhívó filmmel megmértem a dózisprofilokat és mélydózis görbéket és összehasonlítottam félvezető detektoros mérésekkel. Az eredmények alapján megállapítható, hogy film energia független MV-os fotonenergia tartományban, valamint dózisteljesítmény független, tehát alkalmas sugárterápiás tervek ellenőrzésére.

Különböző besugárzási technikájú terveket hasonlítottam össze a tervezőrendszerből kiexportált dóziseloszlással. Az összehasonlítást két különböző gyártó által forgalmazott filmelemző szoftverrel végeztem. Mindkét kiértékelő szoftver alkalmas a filmek kalibrálására, kiértékelésére, valamint a tervezőrendszerből kiexportált és a filmen kialakult dózistérképek összehasonlítására. A PTW Mephysto esetében minden lépést külön modulban, külön mentéssel kell végezni, elsőre átláthatóbb a kiértékelés folyamata, de időigényesebb. A FilmQAPro-nál minden adatunkat, a kalibrálást, a dózis térképeket és az összehasonlítást mappás szerkezetben látjuk, mindenhez könnyen áttekinthető, egy ablakon belül több elemzés is végezhető.

A filmek hátránya, más detektorokkal szemben, hogy a mérés után közvetlenül nem lehet elvégezni az elemzést, mivel meg kell várni a polimerizációs folyamat végét, a sötétedési időt, ami legalább 24 óra (ez után is sötétedik, de nem jelentősen). A FilmQAPro esetében, ha alkalmazzuk az újrakalibráló funkcióját, akkor is legalább fél órát várni kell az elemzésig. Az önhívó film előnye a félvezető detektormátrixhoz képest, hogy jobb a felbontása, ami pontosabb gamma analízist tesz lehetővé.

Összességében megállapítható hogy az önhívó film alkalmas a sugárterápiás tervek kétdimenziós ellenőrzésére, mivel nagy a felbontása, így kis mezők esetében is pontos eredményt kapunk. Az önhívó filmek maximális mérete adott, ezért nagy céltérfogatok esetében, a film szélének inhomogenitása miatt nő a hibaszázalék. Minőségbiztosítási ellenőrzéseknél kiválóan alkalmazható, profilok, mélydózis-görbék, ékelt mezők mérése esetében jó egyezést ad a gyorsító bemérésekor kapott értékekkel, de használata csak relatív dozimetriában ajánlott.

8 Rövidítések jegyzéke

ADC konverter – Analóg-digitális jelátalakító

CCD - Charge-Coupled Device

2D - két dimenzió

Gantry - forgóállvány

ICRU - International Commission Radiation Units and Measurement

IMRT – Intensity-modulated radiation therapy - intenzitás modulált sugárterápia

IMAT - Intensity modulated arc therapy, (RapidArc) –intenzitás modulált ívbesugárzás

KERMA - kinetic energy released per unit mass

MLC- multileaf collimator - sokleveles kollimátor

MU – Monitor Units – monitor egység

OD – optikai denzitás

PET – pozitron emissziós tomográfia

PMT - foto multiplikátor

RGB spektrum – Red-Green-Blue spektrum – Piros-Zöld-Kék színspektrum

ROI – Region of Interest – vizsgálat tárgyát képező terület

SBRT -Stereotactic Body Radiation Therapy – sztereotaxiás sugárterápia

SIB - Simultaneous-integrated boost - szimultán integrált boost

SPECT - Single photon emission computed tomography

SSD – Source to surface distance - forrás-felszín távolság

TTC - trifenil-tetrazólium-klorid

9 Irodalomjegyzék

- [1] Cheung T, Butson MJ and Yu PKJ, Post-irradiation colouration of Gafchromic EBT, radiochromic film, Phys. Med. Biol. 50, N281–N285, 2005.
- [2] Bódizs Dénes, Atommag-sugárzások mérés technikái, Typotex, 2009, Budapest
- [3] Vujošević B, Bokorov B, Radiotherapy: past and present, 2010, Oncology Institute of Vojvodina, Sremska Kamenica Arch Oncol;18(4):140-2
- [4] E.B. Podgorsak (Technical Editor), Radiation oncology physics:A handbook for teachers and students, IAEA, Vienna, 2005
- [5] Niroomand-Rad A, Charles R.: Radiochromic Film Dosimetry, Medical Physics, 25 (11), 2093-2115. oldal, 1998.
- [6] Devic S, Radiochromic film dosimetry: Past, present, and future, Physica Medica, 27(3) p122-134, 2011.
- [7] Micke A, Lewis FD, Yu X: Multichannel film dosimetry with nonuniformity correction, Medical Physics 38(5), 2523-2534. oldal, 2011.
- [8] http://www.medphysics.wisc.edu/courses/mp501/old3/501_lecture31_NEWER.pdf
- [9] <http://www.ashland.com/Ashland/Static/Documents/ASI/Advanced%20Materials/ebt2.pdf>
- [10] Lewis DF, Micke A, Yu X, Chan MF: A new protocol for fast radiochromic film dosimetry, Med. Phys. 39 (10),6339-6350. Oldal, October 2012
- [11] Peter R Almond Ph D: A Brief history of dosimetry, calibration protocols, and the need for accuracy, 2009 AAPM Summer School, Clinical Dosimetry for Radiotherapy. (<https://www.aapm.org/meetings/09SS/documents/01Almond-HistoryandNeedforAccuracy.pdf>)
- [12] Carrasco MA, Perucha M: A comparison between radiochromic EBT2 film model and its predecessor EBT film model, Phys Med.2013 Jun;29(4):412-22
- [13] <http://www.filmqapro.com>
- [14] Butson MJ, Yu PKN.: Radiochromic film for medical radiation dosimetry, Materials Science and Engineering R 41 p61–120, 2003.
- [15] Xu LB: Commissioning of a GafChromic EBT film dosimetry protocol at Ionizing Radiation Standards group of National Research Council, Medical Physics Unit ,McGill University, Montreal, 2009

- [16] <http://www.ashland.com/Ashland/Static/Documents/ASI/Advanced%20Materials/lewis-radiochromic-film.pdf>
- [17] Devic S.: Precise radiochromic film dosimetry using a flat-bed document scanner, *Med Phys.*32(7):p2245-53, 2005.
- [18] http://national-radiation-instrument-catalog.com/new_page_146.htm
- [19] 16/2000. (VI. 8.) EüM rendelet:
http://net.jogtar.hu/jr/gen/hjegy_doc.cgi?docid=A0000016.EUM
- [20] <http://www.view-tec.com/products/Kodak/Kodak%20-%20Films%20EDR2/doc/EDR2.pdf>

10 Köszönetnyilvánítás

Ezúton szeretnék köszönetet mondani mindazoknak, akik segítettek munkámat. Különösképpen témavezetőmnek dr. Pesznyák Csillának, aki a diplomamunkám elkészültének minden mozzanatát felügyelte, és mindvégig értékes tanácsokkal látott el.


Szeretnék köszönetet mondani az Országos Onkológiai Intézetnek, Prof. dr. Kásler Miklós főigazgató úrnak, Prof. dr. Polgár Csaba centrumvezető főorvos úrnak és dr. Major Tibor részlegvezető úrnak, hogy biztosították számomra a diplomamunka készítésének körülményeit.

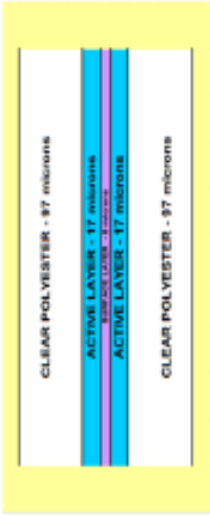
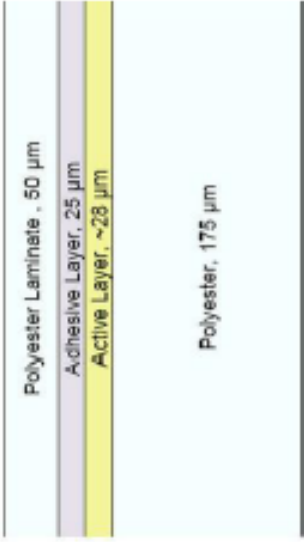
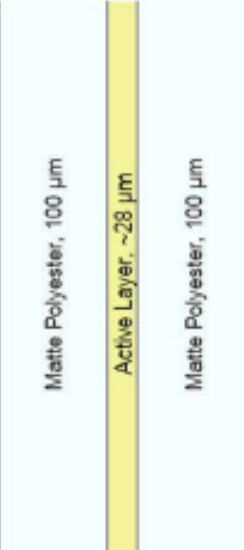
Köszönetet mondanék munkatársaimnak: Király Rékának, Béla Dalmának, Herein Andrásnak, Pócza Tamásnak és Stelczer Gábornak a munkámban nyújtott segítségükért.

Megköszöném minden barátomnak és családtagomnak a diplomám megírásához szükséges támogatást.

11 Melléklet

1. Táblázat: Az ismertebb radiokróm filmek összetétele, dózistartománya és felhasználása

Tipus	Kép	Összetétel	Dózistartomány	Megjegyzés
HD-810	<p>Sensitive Layer - 15 µm</p> <p>Polyester Base - 67 µm</p>		5-500Gy	Egyrétegű, lineáris gyorsítók mezőellenőrzéséhez használtak. Kivitelezése: 20 x 25 cm-es lapok.
MD-55	<p>Sensitive Layer - 7 µm</p> <p>Adhesive Layer - 1,5 µm</p> <p>Conductive Layer - 0,05 µm</p> <p>Polyester Base - 99 µm</p>		10-100Gy	Többrétegű az érzékenység növelése miatt, amit az egyrétegű filmek egymásra rétegzésével lehet elérni. A jelenség a Beer-Lambert törvényen alapszik: a közegben elnyelt fény exponenciálisan változik a fény közegben megtett útjának hosszával
MD-55-2	<p>Polyester Base - 67 µm</p> <p>Sensitive Layer - 15 µm</p> <p>Pressure Sensitive Adhesive - 44,5 µm</p> <p>Polyester Base - 25 µm</p> <p>Pressure Sensitive Adhesive - 44,5 µm</p> <p>Sensitive Layer - 15 µm</p> <p>Polyester Base - 67 µm</p>	C H O N	1-250 Gy	Több rétegű, "szendvics" technológiával készült, ami megnöveli az érzékenységet Kivitelezése: 12,5x12,5cm.
HS		H(9%) C(57%) N(16%) O(18%)	0,5-50 Gy	MD-55-2 továbbfejlesztése, 40µm emulzió van két 97µm vastagságú poliészter között, ez jelentősen érzékenyebb és egyszerűbb felépítés, a vízben való használhatóság fenntartása mellett.

<p>EBT</p>		<p>C(42,3%) H(39,7%) O(16,2%) N(1,1%) Li(0,3%) Cl(0,3%)</p>	<p>0,01-8Gy</p>	<p>EBT (2005): a felépítése hasonlít a HS-hez, megtartották a 97µm-es poliészter borítást, de az aktív réteget két 17µm-es részre osztották, közéjük ékelve egy 6µm-es felületi/tartó/hordozó réteget. Térbeli felbontása 0,1mm Az első olyan film, amit széleskörűen használtak dozimetriára, és tervek ellenőrzésére</p>
<p>EBT2</p>			<p>0,01Gy-40 Gy</p>	<p>Egy aktív réteg két poliészter réteg között, a felső réteg kivételesen "robosztussá", ellenállóvá teszi a filmet. Kevésbé energiafüggő, mint az EBT, mert a természetes polimer szintetikusra cserélték. Ezzel javították a film összetételét és ellenállóbb lett a sérülésekkel szemben. A benti fényre tízszer érzékenyebb, mint az EBT. Szkennerrel beolvasható, alkalmas DMRT minőségbiztosításra. Kivitelezés: 20,32 × 25,4 cm</p>
<p>EBT3</p>			<p>0,01-40Gy</p>	<p>A Matte Polyester réteg „puhább” mint az EBT2-es borítóréteg. A szkennel padon levő porszemek be tudnak nyomódni borítórétegbe, lecsökkentve a szkennelés során kialakuló Newton gyűrűket. Kivitelezés: 20,32 × 25,4 cm</p>