

SÉRA TERÉZ EMESE

**IZOTÓPDIAGNOSZTIKAI KÉPALKOTÓ BERENDEZÉSEK
MINŐSÉGELLENŐRZÉSE**

Szent-Györgyi Albert Orvostudományi Egyetem
Központi Izotópdiaosztikai Laboratórium



SZEGED, 1993

TARTALOMJEGYZÉK

1.	Bevezetés	1
2.	Irodalmi áttekintés	2
2.1.	A gammakamerák gyártási technológiájának és műszaki paramétereinek fejlődése	2
2.2.	Kezdeti ajánlások, protokollok	6
2.3.	Nemzetközi standardok	7
2.3.1.	NEMA standardok	7
2.3.2.	NAÜ ajánlások	12
2.4.	Nemzeti és nemzetközi összehasonlító vizsgálatok	16
2.5.	Jelenlegi nemzetközi elvárások, hazai és szegedi helyzet	17
3.	Módszerek	19
3.1.	A detektor homogenitásának mérése	19
3.1.1.	Homogenitás mérése pontforrással	19
3.1.2.	Homogenitás mérése dinamikus vonalfantommal	22
3.2.	A detektor linearitásának vizsgálata	23
3.2.1.	A detektor linearitásának vizsgálata bar fantommal	23
3.2.2.	A detektor linearitásának vizsgálata dinamikus vonalfantommal	24

3.3.	A detektor geometriai felbontóképességének vizsgálata	24
3.3.1.	A detektor geometriai felbontóképességének vizsgálata bar fantommal	24
3.3.2.	A detektor geometriai felbontóképességének vizsgálata dinamikus vonalfantommal	25
4.	Eredmények	27
4.1.	Homogenitás mérése pontforrással	27
4.1.1.	A homogenitás értékek reprodukálhatósága	27
4.1.2.	A homogenitás értékek aktivitásfüggése	29
4.1.3.	A homogenitás értékek pozíció függése	41
4.2.	Homogenitás mérés dinamikus vonalfantommal	44
4.2.1.	Az optimális mérés technika kidolgozása	44
4.2.2.	Pontforrással, illetve dinamikus vonalfantommal mért homogenitás értékek összehasonlítása	52
4.3.	A detektor linearitásának vizsgálata	54
4.3.1.	Linearitás vizsgálat bar fantommal	54
4.3.2.	Linearitás vizsgálat dinamikus vonalfantommal	55
4.4.	A detektor geometriai felbontásának meghatározása	61
4.4.1.	A detektor geometriai felbontásának meghatározása bar fantommal	61
4.4.2.	A detektor geometriai felbontásának meghatározása dinamikus vonalfantommal	61

4.5.	Detektor paraméterek stabilitásának vizsgálata	68
5.	Tervezet izotópdiaosztikai laboratórium képkotó berendezéseinek rendszeres minőségellenőrzésére	71
6.	Megbeszélés	81
7.	Összefoglalás	91
8.	Köszönetnyilvánítás	93
9.	Irodalom	94

1. Bevezetés

Az orvosi diagnosztika fejlett technológiát alkalmazó szakterületein, így a nukleáris medicinában is, a teljes diagnosztikai folyamat minőségének rendszeres ellenőrzésére van szükség.

Az Egészségügyi Világszervezet (WHO) a nukleáris medicinai vizsgálatok minőségbiztosításának céljait 1982-ben a következőképpen definiálta:

1. a diagnosztikai információ minőségének javítása
2. minimális mennyiségű radioaktív izotóp használata, mellyel a kívánt diagnosztikai információ elérhető
3. a minőségellenőrzés rendelkezésére álló összes eszköz effektív használata (WHO, Geneva 1982).

A célok elérésére irányuló komplex törekvések átfogják az egész nukleáris medicinát, beleértve az orvosi szolgáltatás megszervezését, a műszerezettséget, a radiofarmakonokat, a diagnosztikai módszereket, a vizsgálatok értékelését, a sugárvédelmet, a szakmai oktatást, a vizsgálatok nyilvántartását, a műszerek karbantartását. A WHO-1982 dokumentuma szerint a minőség ellenőrzése a meghatározható, a mérhető és a nyomon követhető paraméterek optimális szinten tartását jelenti, humán és technikai vonatkozásban egyaránt. A műszerezettség terén a minőségellenőrzés feladata a készülékek maximális teljesítőképességének tesztelése ideális körülmények között, ezt követően az optimális működési feltételek meghatározása és biztosítása a klinikai gyakorlatban.

A műszerek minőségellenőrzése már a kiválasztásnál és beszerzésnél kezdődik, hiszen az egyes cégek készülékeinek paraméterei különbözhetnek és különböznek is egymástól. Ezt követi a vásárlás után az eszközök elhelyezése, ami működésüket a későbbiekben nagymértékben befolyásolhatja. Az üzembe helyezés után az elfogadó (acceptance) tesztek eredményei megmutatják, hogy a beállított készülék valóban

rendelkezik-e a működési paraméterek gyártó cég által előzőleg közölt értékeivel. Ugyanekkor kell a referencia tesztek is végrehajtani, mert ezek a bázis adatok képeznek összehasonlítási alapot a későbbi rutin minőségellenőrzések számára.

A gammakamerák gyártási technológiájának fejlődése, az egyre újabb készüléktípusok megjelenése szükségessé tette olyan ellenőrző rendszer megtervezését, mely lehetővé teszi a különböző gyártók termékeinek objektív összehasonlítását.

A teljesítményképeket leginkább jellemző paraméterek meghatározására, a reprodukálható mérés technikai körülmények megvalósítására nemzetközi szervezetek, illetve munkacsoportok az ajánlások egész sorát dolgozták ki. Az ajánlások világos, jól érzékelhető különbséget tesznek az új műszerek tesztelése, valamint a rutin minőségellenőrző mérések között.

Munkánk során arra a kérdésre kerestünk választ, hogy milyen eljárások szolgálják legjobban a gammakamerák működése során a minőség biztosítását.

2. Irodalmi áttekintés

2.1. A gammakamerák gyártási technológiájának és műszaki paramétereinek fejlődése

A hetvenes évektől kezdődve a nukleáris medicíni képképző berendezések szerkezeti felépítése folyamatosan változott az alkatrészek tökéletesítése, a digitális elektronika bevezetése, új radioizotópok alkalmazása, valamint az újabb klinikai elvárások következtében. Az aktuális problémák egyike volt a kamerák optimalizálása a ^{99m}Tc és a Tl izotópok mérésére.

A detektor teljesítményének növelése érdekében a kristály vastagságát csökkentették (nagy látómezejű kameráknál 9mm, kis látómezejű kameráknál 6mm) és így az érzékenység jelentős csökkenése nélkül javult a kamerák térbeli felbontóképessége (Muehllehner G., 1979, Royal HD és mtsai, 1979, Muehllehner G. és mtsai, 1980). A kristály és a PMT csövek között addig alkalmazott optikai csatolás kiváltásával,

optimális geometriában elhelyezett, különböző formájú (kör alakú, hexagonális, négyzetes), nagy számú (általában 37 és 91 között) PMT-k alkalmazásával növelték a fény detektálásának határfokát, és ezzel javult a detektorok geometriai felbontóképessége.

A geometriai felbontóképesség javítására irányuló fejlesztések azonban a homogenitás romlását eredményezték, ugyanis az egyre nagyobb számú PMT szabályozása már jelentős nehézségeket okozott (Graham S., 1986). A megfelelő homogenitás biztosítása érdekében korrekciós áramköröket kellett alkalmazni. (Craddock TD és mtsai, 1984).

A homogenitást korrigáló áramkörök kezdetben hozzáadással, vagy levonással, egy homogén sugárzási mezőről felvett kalibrációs matrixnak megfelelően szabályozták a beütésszámot. A módszer alapja az a feltételezés volt, miszerint az inhomogenitás fő oka a detektor érzékenységének pontról pontra történő különbözősége (Simmons GH, 1988). Valójában, az inhomogenitást a fotoelektronsokszorozó csövek alatt jelentkező impulzusszám növekedés okozza, így a detektor alatti tárgyak egyenes vonalait "összepréselődve" jelennek meg. Ez a geometriai torzítás a szcintillációs jelek detektálásakor szisztemás hibát hoz létre. A jelenséget Muehllehner és munkatársai 1980-ban a következőképpen írták le: ha egy 20 mm átmérőjű kör alakú területet (a PMT cső alatti terület) minden irányból 0.4 mm-rel összenyomunk, az effektív felület $100 \pi \text{ mm}^2$ -ről $92 \pi \text{ mm}^2$ -re csökken. Ennek következtében kb. 8%-os impulzusszám növekedés (sűrűsödés) jön létre, ami természetesen a környező területek beütésszám csökkenését vonja maga után. A korrekciós áramkörök a PMT csövek energia - (Z), linearitás korekcióját (L) és automata hangolását végzik (Stephen L. és mtsai, 1986, Simmons GH, 1988), a gyártó cég által alkalmazott technika szerint.

A fotoelektron-sokszorozó csövek állapotáról a homogenitás korrekció nélkül vizsgált detektor szolgáltat valódi képet.

A korrekció nélkül, majd homogenitás korrekcióval mért impulzushozamok összehasonlításából megállapíthatjuk a korrekció során létrejött változásokat, amelyek az esetleges homogenitás problémákra utalnak. A modern gammakamerák némelyikén

homogenitás korrekció nélkül nem lehet mérni és ez a tény gátolja a detektor minőségének megfelelő monitorozását (Craddock TD és mtsai, 1984).

A detektorok homogenitásának ellenőrzésére több mérési eljárás is ismert (Sharp P. és mtsai 1981, Tinkel J. és mtsai 1981, Craddock T.D. és mtsai 1984, Pearson D. és mtsai, 1988). A méréshez szükséges homogén sugárzási mező házilag készített pontforrással, síkforrással, vagy megfelelő tartályba öntött radioaktív folyadékréteggel egyaránt előállítható. A homogenitás kvantifikálására több paraméter is használható (Busemann Sokole, 1990). A leggyakrabban használt paramétereket az 1. Táblázatban foglaltuk össze.

1. Táblázat

A detektor homogenitásának jellemzésére használható paraméterek

Homogenitás paraméterek (irodalmi adatok alapján)	Meghatározás
Integrális homogenitás (NEMA)	$\pm 100 * (\text{Max} - \text{Min}) / (\text{Max} + \text{Min})$ Max = pixelenkénti maximális beütésszám Min = pixelenkénti minimális beütésszám
Differenciális homogenitás (NEMA)	$\pm 100 * (\text{High} - \text{Low}) / (\text{High} + \text{Low})$ High = pixelenkénti maximális beütésszám Low = pixelenkénti minimális beütésszám (5 egymásmelletti pixelt vizsgálunk)
Homogenitás faktor (Cox and Diffey 1976)	$\pm 100 * (\text{SD}^2 - \text{MEAN})^{1/2} / \text{MEAN}$ SD = a pixelenkénti beütésszám standard deviációja MEAN = átlag beütésszám
variációs koefficiens (Sharp and Marshall 1981)	$\pm 100 * \text{SD} / \text{MEAN}$ SD = a pixelenkénti beütésszám standard deviációja MEAN = átlag beütésszám
n%-os homogenitás eloszlás (IEC 1984)	$\pm 100 * (\text{az átlagbeütésszámtól}$ $n\% \text{-al különböző beütésszámú}$ $\text{pixelek száma} / \text{összes}$ $\text{pixelek száma})$

A különböző formájú - kör, négyzetes, hexagonális-, nagy számú- általában 37 és 91 között- PMT-k alkalmazásának célja a fény detektálás határfokának növelése, illetőleg a térbeli felbontóképesség javítása. A nagy impulzushozamú vizsgálatokban az energia felbontás a holtidős veszteségek következtében, a geometriai felbontóképesség pedig a "pile up" effektus miatt romlik (Ceberg C, és mtsai 1991). Ezen káros jelenségek hatását a gyors elektronikai feldolgozással részben ki lehet küszöbölni. A szcintillációs kamerák fejlesztése az utolsó években a következő paraméterek eléréséhez vezetett (Busemann Sokole E., 1990):

- homogenitás $\pm 5\%$ ($\pm 2\%$)

- linearitás ± 0.5 mm
- geometriai felbontás: 3-4 mm FWHM
- energia felbontás: 11% FWHM
- maximális impulzushozam 100000 - 300000 imp/sec
(jelentős impulzushozam veszteség mellett)

2.2. Kezdeti ajánlások, protokollok

A minőség ellenőrzésére vonatkozó első javaslatok egy-egy intézet egyedi elképzeléseit tükrözték. Egy mérési eljárásokkal foglalkozó könyv 1975-ben 500 oldalból csupán 10 oldalt szánt a gammakamerák ismertetésére (Sodee D. és mtsai, 1975). A legfontosabbnak tartott paraméterek egyike kezdettől fogva a detektor homogenitása volt. Vizsgálatára pontforrást vagy síkforrást használtak. A képek vizuális értékelésével vizsgálták a detektor homogenitásának minőségét, és következtetéseket vontak le arra vonatkozóan, hogy milyen aktivitású sugárforrással lehet megfelelő minőségű felvételeket készíteni (Paras P. és mtsai, 1977). A detektor érzékenységét az egységnyi aktivitás beütésszámával jellemezték, a geometriai felbontás vizsgálatára pedig fantomokat használtak.

Egyesek már ebben az időben kísérletet tettek a homogenitás, érzékenység illetve a geometriai felbontás egyidejű vizsgálatára alkalmas fantomok létrehozására (Van Tuinen N., és mtsai, 1977).

A képalkotó eljárások gyors terjedésével párhuzamosan szükségessé vált a különböző javaslatok egységesítése. A minőségellenőrző mérések standardizálására az első erőfeszítéseket az Egyesült Államokban tették. Az amerikai Radiológiai Társaság szervezete, a "Bureau of Radiological Health", az intézetek javaslataiból arra következtetett, miszerint a homogenitás, a geometriai torzítás, valamint a geometriai felbontás vizsgálata a gammakamerák állapotáról legtöbb esetben kielégítő felvilágosítást nyújt (Paras P., és mtsai, 1977). Az említett vizsgálatok azonban

kvalitatív jellegűek voltak, nem ellenőriztek több egyéb fontos paramétert (pl. holtidő, maximális impulzushozam), ugyanakkor végrehajtásuk gyakoriságára vonatkozóan sem születtek ajánlások.

A későbbiekben az egységes minőségbiztosítási és minőségellenőrző tesztek kidolgozásához különböző szervezetek

- Hospital Physicists' Association (HPA 1978)
- American Association of Physicists in Medicine (AAPM 1980)
- Bureau of Radiological Health (BRH 1978, 1979),

valamint szerzők:

- Moretti et al 1976, Hine 1977, Lim et al 1978, Royal et al 1979, Chapman et al 1980, Smith et al 1980

járultak hozzá munkájukkal.

2.3. Nemzetközi standardok

A nemzetközi minőségellenőrző vizsgálatok két rendszere alakult ki és terjedt el szinte párhuzamosan:

- A. NEMA standardok
- B. NAÜ ajánlások.

2.3.1. NEMA standardok

A minőségellenőrzés szabványosítása terén áttörést jelentett az észak amerikai " National Electrical Manufacturers' Association (NEMA) " által 1980-ban közzétett, NU1-1980 jelzésű dokumentum "Performance Measurements of Scintillation Cameras". A ma már csak NEMA-standardként ismert anyag egységes rendszerbe foglalta a legfontosabb detektor paramétereket, valamint standardizálta a



meghatározásukhoz szükséges méréseket. A különböző gammakamerák azonos körülmények között meghatározott detektor paraméterei így összehasonlíthatókká, a vizsgált gammakamerák rangsorolhatókká váltak.

A NEMA tesztek között olyan mérési eljárásokat is kidolgoztak, amelyek egyszerű laboratóriumi körülmények között általában nem hajthatók végre, ilyen például a belső energia felbontás, belső linearitás mérése és a több ablakos energia teszt. A különböző tesztek segítenek a gammakamerák csúcsteljesítmőképességének eléréséhez és a detektor paraméterek változásának időbeli nyomonkövetéséhez.

A gammakamerák gyors fejlődése a NEMA protokollok folyamatos korszerűsítését tette szükségessé. Az utóbbi idők leglényegesebb változása a négyszög alakú detektorokhoz, illetve a SPECT technikához adaptált tesztek kidolgozása volt (NEMA 1986). Jelenleg az egésztest szcintigráfias vizsgálatok minőségellenőrzésének előírásain dolgoznak.

NEMA tesztek

1. Belső geometriai felbontás

A belső geometriai felbontás a detektor és a beütések pozicionálására szolgáló elektronika együttes felbontó képességéből származtatható, vizsgálata a vonalválaszfüggvény meghatározásán alapul. A mérésekhez használt vonalforrást egy ideális detektor vonalként képezné le, a valós detektorok azonban a vonalat a valóságosnál szélesebbnek ábrázolják. Minél jobb a detektor felbontóképessége, a vonalválaszfüggvény profilja annál keskenyebb. A profilt matematikailag leíró Gauss görbe szélessége a detektor által leképzett vonal kiszélesítésének mértéke. A gyakorlat szempontjából a görbe félértékszélessége (FWHM) a fontos, azaz a Gauss görbe magasságának felénél mért szélesség értéke. A félértékszélesség jó közelítéssel megfelel annak a legkisebb távolságnak, amelyre két pontforrást (vagy párhuzamos vonalforrást) elhelyezve ezek még külön láthatók az elkészített képen.

A görbe magasságának 1/10-énél mért szélességből (FWTM) az alacsony kontrasztú területek felbontására (low contrast performance) lehet következtetni.

2. Belső energia felbontás

A belső energia felbontás a detektor azon képességét jellemzi, amellyel az a különböző energiájú fotonokat egymástól megkülönböztetni képes. A belső energia felbontóképesség teszi lehetővé a valódi információkat hordozó, a vizsgált területről származó fotonok megkülönböztetését a szórt sugárzástól, amelynek észlelése és feldolgozása hamis pozicionálást eredményezne.

Az ellenőrző mérések során ^{99m}Tc valamint ^{57}Co sugárforrások energiaspektrumából határozzák meg a fotocsúcsok pozícióját és félértékszélességét. A két fotocsúcs energiájának különbsége, viszonyítva a fotocsúcsok helyzetének különbségéhez kalibrációs faktort képez, mellyel beszorozva a fotocsúcsok félértékszélességét, azt energiában kapjuk meg. A detektor belső energiafelbontását a fotocsúcs félértékszélességének energiában kifejezett értéke és a fotocsúcs energiájának arányaként adják meg.

3. Belső homogenitás

A homogenitás a detektor felületére eső homogén sugárzásra adott válasz mértéke. Az ideális detektor homogén sugárforrásról homogén képet ad. A tökéletes homogén felvételtől való eltérés mértéke a belső homogenitás paramétere. Meghatározásához pontforrással 64×64 matrixméretben, a központi pixelekben legalább 4000 beütés begyűjtésével készítenek felvételeket. A mérési adatok értékelése során kijelölik a teljes valamint centrális látómezőt. Az integrál homogenitás kiszámításához 9 pontos simitást követően meghatározzák a teljes, illetve centrális látómező egy-egy pixelének maximális illetve minimális beütésszámát, és a különbséget az összebeütésszám százalékában fejezik ki. A differenciál homogenitás kiszámításánál hasonló módon járnak el, ebben az esetben azonban a teljes, illetve centrális látómező bármely 5 vízszintesen vagy függőlegesen szomszédos pixelének beütésszámát veszik figyelembe.

Az 1 számú táblázatban a NEMA homogenitás paramétereit, valamint egyéb, a gyakorlatban leginkább elterjedt, homogenitást kvantifikáló paramétereit ismertetünk. Számítógép hiányában a homogenitás vizuálisan is értékelhető, az eredmény azonban kevésbé szenzitív, és erősen szubjektív.

4. Belső linearitás

A linearitás a detektorelektronika korrekt pozicionálási képességének mértéke. Megmutatja, hogy a megjelenített pont helye mennyire tér el a valódi, a detektor felületét érő beesési pont koordinátáitól. A linearitás gyengesége esetén a különben egyenes vonalak görbe vonalként ábrázolódnak, párhuzamos vonalakkól konvergáló vagy divergáló vonalak keletkezhetnek. Az ilyenféle torzítás nehezíti a klinikai felvételek értékelését, a helytelen pozicionálás következtében a kvantitatív értékelés jelentősen veszít pontosságából. A tomográfias rekonstrukciós eljárás különösen érzékeny a detektor nonlinearitására.

A linearitás vizsgálatához szimmetrikus tesztmintát használnak (furátokkal vagy csíkokkal). Meghatározzák a leképezett mintázathoz tartozó Gauss görbék csúcsainak helyzetét. A nonlinearitás (eltérés a valódi linearitástól) a vonalcsúcsok számított és mért helyzete közötti eltérés mértéke.

5. Belső impulzushozam teljesítmény

A belső impulzushozam teljesítménnyel a gammakamera-adatfeldolgozó kvantitatív vizsgálatokra való alkalmazhatóságát mérik. A detektor impulzushozam teljesítményének karakterizálására öt különböző teszt áll rendelkezésre. Kettő a maximális impulzushozam, valamint a 20%-os impulzus veszteség meghatározására szolgál, három pedig speciális, úgynevezett "class standard" eljárás. A maximális impulzushozamot a detektor felszínéhez egyre közelebb pozicionált pontforrás impulzushozamának detektálásával határozzák meg. A 20%-os veszteséggel detektált impulzushozam meghatározásához a Hine által alkalmazott két pontforrás módszert

használják (Adams R és mtsai, 1978). A három speciális teszttel a következőket végzik: grafikusán ábrázolják a detektált impulzushozamot a beeső impulzushozam függvényében, és az így kapott görbe segítségével bármilyen aktivitásnál meghatározható a detektálás során fellépő impulzushozam veszteség mértéke (Adams R és mtsai, 1978, Lim CB és mtsai, 1978); a másik két teszttel pedig 75000 cps impulzushozammal készítenek felvételeket, a magas impulzushozamoknál bekövetkező homogenitás és geometriai felbontás romlásának követésére (Lim CB és mtsai, 1978).

6. Több ablakos energia teszt

Két, vagy több energia csúccsal rendelkező radioizotóp egyidejű detektálásának minőségét vizsgálják. Meghatározzák, hogy a detektor felszínén egy adott pontba érkező különböző energiájú fotonok a képen mennyire különülnek el egymástól. Gyengébb teljesítményű detektor esetén a kép elmosódott lesz.

7. A rendszer geometriai felbontása

A rendszer geometriai felbontása a kollimátorral felszerelt detektor és a beütések pozicionálására szolgáló elektronika együttes felbontó képességét tükrözi. Vizsgálata a belső geometriai felbontáshoz hasonlóan, a vonalválaszfüggvény meghatározásán alapul. A vonalválaszfüggvényt matematikailag leíró Gauss görbe magasságának felénél mért szélesség (félértékszélesség) megfelel annak a legkisebb távolságnak, amelyre két pontforrást (vagy két párhuzamos vonalforrást) elhelyezve ezek még külön láthatók.

Mivel a rendszer felbontása a belső geometriai felbontás és a kollimátor felbontásának kombinációja, értéke mindig gyengébb a belső geometriai felbontás értékénél.

A klinikai vizsgálatok mérés technikai körülményeinek szimulálásához a sugárforrás és a detektor közé szóróközeg helyezhető. A szóróközeggel mért geometriai felbontás értékek a várható valóságot jobban tükrözik, a kollimátor felszínén mért értékeknél mindig gyengébbek.

8. A rendszer érzékenysége

A rendszer érzékenysége a kollimátorral felszerelt detektor és a feldolgozó elektronika együttes érzékenységét tükrözi. Tekintettel arra, hogy a kollimátor szerkezetétől és minőségétől függően csak a korrekt pozicionálásból származó gamma sugárzást, azaz a sugárforrás által kibocsátott fluxus töredékét engedi át, a rendszer érzékenysége mindig kisebb a detektor érzékenységénél. A rendszer érzékenységét elsősorban az alkalmazott kollimátor érzékenysége determinálja. A rendszer érzékenységének értékét megkapjuk, ha a rendszer által regisztrált beütésszámot a sugárforrás aktivitásához viszonyítjuk.

2.3.2. NAÜ ajánlások

A Nemzetközi Atomenergia Ügynökség első, a minőség ellenőrzéssel kapcsolatos dokumentuma 1979-ben jelent meg, ezt 1982-ben és 1991-ben bővített változatok követték. Az 1991-ben megjelent kiadvány a gammakamera-számítógép rendszerre, valamint a SPECT technikára vonatkozó fejezetekkel bővült.

A Nemzetközi Atomenergia Ügynökség minőségellenőrző javaslatai

Az üzembehelyezést követő első és un. referencia tesztek

1. A berendezés fizikai épségének ellenőrzése

2. A kézi illetve automata energiaablak tesztelése

Kézi illetve automata energiaablak beállításával, a pontforrás impulzushozamát kollimátor nélküli detektorral többször meghatározzák. Kiszámítják a kétféle felvételi módban detektált impulzushozamok eltérését. 10%-os különbségen belül az energiaablakok beállítását megfelelőnek értékelik.

3. A detektor és a rendszer homogenitásának vizsgálata

A detektor integrális és differenciális homogenitásának mérése és a homogenitás felvételek számítógépes kiértékelése a NEMA standardoknál már ismertetett módon történik. 64x64 mátrixméretben 15 M impulzus begyűjtését javasolják.

Az üzembehelyezést követő első teszteknel a még elfogadható eltérést a gyártó által közölt paraméterek, valamint a mért értékek között 10%-ban adják meg. A rutin minőségellenőrző mérések során meghatározott paramétereknek a referencia értékektől való eltérését 20%-on belül tartják még elviselhetőnek.

Homogenitás felvételek készítését javasolják az összes rendelkezésre álló ablakszélességgel, valamint különböző energiájú izotópokkal.

A kollimátorral felszerelt detektor homogenitásának vizsgálatából a kollimátor minőségére következtetnek.

4. A detektor és a rendszer geometriai felbontásának meghatározása

A geometriai felbontás vizsgálatára a NEMA standardoknál már ismertetett módszert ajánlják. Ezen kívül, amennyiben számítógép nem áll rendelkezésre, a geometriai felbontás meghatározására bar fantommal készített analóg felvételek készítését javasolják.

5. A detektor és a rendszer belső impulzushozam teljesítményének meghatározása

A belső impulzushozam teljesítmény meghatározására a beeső sugárzás fluxusát folyamatosan növelve impulzushozam méréseket végeznek. Az ajánlásoknak megfelelően két féle módszer áll rendelkezésre. A beeső sugárzás fluxusa a ^{99m}Tc pontforrás és a detektor közé helyezett, előzőleg a sugárzás abszorpciójára kalibrált réz lapok alkalmazásával változtatható. A detektált impulzushozamot a beeső impulzushozam függvényében ábrázolják, és meghatározzák a 20%-os holtidőből származó impulzushozam veszteséget, valamint a maximális impulzushozamot. A másik

módszer megfelel a NEMA standardok 5. pontjában ismertetett tesztnek; a rendszer impulzushozam teljesítményének meghatározására ezt ajánlják.

6. A rendszer érzékenységeinek meghatározása

A kollimátorral felszerelt detektor impulzushozamát ismert aktivitású síkforrással határozzák meg. A rendszer érzékenységét az egységnyi aktivitásra eső impulzushozammal jellemzik.

7. A detektor árnyékolásának ellenőrzése

A detektor árnyékolt oldalai körül különböző pozíciókba elhelyezett pontforrás esetén mért beütésszámot a háttér beütésszámával hasonlítják össze. Az érték nem haladhatja meg a háttér beütésszámát több mint három háttér standard deviációval, azaz kisebbnek kell lennie $B + 3\sqrt{B}$ értéknél ($B = a$ háttér beütésszáma).

8. A linearitás és geometriai felbontás ellenőrzése

A kollimátor felszínére helyezett, a linearitás és geometriai felbontás vizsgálatára alkalmas fantommal és síkforrással analóg felvételeket készítenek. A vizsgálatokhoz egymástól egyenlő távolságra, merőleges vonalak mentén elhelyezkedő furatokat (OHTP -Orthogonal Hole Test Pattern-), egymástól egyenlő távolságra elhelyezkedő párhuzamos egyeneseket (PLES -Paralell Lines Equally Spaced), egymástól növekvő távolságra, merőleges vonalak mentén elhelyezkedő furatokat (BRH -Bureau of Radiological Health-) tartalmazó fantomok szolgálnak. Amennyiben az ellenőrző felvételeken a detektor linearitásának vagy geometriai felbontásának romlását észlelik, az ajánlások 4. pontjában ismertetett módon kvantitatív mérések elvégzése indokolt.

Ha a mérések elvégzéséhez síkforrás nem áll rendelkezésre, a detektor linearitásának és geometriai felbontásának ellenőrzésére pontforrás és OHTP fantom alkalmazását javasolják.

9. Az összteljesítőképesség meghatározása

A klinikai vizsgálatoknál alkalmazott mérés technikai körülmények között szervfantomokról (elsősorban pajzsmirigy, vagy máj fantom ajánlott) készítenek felvételeket, és a képeket a referencia felvételekkel hasonlítják össze. Amennyiben a kamera teljesítményének romlását észlelik, a hiba okának felderítésére specifikus méréseket kell végezni.

10. Több energiaablak egyidejű alkalmazásának minősége

A NEMA standardoknál ismertetett módon történik.

Napi minőségellenőrző (operációs) tesztek:

1. A gammakamera fizikai épségének, a kollimátor illesztésének ellenőrzése.

2. A megfelelő energiaablak kiválasztása

A klinikai vizsgálatokban használt izotópból készített pontforrást a kollimátorral felszerelt, vagy kollimátor nélküli detektor alá helyezik. Amennyiben többcsatornás analizátor áll rendelkezésre azt használják, ha nem, akkor a kamera impulzus analizátorán beállítják az izotóp energiáját, és megkeresik a maximális beütésszámot. A napi mérések eredményeit összehasonlítva a kamera teljesítményében bekövetkező változás még idejében felismerhető.

3. A homogenitás és az érzékenység ellenőrzése

A referencia tesztek 3. és 6. pontjában már ismertetett módon a detektor homogenitását és érzékenységét ellenőrzik. A napi méréseknél kis kamerán 1 M impulzus, nagy kamerán 2 M impulzus begyűjtését már elegendőnek tartják.

4. Háttérmérés

A radioaktív szennyeződést a háttér sugárzás detektálásával ellenőrzik. Amennyiben a háttér beütésszáma 20%-kal eltér a megszokott értékektől, a radioaktív szennyeződés felderítésére újabb tesztek elvégzése indokolt. Amennyiben nem történt szennyeződés, a háttér beütésszámának változása feltehetően a kamera elektromos "zajából" származott.

5. Az oszcilloszkóp ellenőrzése

A 3. pontban ismertetett mérések során ellenőrzik az oszcilloszkóp felvillanásainak minőségét, fényerejét.

6. A dokumentációs egységek ellenőrzése.

A 3. pontban ismertetett vizsgálat során készült felvételek értékelésénél ellenőrzik a dokumentációs egységek működésének minőségét.

2.4. Nemzeti és nemzetközi összehasonlító vizsgálatok.

A nemzetközi összehasonlító vizsgálatok a nukleáris medicíni képzés minőségének javítását szolgálják. Az úgynevezett külső minőségellenőrző programok hozzásegítik a résztvevőket saját szakmai teljesítményük megítéléséhez. A laboratóriumokban ismeretlen tesztmintákkal és fantomokkal a programban meghatározott vizsgálatokat végzik el. Az eredményeket a vizsgálat szervezői egységes szempontok szerint értékelik, majd minden egyes résztvevőt tájékoztatnak saját eredményeiről. Az összehasonlító vizsgálatok sikeressége szorosan összefügg a helyi szervezés hatékonyságával, valamint az eredmények gyors feldolgozásával és visszajelzésével.

Az ötvenes évek közepén, az első nemzetközi nukleáris medicíni összehasonlító vizsgálat során 300 laboratóriumot kértek fel pajzsmirigy fantom radiojód felvételének

vizsgálatára (IAEA Newsletter, 1987). A résztvevők csupán 5%-ának eredményei voltak az 5%-os hibahatáron belül. 1971-ben amerikai szakemberek egyesületet szerveztek, amely nukleáris laboratóriumok közötti összehasonlító programok kidolgozását tűzte ki céljául. Az első programok a radioimmunológiai vizsgálatokra és az aktivitásmérő készülékekre vonatkoztak, majd a háromdimenziós emissziós szervfantomok, a transzmissziós képszimulátorok és a dinamikus szervfantomok következtek. A R.O.C. (Receiver Operating Characteristic) görbék bevezetésével a bináris matrix értékelő módszert a görbe alatti területek analízise váltotta fel (Souchkevitch G.N. és mtsai, 1988).

A nemzetközi összehasonlító vizsgálatok a résztvevő országok nukleáris medicinai műszerezettségének színvonalára, a minőségbiztosításra és a minőségellenőrzésre derítenek fényt. Hazai laboratóriumaink is részt vettek egyes körkísérletekben (Bános Cs. és mtsai, 1982, Souchkevitch G.N. és mtsai, 1988). Az eredmények viszonylag hiteles képet nyújtottak a diagnosztikai munka minőségéről, s emellett igazolódott az összehasonlító körkísérletek fontossága.

2.5. Jelenlegi nemzetközi elvárások, hazai és szegedi helyzet.

A nemzetközi elvárások alapján ma már a nukleáris medicinai laboratóriumok optimális működésének biztosításához elengedhetetlenül szükséges a rendszeres minőségellenőrzés (IAEA-Tecdoc-602, 1991). A saját feltételekhez szabott minőségellenőrzést a nemzetközi ajánlások alapján kell összeállítani. Fontos követelmény, hogy a berendezések rutin tesztjeit a vele dolgozó személy végezze, és az eredményeket rendszeresen nyilvántartsa (Rollo F., 1977). A referencia és rutin minőségellenőrző tesztek eredményeit erre képezített és jogosított személy kell hogy értékelje. Amennyiben a rutin ellenőrző vizsgálatok eredményei az elfogadható határokon kívül esnek, a mérőberendezést klinikai vizsgálatokra alkalmatlanná kell nyilvántani, és a hibát el kell hárítani.

A szegedi helyzet megfelel a nemzetközi elvárásoknak. Saját rendszer alapján napi, heti illetve negyedévenkénti gyakoriságú minőségellenőrző vizsgálatokat végzünk. A rutin minőségellenőrző vizsgálatok eredményeit rendszeresen dokumentáljuk. A napi, illetve heti megbeszéléseken tájékoztatás történik a műszerek technikai állapotáról.

A MONT mérés technikai munkacsoportja, a Szakmai Kollégiummal összhangban olyan követendő ajánlásokat ad hamarosan közre, amelyek rendszeres (az ajánlásban szereplő időközökben) végrehajtása a hazai nukleáris medicina alapvető érdeke.



3. Módszerek

3.1. A detektor homogenitásának mérése

3.1.1. Homogenitás mérése pontforrással

Penicillines üvegbe 10-20 MBq aktivitású ^{99m}Tc oldatot fecskendeztünk. A detektorról eltávolítottuk a kollimátort, majd a detektort legmagasabb helyzetébe vittük. A pontforrást a detektor középpontja alá a kamera talapzatára helyeztük. A differenciál diszkriminátorral beállítottuk a ^{99m}Tc fotocsúcsot, majd 20%-os energiaablakot választottunk. Számítógépes felvételeket készítettünk, 64x64-es mátrixméretben 6 millió impulzust gyűjtöttünk be. A számítógépes adatfelvétellel azonos időben röntgen filmre 1.500.000 összipulzusszámmal analóg felvételt készítettünk.

A mérések befejezése után a pontforrást eltávolítottuk és a kollimátort visszahelyeztük a detektorra.

A homogenitás felvételek értékelése

Vizuális értékelés.

Az analóg felvétel vizuális értékelése során ellenőriztük a film feketedésének egyenletességét.

Számítógépes értékelés.

A homogenitás értékek számítása előtt a felvételeken

1 2 1

2 4 2

1 2 1

súlyfaktorokkal úgynevezett 9 pontos simítást végeztünk. A látómező szélén meghatároztuk azokat a pontokat, amelyekben a maximális beütésszám a felére csökkent. A teljes látómező szélét a maximális beütésszám feléhez tartozó sugárnak 95%-ánál jelöltük ki. A centrális látómező szélét a maximális beütésszám feléhez tartozó sugár 75%-ánál jelöltük ki.

Meghatároztuk a teljes (centrális) látómezőhöz tartozó összes pixel maximális (Max) illetve minimális (Min) beütésszámát és kiszámítottuk a teljes (centrális) látómező integrál homogenitását:

$$\text{Integrál homogenitás} = 100 (\text{Max}-\text{Min})/(\text{Max} + \text{Min})$$

Meghatároztuk a teljes (centrális) látómezőhöz tartozó bármely 5 egymás melletti pixel maximális (Max) illetve minimális (Min) beütésszámát és kiszámítottuk a teljes (centrális) látómező differenciál homogenitását:

$$\text{Differenciál homogenitás} = 100 (\text{Max}-\text{Min})/(\text{Max} + \text{Min})$$

Azokon a kamerákon, melyek belső homogenitás korrekciós lehetőséggel rendelkeznek, a homogenitás vizsgálatát korrekcióval, és korrekció nélkül is elvégeztük.

Homogenitás értékek reprodukálhatósága

Kis és nagy látómezejű gammakamerákon 20 MBq aktivitású pontforrással sorozatméréseket végeztünk.

Vizsgálatainkat 5, 6, valamint 8 éves Picker Dyna 4C/15 nagy látómezejű, illetve egy 11 éves Picker Dyna 4C/13 kis látómezejű kamerákon végeztük. Mind a négy készülék detektorát kollimátor nélkül vizsgáltuk. A homogenitás numerikus értékeléséhez magyar gyártmányú microSEGAMS adatfeldolgozót használtunk. A felvételekhez 64x64-es matrixméretben 6 millió impulzust gyűjtöttünk be. Tíz egymást követő mérésből meghatároztuk a homogenitás értékek átlagát és szórását.

Homogenitás értékek aktivitásfüggése

A homogenitás értékek reprodukálhatóságának vizsgálatakor a már ismertetett gammakamerákon 2-200 MBq aktivitástartományban vizsgáltuk az impulzushozam és a homogenitás összefüggését. A nagy látómezejű gammakamerákon méréseinket homogenitás korrekció nélkül, majd uZ homogenitás korrekciós áramkör bekapcsolásával is elvégeztük.

A mért impulzushozamokat valamint a homogenitás értékeket az aktivitás függvényében ábrázoltuk. Meghatároztuk a maximális impulzushozamot, valamint a 20%-os holtidős veszteséget produkáló aktivitás értékeket. A detektorok teljesítőképességét a mért paraméterek alapján hasonlítottuk össze.

Homogenitás értékek pozíció függése

Méréseinket nagy látómezejű gammakamera kollimátor nélküli detektorával végeztük. A felfelé fordított detektor középpontja fölé különböző távolságokra elhelyezett (60-200 cm) 20 MBq aktivitású 99m-Tc pontforrással végeztük a méréseket. A kapott értékeket a távolság függvényében ábrázoltuk.

A függőleges irányba fordított detektor látómezejének középpontjától öt detektorátmérő távolságra 20 MBq 99m-Tc pontforrást helyeztünk. A pontforrás helyzetét sugár irányba változtatva homogenitás méréseket végeztünk, és a mért értékeket a távolság függvényében ábrázoltuk.

3.1.2. Homogenitás mérése dinamikus vonalfantommal

A dinamikus vonalfantom leírása

A fantom alapvető része a **kapilláris cső**, amely rozsdamentes acélból készült, hossza 500 mm, átmérője 1 mm, térfogata 0.4 ml. A kapilláriscsövet a fantom hosszában, a kapilláriscsőre merőleges irányba mikroprocesszor vezérelte léptető motor mozgatja. A tesztminta előállítása során a kapilláris a detektor alatt egyenletes sebességgel mozog. A detektor homogenitása kollimátorral és kollimátor nélkül egyaránt ellenőrizhető.

A vonalfantom optimális aktivitástartományának meghatározása

A kapilláriscsövet 150 MBq ^{99m}Tc oldattal töltöttük fel.

A radioaktív bomlás következtében fokozatosan csökkenő aktivitású kapillárisal végeztünk homogenitás méréseket.

A mérési eredményeket 20 MBq ^{99m}Tc pontforrással mért értékekkel hasonlítottuk össze.

A kollimátor nélküli detektor homogenitásának vizsgálata.

A kapilláris csövet 150 MBq ^{99m}Tc oldattal töltöttük fel, majd a radioaktív bomlás következtében egyre csökkenő aktivitású kapillárisal, az előzőleg meghatározott optimális aktivitás tartományában végeztünk homogenitás méréseket. A dinamikus vonalfantomot a lefele fordított detektor alá helyeztük. Aktiváltuk a dinamikus vonalfantom homogenitás programját és analóg, valamint számítógépes felvételeket készítettünk.

A kollimátorral felszerelt detektor homogenitás vizsgálata.

A tesztelni kívánt kollimátort a detektorra szereltük. A dinamikus vonalfantomot a lefele fordított detektor alá helyeztük, majd a kollimátor nélküli detektor tesztelésénél ismertetett módon homogenitás felvételeket készítettünk. A felvételek értékelése a pontforrással végzett homogenitás vizsgálatokban már ismertetett módon történt.

3.2. A detektor linearitásának vizsgálata

3.2.1. A detektor linearitásának vizsgálata bar fantommal.

Penicillines üvegbe 20-25 MBq aktivitású ^{99m}Tc oldatot fecskendeztünk. A detektorról eltávolítottuk a kollimátort, majd a detektort legalacsonyabb helyzetébe vittük, felfele fordítottuk, és a bar fantomot ráhelyeztük.

A pontforrást a detektor középpontja fölé annak felszínétől 1.5 m távolságban függesztettük fel. A differenciál diszkriminátoron 20%-os energiaablakot állítottunk be. A ^{99m}Tc fotocsúcsán röntgen filmre 20 M összipulzusszámmal analóg felvételeket készítettünk.

A linearitás felvételek értékelése

Vizuális értékelés.

Az analóg felvételek vizuális értékelése során az ólomcsíkok lefutásának párhuzamosságát ellenőriztük.

3.2.2. A detektor linearitásának vizsgálata dinamikus vonalfantommal

A dinamikus vonalfantom kapillárisát 500 MBq 99m-Tc oldattal töltöttük fel. A kollimátorral felszerelt detektort lefele fordítottuk, és a dinamikus vonalfantomot a lehető legkisebb távolságra a detektor alá helyeztük. A differenciál diszkriminátoron 20%-os energiaablakot állítottunk be. A dinamikus vonalfantomon sorra aktiváltuk a linearitás vizsgálatára szolgáló különböző (egymástól egyenlő távolságra elhelyezkedő párhuzamos vonalak, forróvonalpárok, egymástól egyenlő távolságra elhelyezkedő furatok) programokat. A 99m-Tc fotocsúcsán röntgen filmre analóg felvételeket, illetve számítógéppel digitális felvételeket készítettünk.

Vizsgálatainkat 11 éves Picker Dyna 4C/13 kis látómezejű, 5, 6, valamint 8 éves Picker Dyna 4C/15 nagy látómezejű, illetve Siemens Diacam kamerákon végeztük. Mind az öt készülék detektorát kollimátorral vizsgáltuk.

A linearitás felvételek értékelése

Vizuális értékelés

Az analóg felvételek vizuális értékelése során a párhuzamos egyenesek, valamint a párhuzamos furatok elhelyezkedésének egyenletességét ellenőriztük.

3.3. A detektor geometriai felbontóképességének vizsgálata

3.3.1. A detektor geometriai felbontóképességének vizsgálata bar fantommal

A detektor geometriai felbontóképességének meghatározásához a detektor linearitásának vizsgálatánál ismertett mérés technikai körülményeket használtuk.

A geometriai felbontás felvételek értékelése

Vizuális értékelés

A bar fantom felvételeken azokat a tartományokat határoztuk meg amelyekben az ólomcsíkok még egyértelműen elkülöníthetők egymástól.

3.3.2. A detektor geometriai felbontóképességének vizsgálata dinamikus vonalfantommal

A dinamikus vonalfantom programjai közül a geometriai felbontás meghatározására alkalmas különböző (egymástól változó távolságokra elhelyezkedő párhuzamos vonalak (RHL), valamint modulációs átviteli függvény (MTF)) programokat aktiváltuk. A differenciál diszkriminátoron 20%-os energiaablakot állítottunk be, és a ^{99m}Tc fotocsúcsán röntgen filmre analóg felvételeket készítettünk. A radioaktív izotóppal feltöltött kapillárist a látómező különböző területeire helyeztük és 256x256-os mátrixméretben nagy impulzusszámú digitális felvételeket készítettünk. A klinikai mérés technikai körülmények modellezéséhez a kapillárisra a műszer tartozékát képező 4.2 cm vastag szóróközeget erősítettünk, és a forróvonal felbontás (RHL) programmal felvételeket készítettünk.

Vizsgálatainkat 11 éves Picker Dyna 4C/13 kis látómezejű, 5, 6, valamint 8 éves Picker Dyna 4C/15 nagy látómezejű, illetve Siemens Diacam kamerákon végeztük. Mind az öt készülék detektorát kollimátorral vizsgáltuk. A Picker Dyna nagy látómezejű detektorokkal készített felvételek numerikus értékeléséhez magyar gyártmányú microSEGAMS adatfeldolgozót használtunk.

A geometriai felbontás felvételek értékelése

Vizuális értékelés

A dinamikus vonalfantom tesztmintáival készült analóg felvételeken azt a vonalpárt határoztuk meg, amelynek vonalai még egyértelműen megkülönböztethetőek.

Számítógépes értékelés

A kapillárisról nagy impulzusszámmal készült digitális felvételeken a kapillárisra merőleges egy pixel szélességű vonalak mentén aktivitásprofil görbéket szerkesztettünk, amelyekre Gauss görbéket illesztettünk. A detektor geometriai felbontásának meghatározásához a látómező több pontján kiszámítottuk a Gauss görbe félértékszélességét (FWHM).

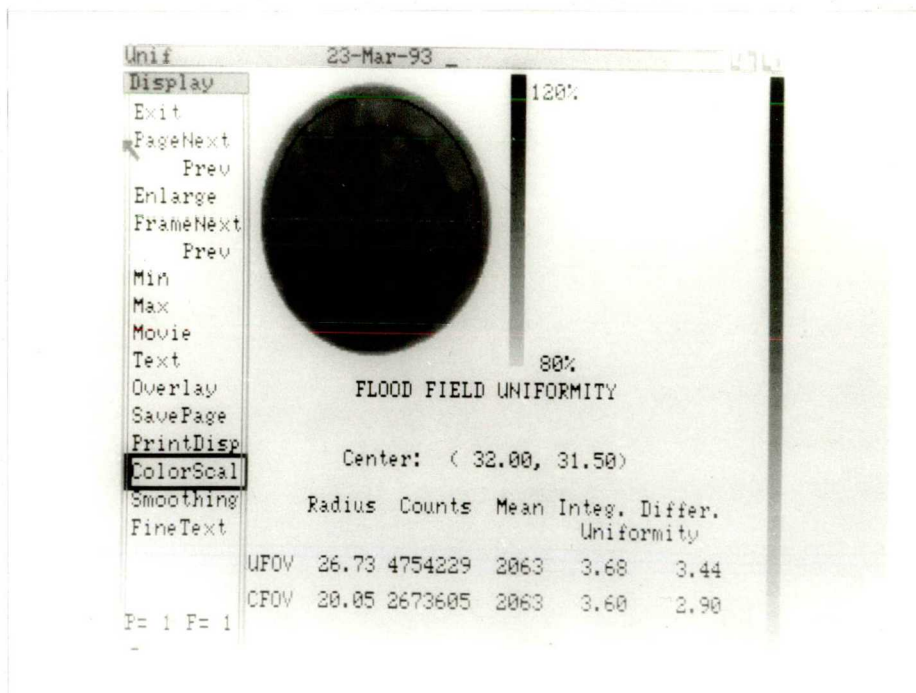


4. Eredmények

4.1. Homogenitás mérése pontforrással

4.1.1. A homogenitás értékek reprodukálhatósága

Gammakamerához csatlakoztatott microSEGAMS adatfeldolgozóval készített homogenitás felvételt az 1 számú ábrán mutatunk be.



1. ábra

MicroSEGAMS adatfeldolgozóval készített homogenitás felvétel

A kis látómezejű gammakamera pontforrással mért homogenitás értékeinek reprodukálhatóságát célzó vizsgálatunk eredményeit a 2. számú táblázatban adjuk közre.

2. Táblázat

Kis látómezejű gammakamera pontforrással mért homogenitás értékeinek reprodukálhatósága

Nr	Homogenitás			
	Integrál (%)		Differenciál	
UFOV	CFOV	UFOV	CFOV	
1.	12.51	10.29	7.12	5.61
2.	12.43	09.36	6.61	6.12
3.	11.39	09.66	7.95	5.80
4.	11.91	10.35	7.46	5.84
5.	11.39	09.53	7.52	5.70
6.	12.16	11.41	7.05	6.50
7.	11.86	10.17	7.68	6.01
8.	12.40	10.36	7.73	5.82
9.	12.80	10.69	7.88	5.64
10.	12.12	10.25	6.41	5.65
Átlag	12.09	10.20	7.35	5.86
Szórás	0.46	0.59	0.54	0.27

A kis látómezejű gammakamera integrál homogenitás értékei a teljes látómezőben $12.09\% \pm 0.46\%$, a centrális látómezőben $10.20\% \pm 0.59\%$ között változtak. A differenciál homogenitás értékek reprodukálhatóságát a teljes látómezőben $7.35\% \pm 0.54\%$, a centrális látómezőben $5.86\% \pm 0.27\%$ között találtuk.

A nagy látómezejű gammakamera homogenitás reprodukálhatóságának vizsgálati eredményeit a 3. számú táblázat tartalmazza.

3. Táblázat

Nagy látómezejű gammakamera pontforrással mért homogenitás értékeinek reprodukálhatósága

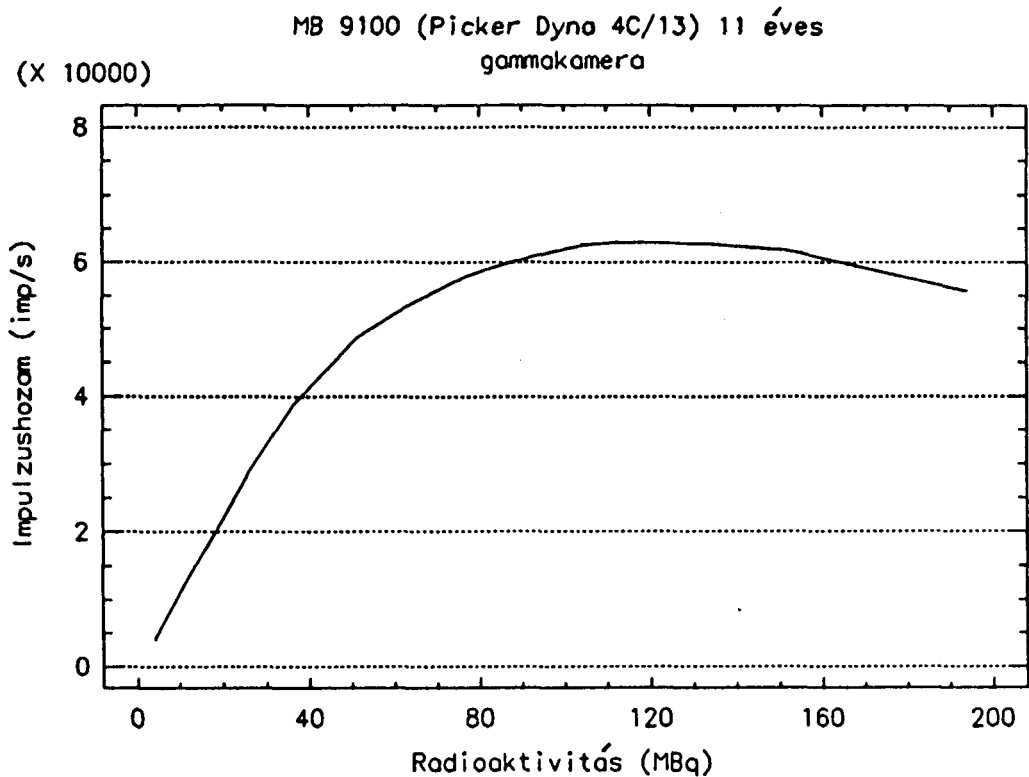
Nr.	Homogenitás (%)			
	Integrál		Differenciál	
	UFOV	CFOV	UFOV	CFOV
1.	4.49	4.49	3.33	3.33
2.	4.74	4.74	3.24	3.17
3.	4.87	4.34	3.34	3.10
4.	4.44	4.15	3.15	3.15
5.	4.21	3.79	2.99	2.73
6.	4.31	4.09	3.35	2.84
7.	4.26	3.90	2.98	2.97
8.	5.68	4.55	3.41	3.21
9.	4.62	4.48	3.23	3.14
10.	4.63	4.08	3.59	3.57
Átlag	4.52	4.26	3.26	3.12
Szórás	0.21	0.30	0.18	0.23

A nagy látómezejű gammakamera integrál homogenitás értékei a teljes látómezőben $4.52\% \pm 0.21\%$, a centrális látómezőben $4.26\% \pm 0.30\%$ között változtak. A differenciál homogenitás értékeket a teljes látómezőben $3.26\% \pm 0.18\%$, a centrális látómezőben $3.12\% \pm 0.23\%$ intervallumban mértük.

A sorozatos homogenitás mérések eredményeinek stabilitása az egyedi mérések relevanciáját bizonyítja.

4.1.2. A homogenitás értékek aktivitás függése

A vizsgált gammakamerák aktivitás-impulzushozam, valamint aktivitás-homogenitás karakterisztikái a 2.-9. ábrákon láthatók.

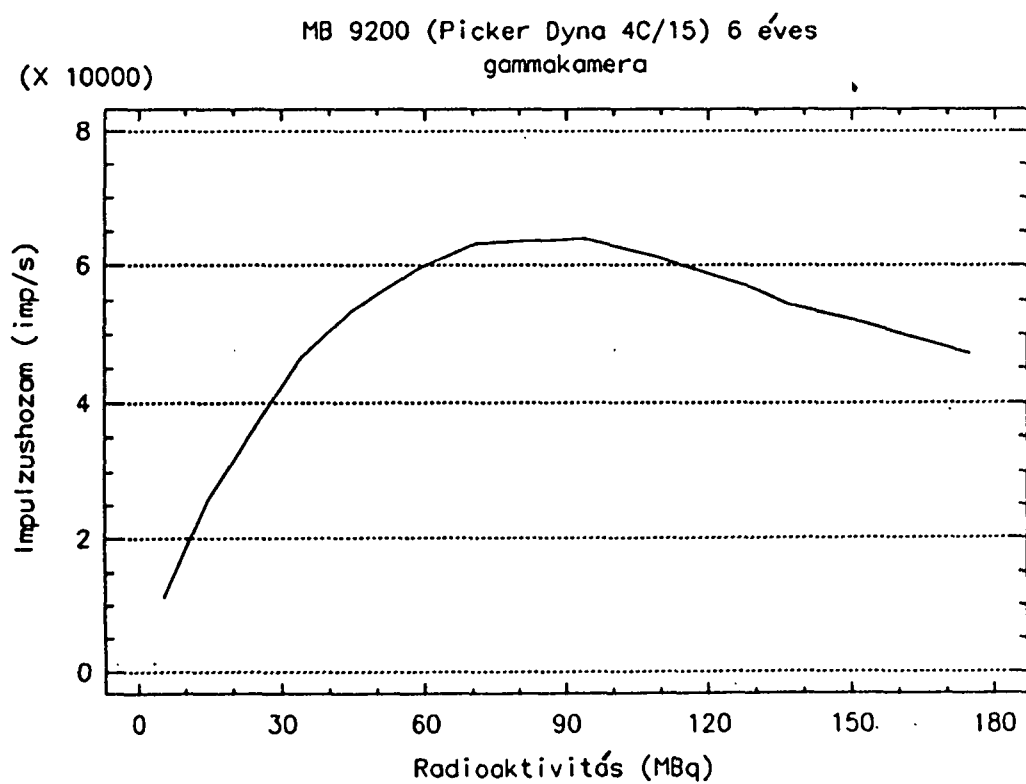
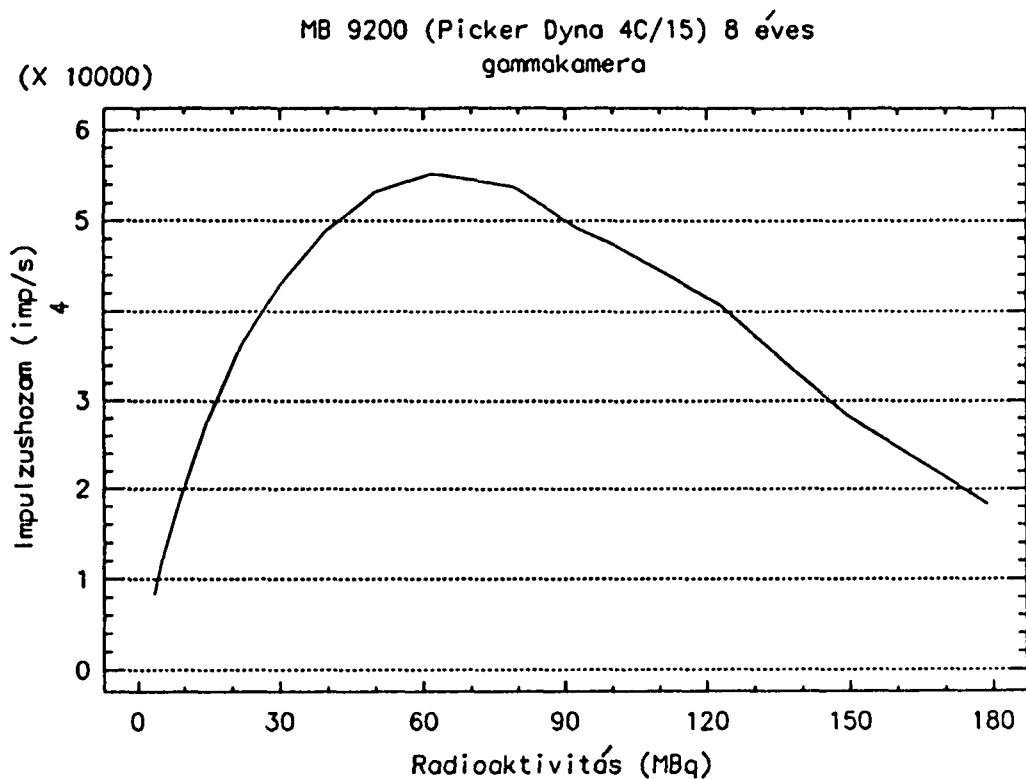


2. ábra

Kis látómezejű gammakamerával mért aktivitás-impulzushozam függvény

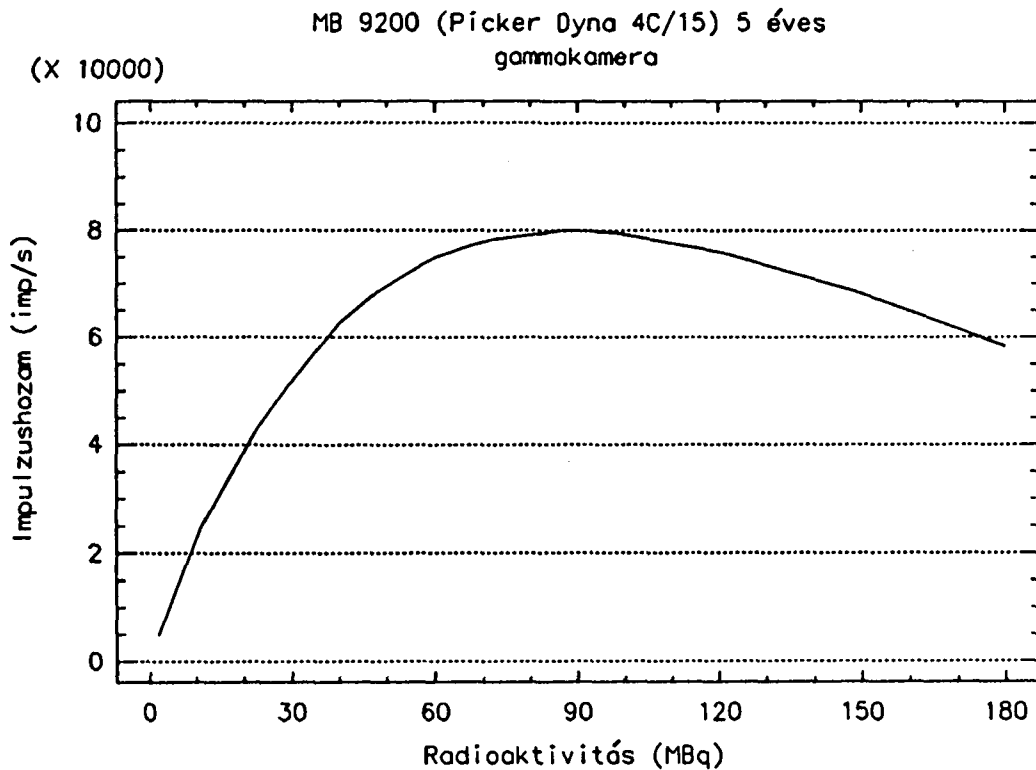
Az alacsony impulzushozamú tartományban a függvény közel lineáris volt, az aktivitás növekedésével elérte a maximumát. A maximális impulzushozam az aktivitás széles tartományában állandónak bizonyult, majd az aktivitás további növekedésével fokozatosan csökkent.

A 3. 4. illetve 5. számú ábrákon a nagy látómezejű gammakamerákkal mért aktivitás-impulzushozam függvények láthatók.



3. és 4. ábra

Nagy látómezejű gammakamerával homogenitás korrekció nélkül mért aktivitás-impulzushozam függvény



5. ábra

Nagy látómezejű gammakamerával homogenitás korrekció nélkül mért aktivitás impulzushozam függvény

Az alacsony impulzushozamú tartományokban a függvények közel linearisak, az aktivitás értékek növekedésével az impulzushozam elérte a maximumot, majd fokozatosan csökkent.

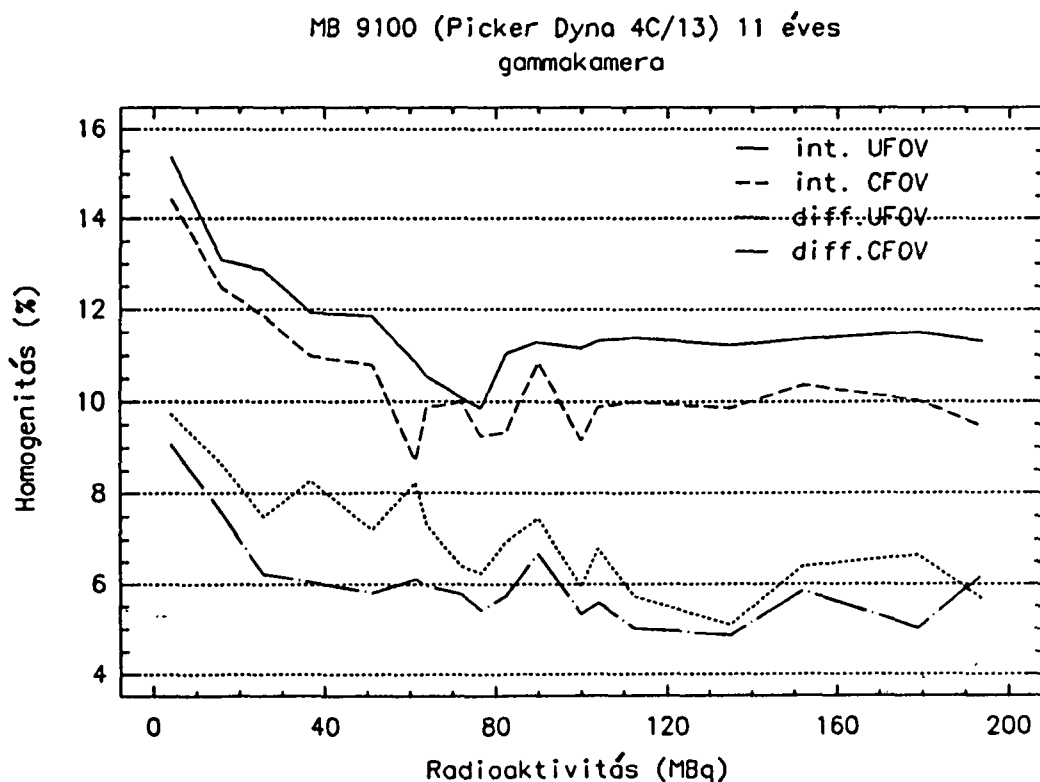
Az 2-5 ábrák adataiból meghatároztuk a vizsgált detektorokkal homogenitás korrekció nélkül mért maximális impulzushozamokat, a maximális impulzushozamok eléréséhez szükséges aktivitás értékeket, valamint a 20%-os holtidő veszteséget okozó aktivitás értékeket. Az eredményeket a 4. táblázatban foglaltuk össze.

4. Táblázat

Homogenitás korrekció nélkül mért aktivitás-impulzushozam görbe jellemző paraméterei

Gammakamera	Maximális(Imp/s) impulzushozam	Aktivitás (MBq)	20%holtidős veszteség(MBq)
MB9100-11 éves (Picker Dyna 4C/13)	63025	112.0	70.0
MB9200-8 éves (Picker Dyna 4C/15)	58140	86.8	40.0
MB9200-6 éves (Picker Dyna 4C/15)	63960	94.0	42.0
MB9200-5 éves (Picker Dyna 4C/15)	80179	87.3	32.0

A 6. ábrán a kis látómezejű detektor homogenitásának változása követhető.

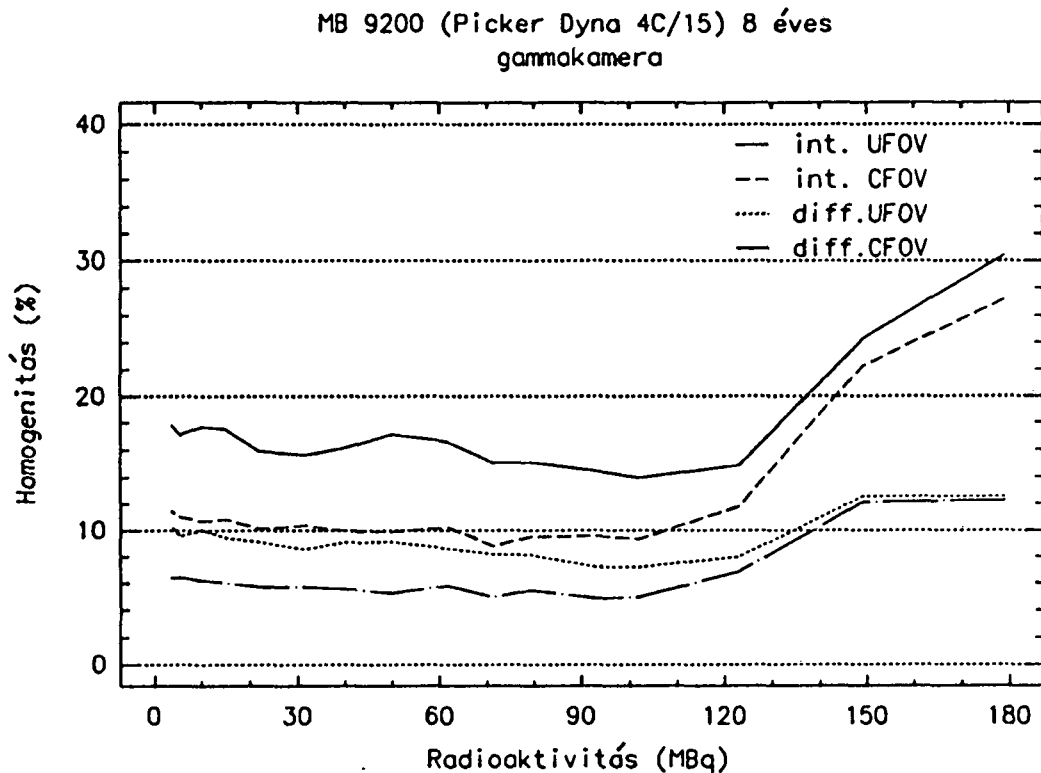


6. ábra

Kis látómezejű gammakamerával homogenitás korrekció nélkül mért aktivitás-homogenitás függvény

Az integrál és differenciál homogenitás a teljes, valamint a centrális látómezőben széles aktivitás tartományban stabilnak bizonyult.

A 7. ábrán a 8 éves detektor homogenitásának változása látható.

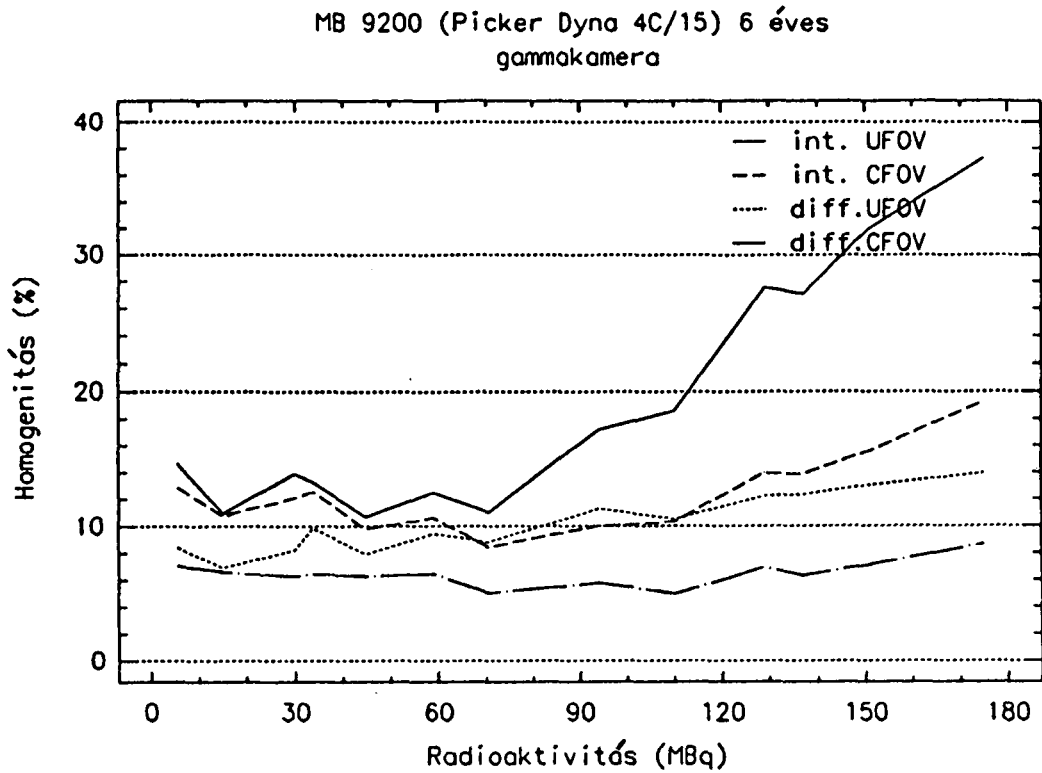


7. ábra

Nagy látómezejű gammakamerával homogenitás korrekció nélkül mért aktivitás-homogenitás függvény

A homogenitás értékek az aktivitás növelésével egy bizonyos intervallumban stabilak voltak, majd hirtelen el kezdtek romlani. A homogenitás hirtelen romlását okozó aktivitás nagysága azonos volt a 3. ábrának megfelelően az impulzushozam rohamos csökkenését kiváltó aktivitással. A differenciál homogenitás stabilnak bizonyult.

A 8. ábrán a 6 éves detektor homogenitás változását követhetjük.

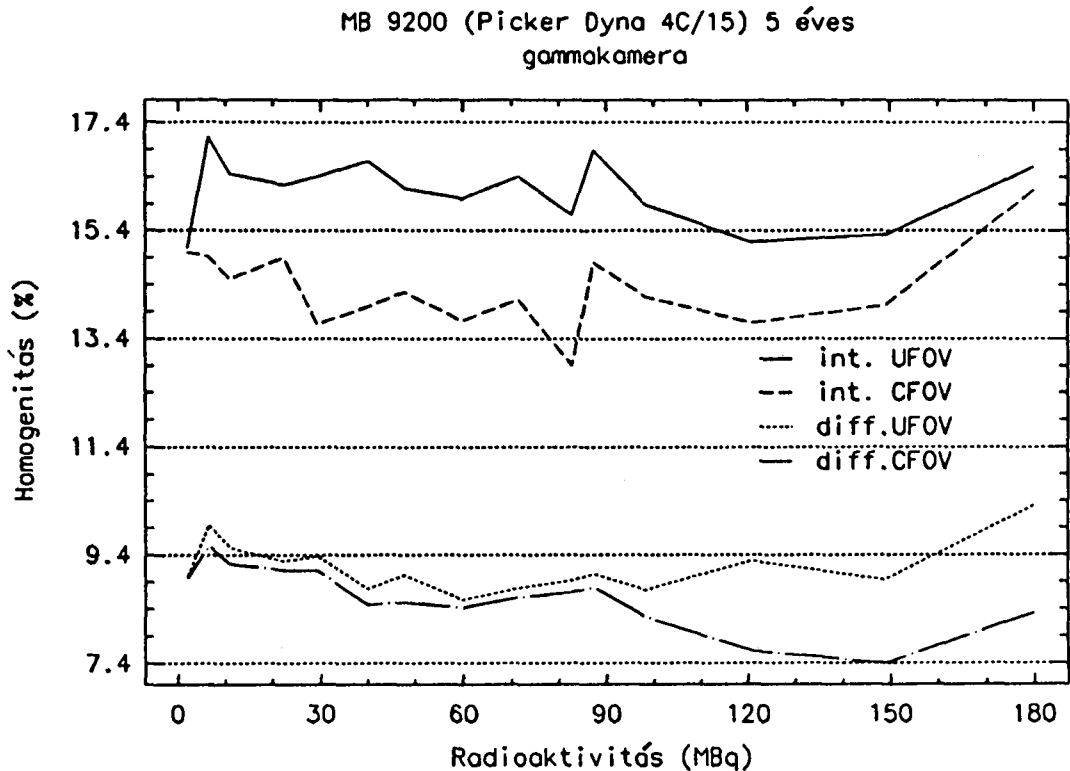


8. ábra

Nagy látómezejű gammakamerával, homogenitás korrekció nélkül mért aktivitás-homogenitás függvény

Az aktivitás növelésével az integrál homogenitás értékek nagy ingadozását észleltük. A homogenitás romlása már alacsony aktivitás tartományban bekövetkezett. A differenciál homogenitás stabilnak bizonyult.

A 9. ábrán az 5 éves detektor homogenitás változása látható.



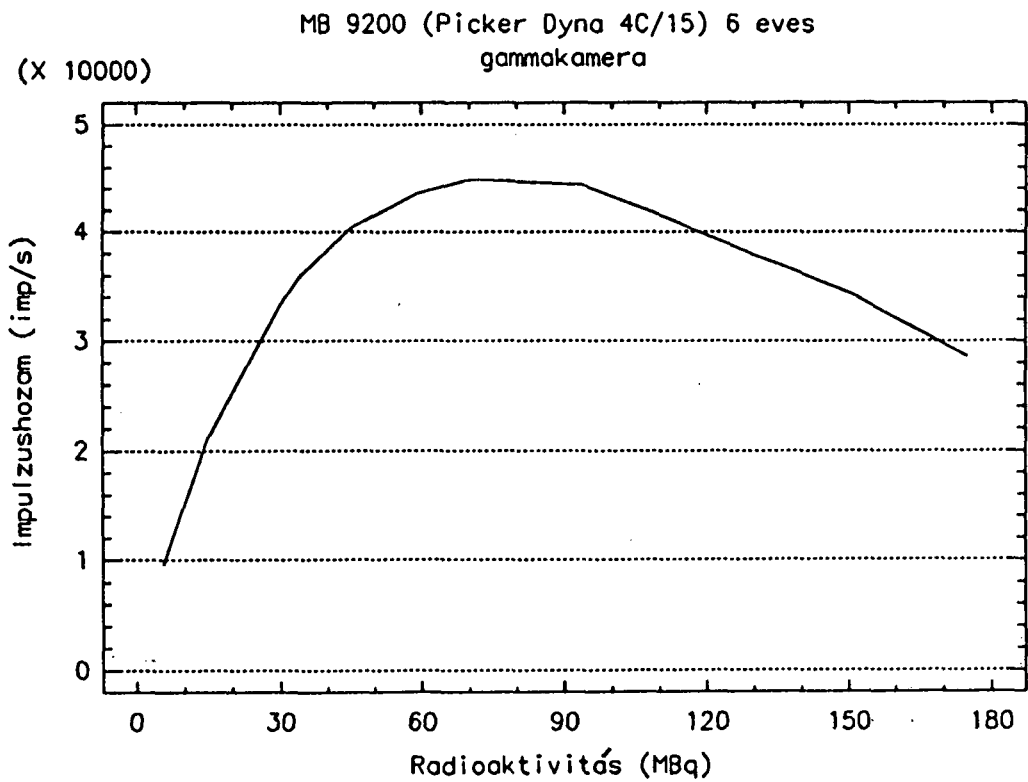
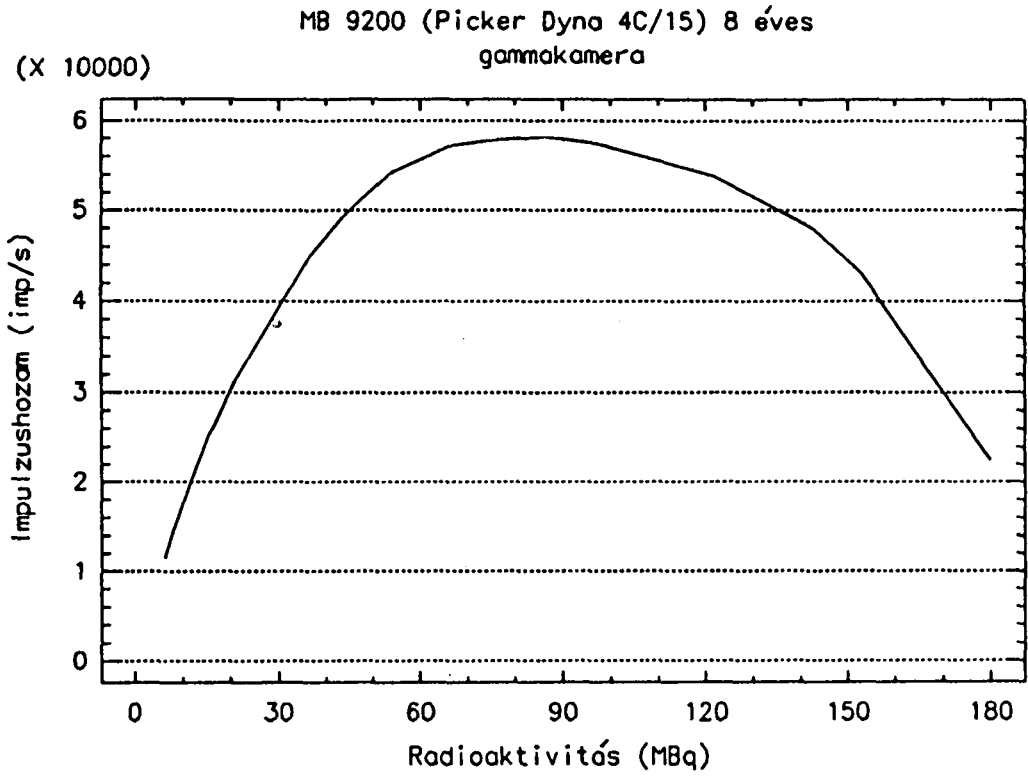
9. ábra

Nagy látómezejű gammakamerával homogenitás korrekció nélkül mért aktivitás-homogenitás függvény

Az aktivitás változás ellenére a homogenitás értékek viszonylag stabilak voltak.

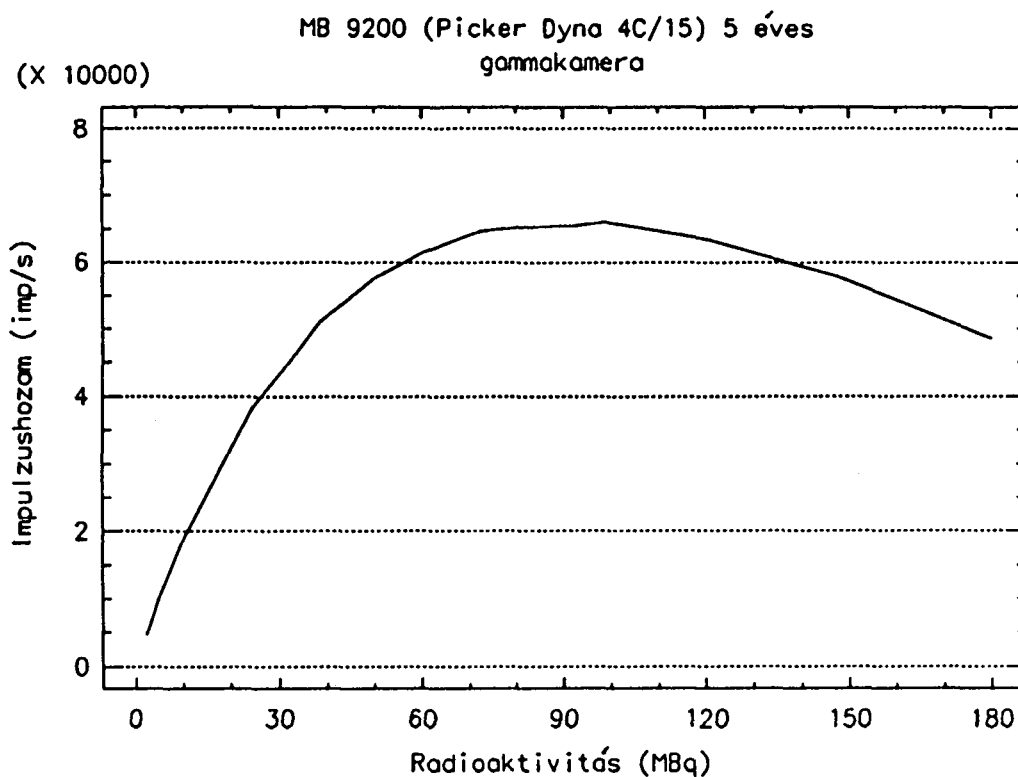
Külön kísérlet sorozatban megvizsgáltuk a korrekciós áramkörök hatását az aktivitás-impulzushozam illetve aktivitás-homogenitás értékek alakulására. A kis látómezejű gammakamera nem rendelkezik homogenitás korrekciós áramkörrel, így azt mérni nem tudtuk.

A vizsgált nagy látómezejű gammakamerákkal μZ homogenitás korrekciós áramkör alkalmazásával mért impulzushozam - aktivitás valamint homogenitás - aktivitás függvényeket a 10.-15. ábrákon mutatjuk be.



10. és 11. ábra

Nagy látómezejű gammakamerával homogenitás korrekcióval mért aktivitás-impulzushozam függvény



12. ábra

Nagy látómezejű gammakamerával homogenitás korrekcióval mért aktivitás-impulzushozam függvény

Amint a 10. 11. illetve 12. ábrákon megfigyelhető, mindhárom detektor aktivitás-impulzushozam függvénye az alacsony aktivitás tartományban elég jó linearitást mutat. Az aktivitás növelésével a görbék elérik a maximumot, majd fokozatosan csökkenni kezdnek.

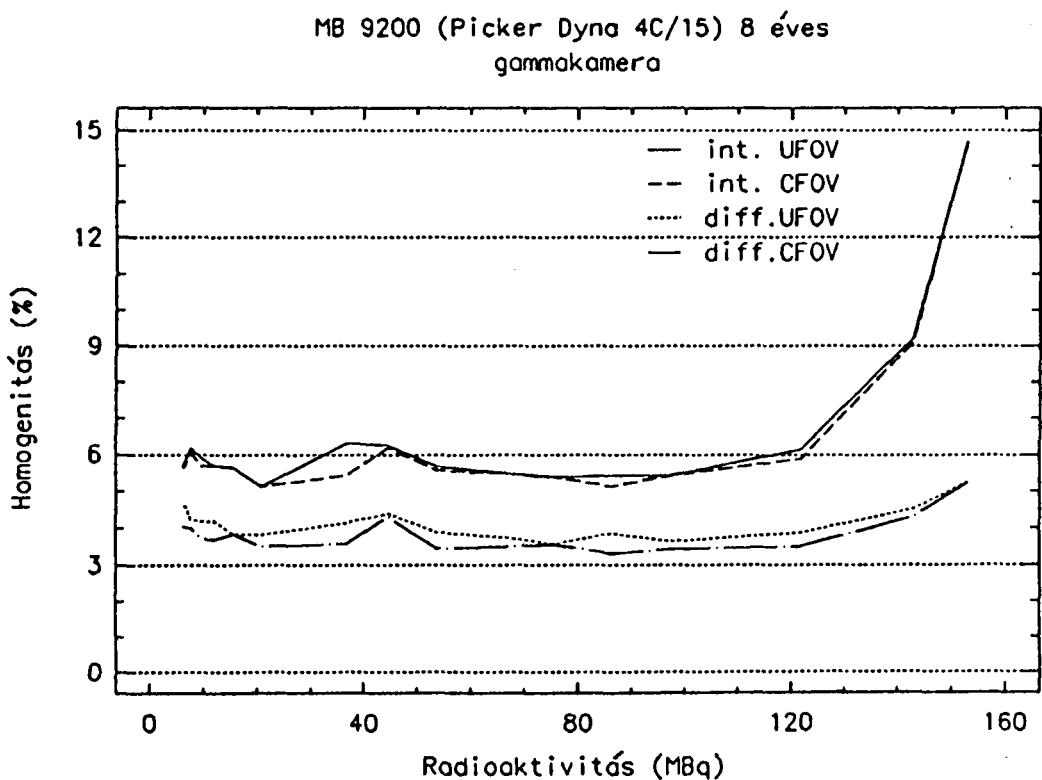
A vizsgált nagy látómezejű detektorokkal μZ homogenitás korrekciós áramkör alkalmazásával mért maximális impulzushozamokat, a maximális impulzushozamok eléréséhez szükséges aktivitás értékeket, valamint a 20%-os holtidő veszteséget okozó aktivitás értékeket a 10.-12. ábrák adataiból határoztuk meg és az 5. táblázatban foglaltuk össze.



5. Táblázat

Homogenitás korrekcióval mért aktivitás-impulzushozam görbék jellemző paraméterei

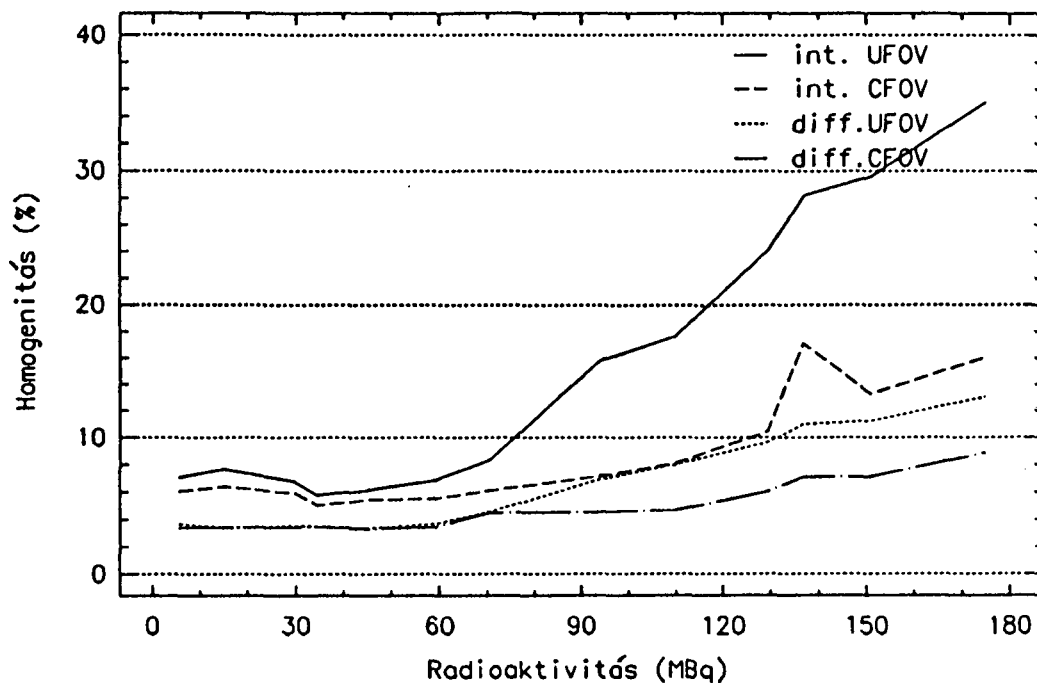
Gammakamera	Maximális(Imp/s) impulzushozam	Aktivitás (MBq)	20%haldidős veszteség(MBq)
MB9200-8 éves (Picker Dyna 4C/15)	55100	62.0	28
MB9300-6 éves (Picker Dyna 4C/13)	44848	82.0	32
MB9200-5 éves (Picker Dyna 4C/13)	66013	99.3	32



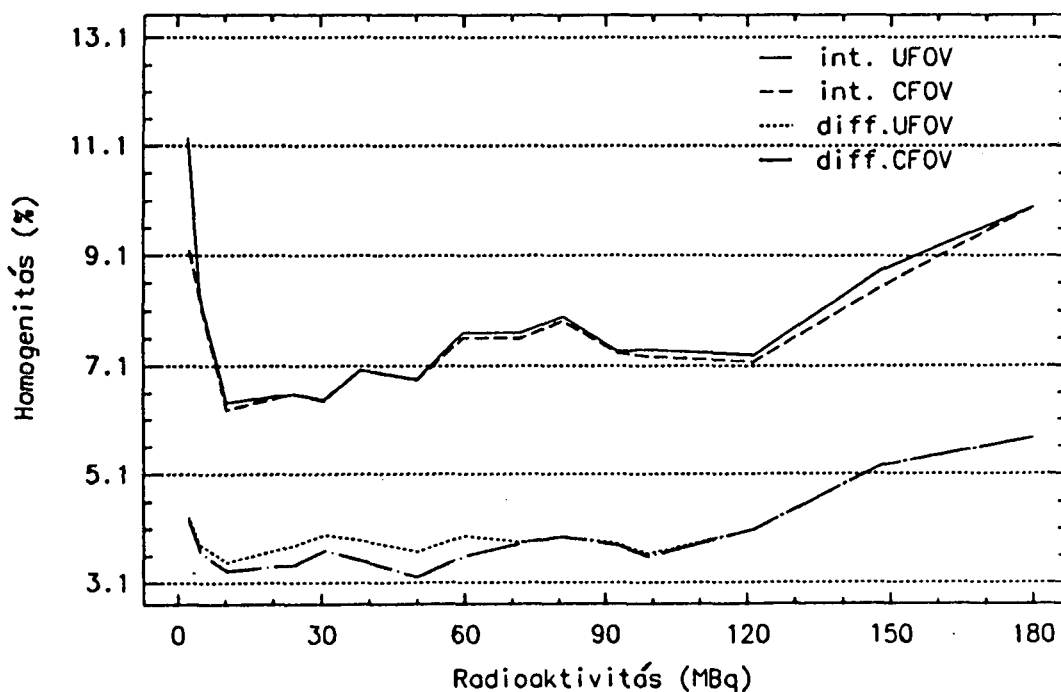
13. ábra

Nagy látómezejű gammakamerával homogenitás korrekcióval mért aktivitás-homogenitás függvény

MB 9200 (Picker Dyna 4C/15) 6 éves
gammakamera



MB 9200 (Picker Dyna 4C/15) 5 éves
gammakamera



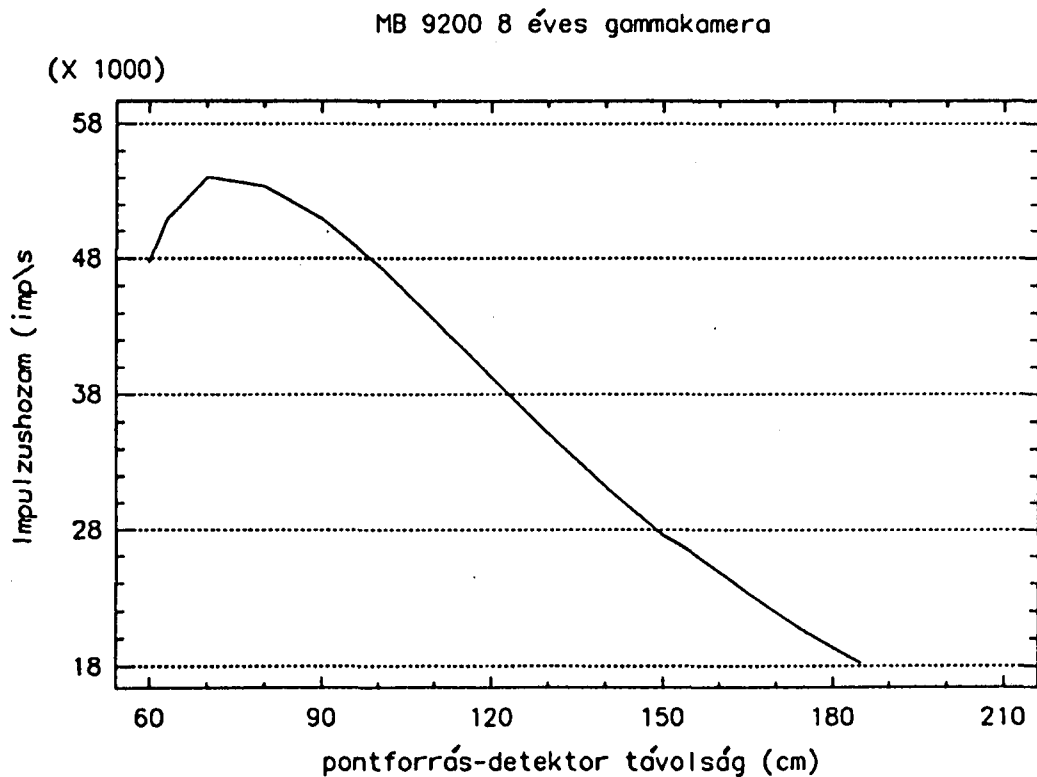
14. és 15. ábra

Nagy látómezejű gammakamerával homogenitás korrekcióval mért aktivitás-homogenitás függvény

A 13. 14. illetve 15. ábrákon a vizsgált detektorok homogenitása széles aktivitás tartományban stabilnak bizonyult, az aktivitás további növelésével viszont hirtelen romlott.

4.1.3. A homogenitás értékek pozíció függése

A 16. ábrán a detektor felszínétől távolodva, a látómező középpontja felett 20 MBq ^{99m}Tc pontforrással különböző pozíciókban mért impulzushozamokat ábrázoltuk.

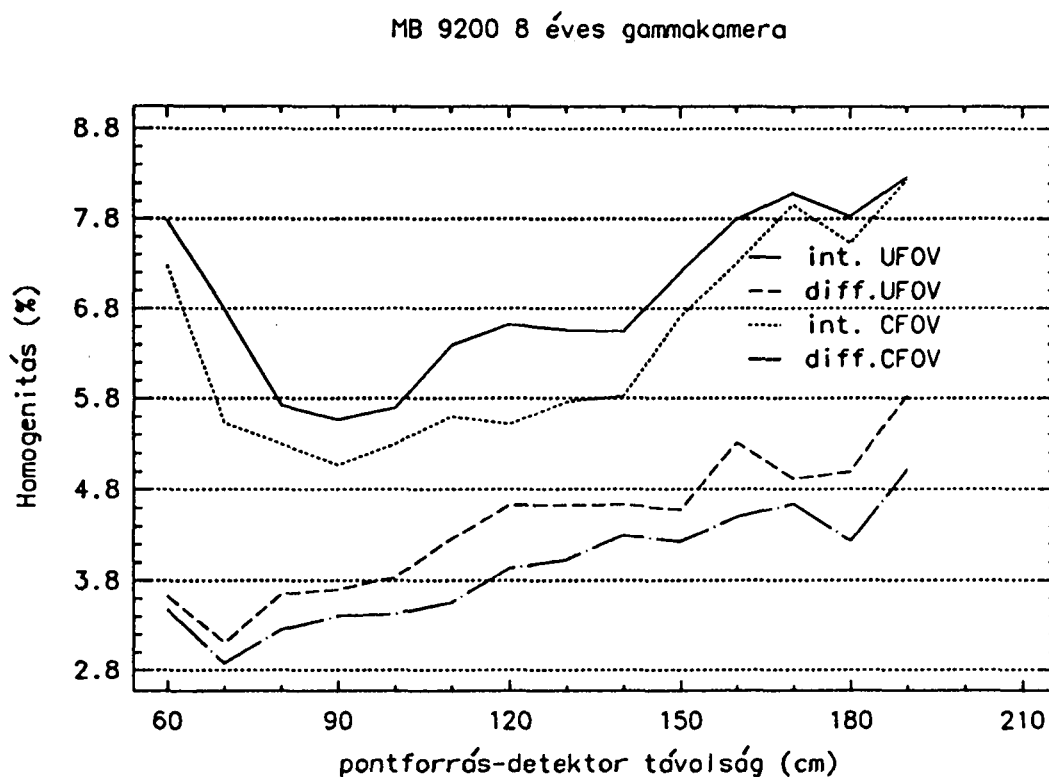


16. ábra

A detektor középpontja felett különböző távolságra elhelyezett pontforrással mért impulzushozam

A detektor felszínétől távolodva nőtt az impulzushozam míg elért egy maximumot, majd a távolság további növelésével csökkent.

A homogenitás változása (17. ábra) szoros összefüggésben volt az impulzushozam változásával.



17. ábra

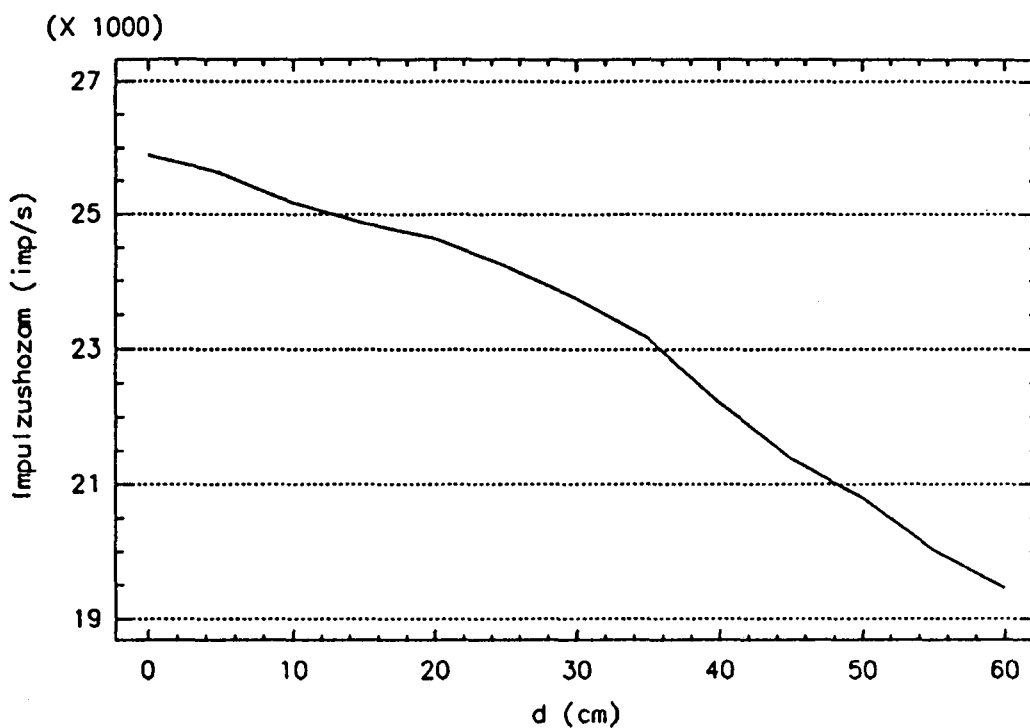
A detektor középpontja felett különböző távolságra elhelyezett pontforrással mért homogenitás értékek

A detektor felszínétől távolodva kezdetben javult a homogenitás, a távolság további növelésével viszonylag lassan változó homogenitás értékeket detektáltunk, amíg el nem értük az öt detektorátmérő távolságot. Ezt követően, alacsony impulzushozamnál a homogenitás értékek hirtelen romlását észleltük.

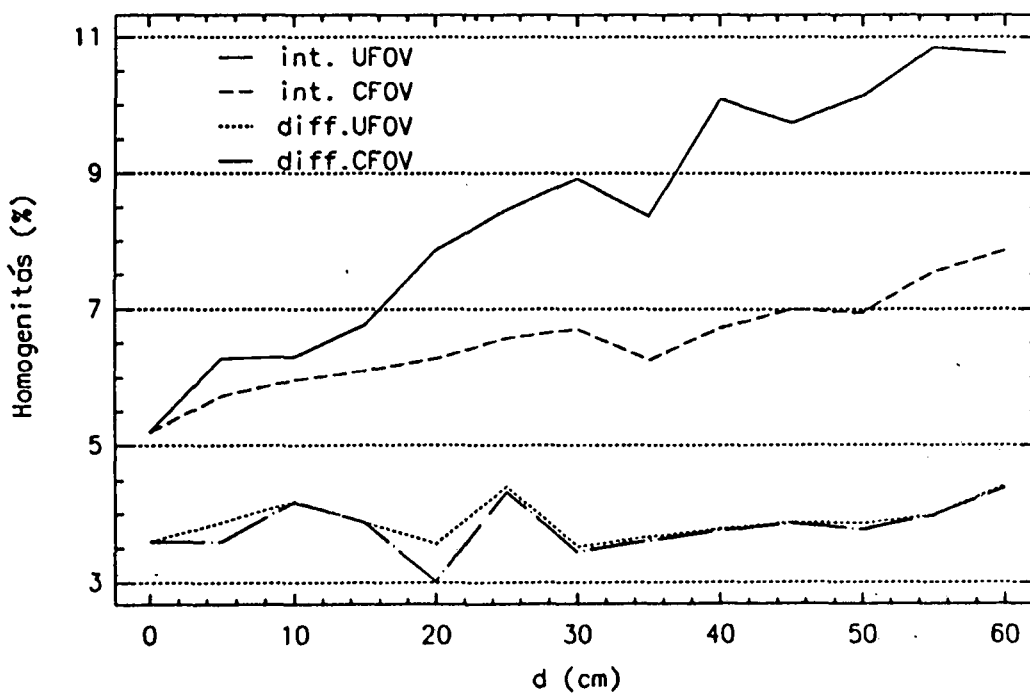
A 18. ábrán a detektor látómezejében excentrikusan elhelyezett pontforrással mért impulzushozamokat, a 19. ábrán a homogenitás értékeket ábrázoltuk.

A detektor középpontjától távolodva alacsonyabb impulzushozamokat és folyamatosan romló homogenitás értékeket detektáltunk.

MB 9200 5 éves gammokamera



MB 9200 5 éves gammokamera



18. és 19. ábra

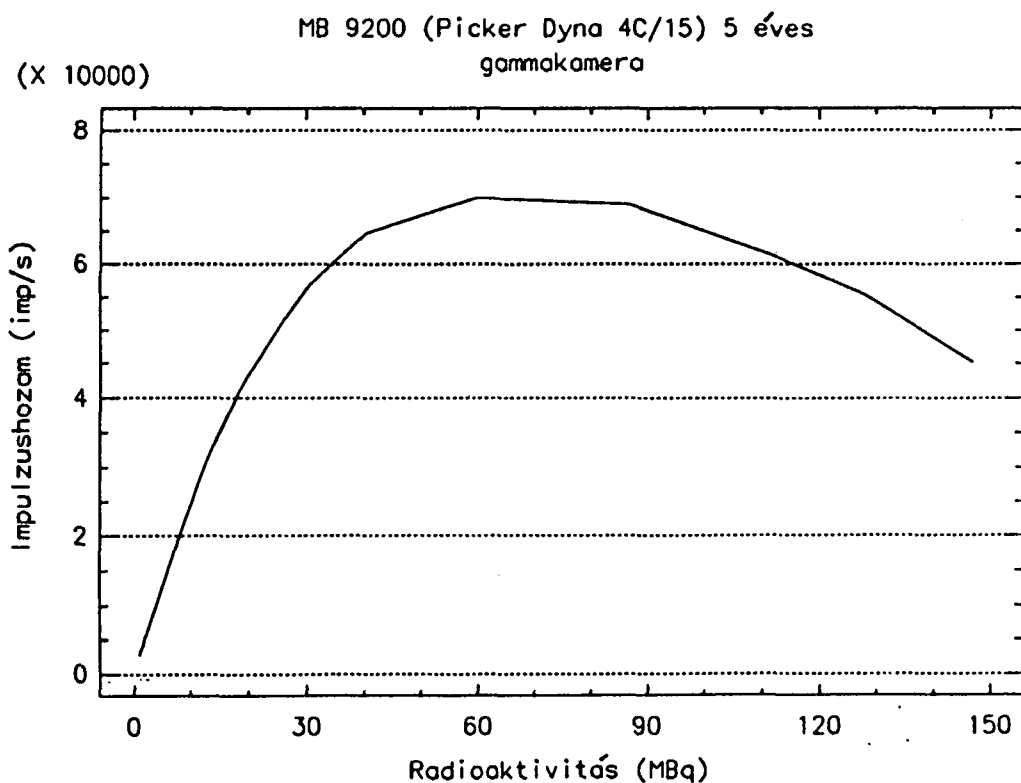
Excentrikusan elhelyezett pontforrással mért impulzushozam (felső ábra), illetve homogenitás értékek.

4.2. Homogenitás mérés dinamikus vonalfantommal

4.2.1. Az optimális mérés technika kidolgozása

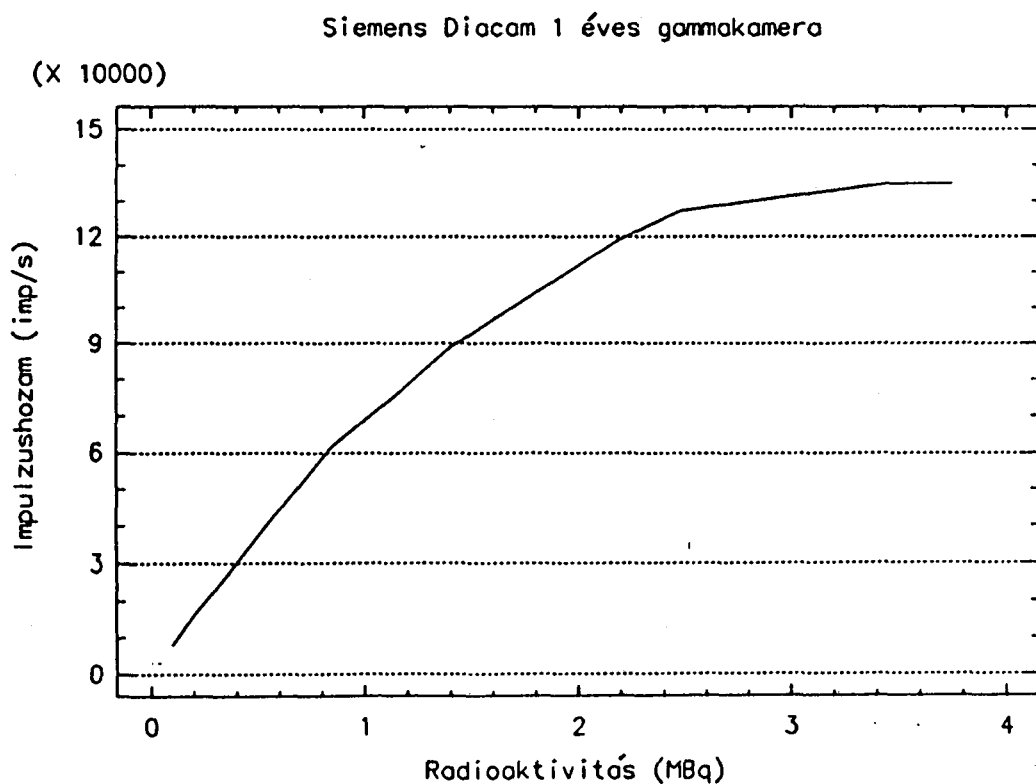
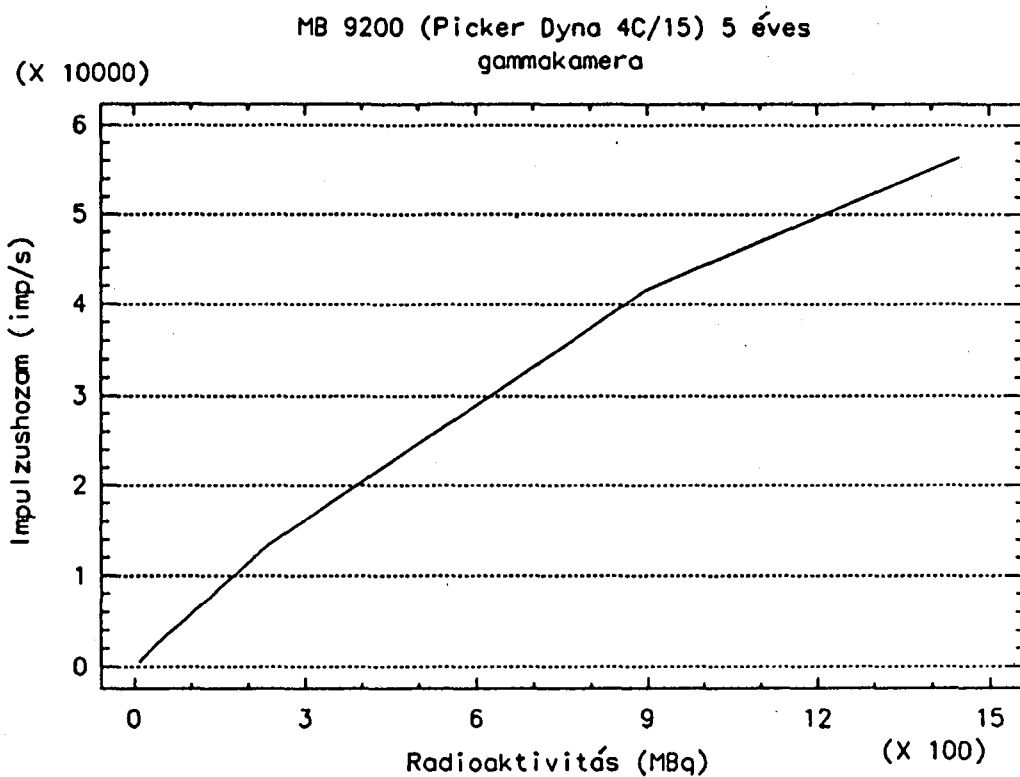
Impulzushozam - aktivitás függvény

A vizsgált gammakamerák kollimátor nélküli detektorával mért aktivitás-impulzushozam függvények jellemző paramétereit a 6. számú táblázatban foglaltuk össze. A 20. és 21. ábrán az MB 9200 (Picker Dyna 4C/15, licence alapján Magyarországon gyártott) gammakamera kollimátor nélküli, illetve általános kollimátorral felszerelt detektorával, a 22. ábrán a Siemens Diacam gammakamera kollimátor nélküli detektorával mért aktivitás-impulzushozam függvényt mutatjuk be.



20. ábra

Nagy látómezejű gammakamera kollimátor nélküli detektorával és dinamikus vonalfantommal mért aktivitás-impulzushozam függvény



21. és 22. ábra

Nagy látómezejű gammakamera kollimátorral felszerelt detektorával (fenti ábra), illetve Siemens Diacam gammakamera kollimátor nélküli detektorával és dinamikus vonalfantommal mért aktivitás-impulzushozam függvény

A látómező közepére pozicionált vonalforrás aktivitásának detektálása során a holtidőből származó veszteség a 20%-os határérték felett gyorsan növekedett.

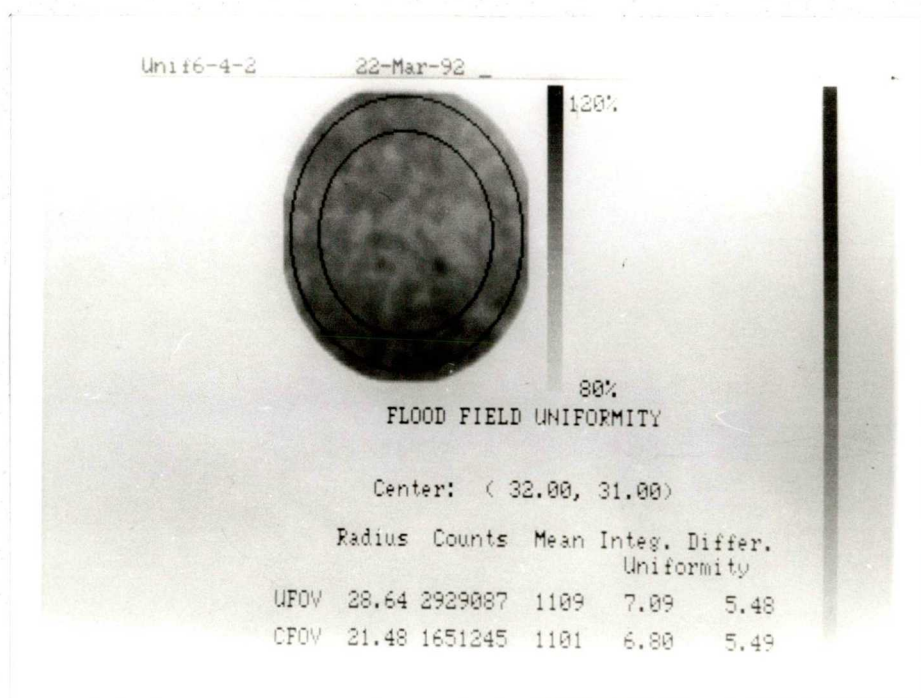
6. Táblázat

Dinamikus vonalfantommal mért aktivitás-impulzushozam görbe jellemző paraméterei

Gammakamera kollimátor nélkül	Maximális(Imp/s) impulzushozam	Aktivitás (MBq)	20% holtidős veszteség(MBq)
MB9100-11 éves (Picker Dyna 4C/13)	65900	15	25
MB9200-8 éves (Picker Dyna 4C/15)	64200	47	28
MB9300-6 éves (Picker Dyna 4C/15)	46500	49	21
MB9200-5 éves (Picker Dyna 4C/15)	68800	87	28
Siemens Diacam 1 éves	135000	3.5	2.5

Homogenitás - aktivitás függvény

Dolgozatunkban már beszámoltunk a vizsgált három nagy látómezejű detektor homogenitás értékeinek változásáról a pontforrás aktivitásának függvényében. A továbbiakban a különböző aktivitású pontforrást folyamatosan csökkenő aktivitású kapillárisal helyettesítettük és homogenitás méréseket végeztünk. Gammakamerához csatlakoztatott microSEGAMS adatfeldolgozóval készített homogenitás felvételt a 23. ábrán mutatunk be (6 éves nagy látómezejű gammakamera).

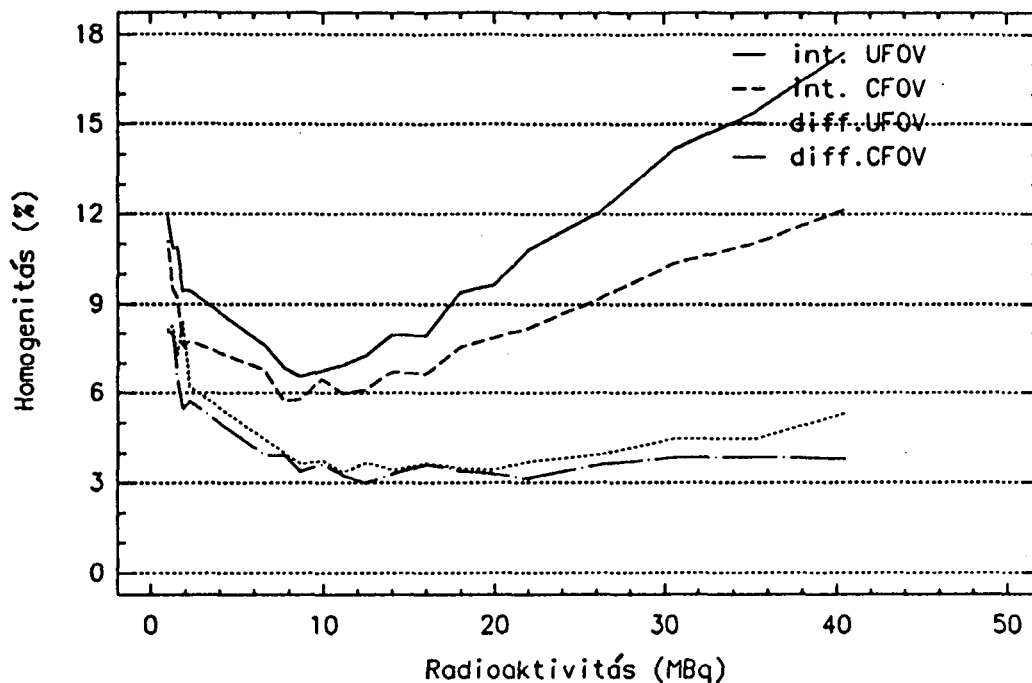


23. ábra

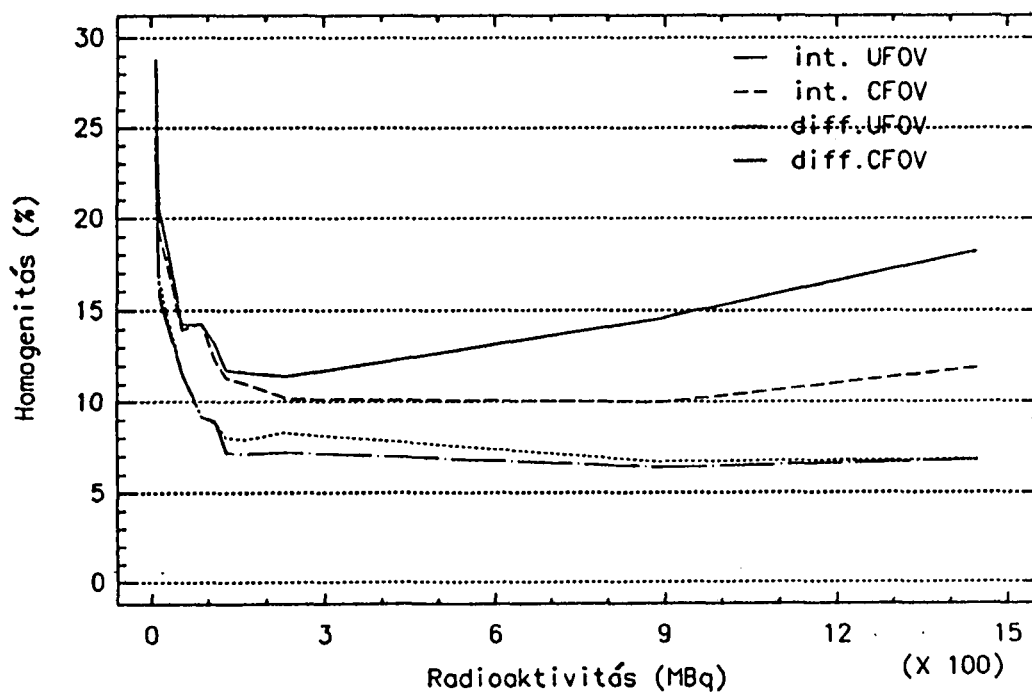
Nagy látómezejű gammakamerával és dinamikus vonalfantommal készült homogenitás felvétel

A vizsgált detektorok teljes, illetve centrális látómezejének integrál és differenciál homogenitás értékeit a kapilláris aktivitásának függvényében ábrázoltuk. A 24. ábrán az MB 9200 (Picker Dyna 4C/15, licence alapján Magyarországon gyártott) 5 éves kollimátor nélküli detektorral, a 25. ábrán általános kollimátorral mért értékeket mutatjuk be. A 26. illetve 27. ábrákon a Siemens Diacam gammakamera kollimátor nélküli, valamint kollimátorral felszerelt detektorával mért homogenitás értékeket ábrázoltuk.

MB 9200 (Picker Dyna 4C/15) 5 éves
gammakamera



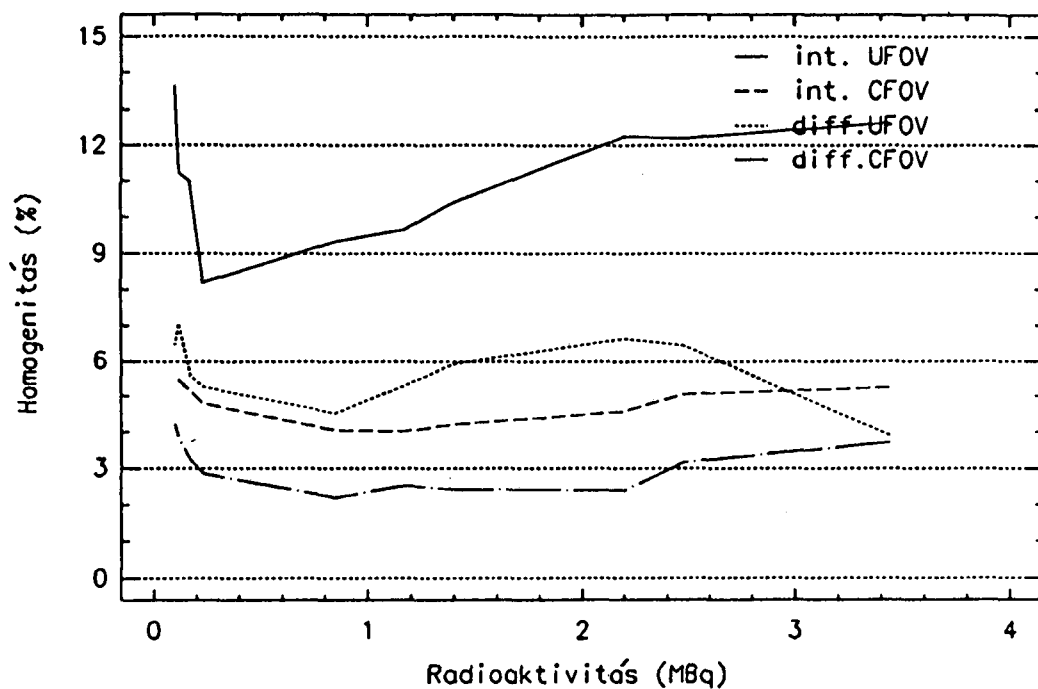
MB 9200 (Picker Dyna 4C/15) 5 éves
gammakamera



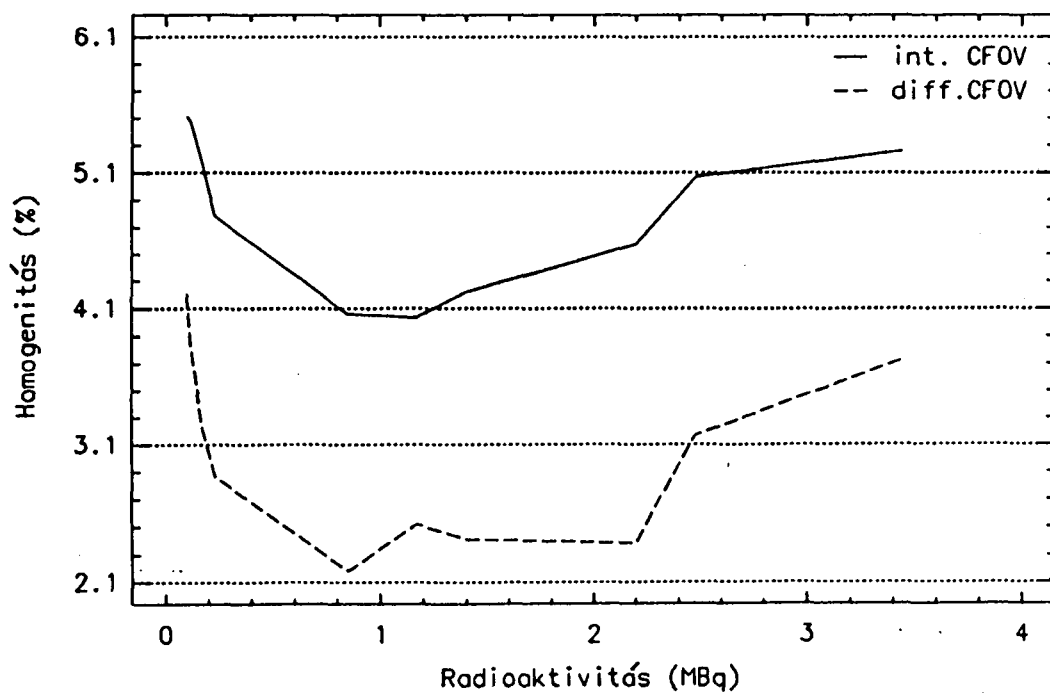
24. és 25. ábra

Nagy látómezejű gammakamera kollimátor nélküli (fenti ábra), illetve kollimátorral felszerelt detektorával mért aktivitás-homogenitás függvény

Siemens Diacom 1 éves gammakamera



Siemens Diacom gammakamera



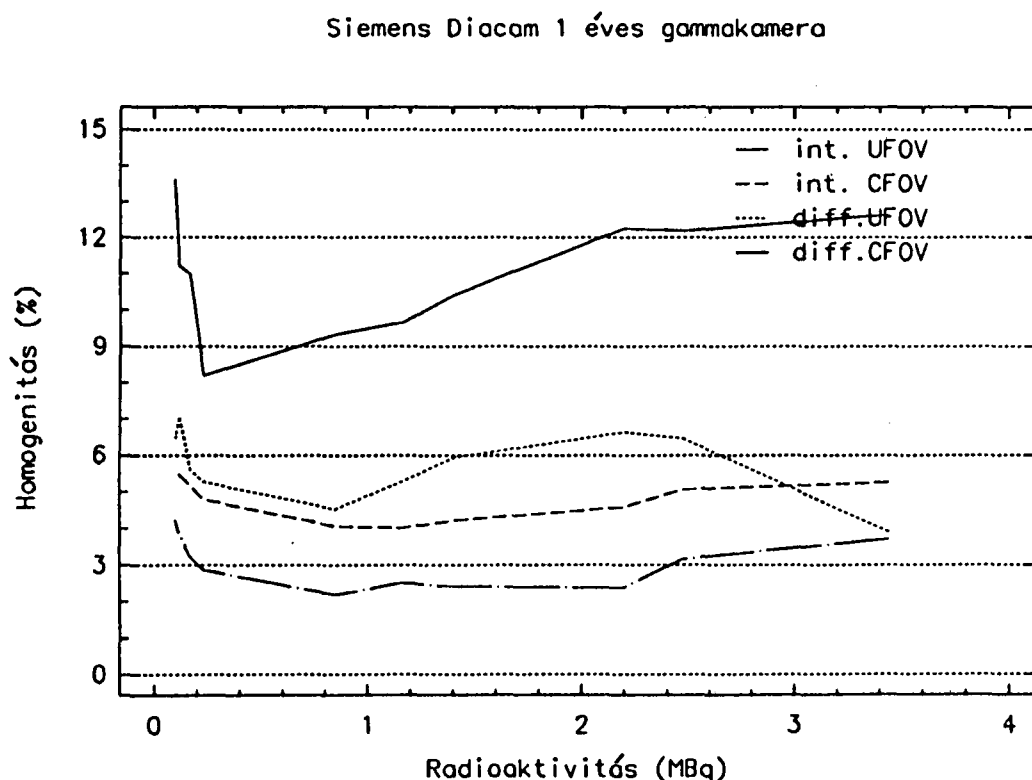
26. és 27. ábra

Siemens Diacom gammakamera kollimátor nélküli (fenti ábra), illetve kollimátorral felszerelt detektorával mért aktivitás-homogenitás függvény

A homogenitás értékek egy jól meghatározott aktivitás, illetve ennek megfelelően az aktivitás-impulzushozam függvényekből meghatározható impulzushozam tartományt elhagyva fokozatosan romlottak.

A kis látómezejű kamerával a legjobb homogenitás értékeket 8 - 11 MBq, a nagy látómezejű kamerákon 8 - 15 MBq, általános kollimátorral felszerelt nagy látómezejű kamerákon 200-900 MBq aktivitás értékek között észleltük.

A Siemens Diacam gammakamera kollimátor nélküli detektorának központi látómezejével a legjobb homogenitás értékeket 0.2-2.5 MBq aktivitás tartományban mértük.



28. ábra

Siemens Diacam gammakamera kollimátor nélküli detektorával és dinamikus vonalfantommal mért aktivitás-homogenitás függvény

Amint az a 28. ábrán látható, a teljes látómezőben mért homogenitás értékeket nem tudtuk interpretálni, ugyanis a rendelkezésünkre álló kapilláris hossza nem elegendő a Siemens Diacam négyszög alakú detektora teljes látómezejének vizsgálatához.

A 7. táblázat tartalmazza a vizsgált kameráknak azt az optimális aktivitás (impulzushozam) tartományát, melyen belül a dinamikus vonalfantom a homogenitás mérésére jól alkalmazható.

7. Táblázat

Dinamikus vonalfantommal mért optimális aktivitás tartomány

Gammakamera kollimátor nélkül	Optimális tartomány	
	Impulzushozam(Imp/s)	Aktivitás (MBq)
MB9100-11 éves (Picker Dyna 4C/13)	20000 - 45000	8 - 11
MB9200-8 éves (Picker Dyna 4C/15)	25000 - 50000	8 - 28
MB9300-6 éves (Picker Dyna 4C/13)	15000 - 32000	8 - 15
MB9200-5 éves (Picker Dyna 4C/13)	12000 - 35000	6 - 15
Siemens Diacam 1 éves	15000 - 125000	0.2-2.5

Gammakamera kollimátorral	Optimális tartomány	
	Impulzushozam(Imp/s)	Aktivitás (MBq)
MB9200-5 éves (Picker Dyna 4C/13)	8000 - 42000	200-900
Siemens Diacam 1 éves	6000 - 450000	100-1000

Az optimális aktivitás tartományban végzett méréseknél, az MB 9200-as gammakamerákkal általában 5.5 millió impulzust, a Siemens Diacam gammakamera kollimátorral felszerelt detektorával 10 millió kollimátor nélkül pedig 20 millió impulzust detektáltunk.

4.2.2. Pontforrással, illetve dinamikus vonalfantommal mért homogenitás értékek összehasonlítása

A vizsgált detektorok dinamikus vonalfantommal mért homogenitás értékeit a pontforrással kapott homogenitás értékekkel összehasonlítottuk. Az eredmények egyezése a dinamikus vonalfantom homogenitás mérésre való alkalmazhatóságát bizonyítja.

Egy adott detektorra vonatkozóan a legjobb homogenitásértékeket szolgáltató aktivitástartományban a dinamikus vonalfantommal végzett 10 mérés eredményeit 99m-Tc pontforrással végzett egymást követő 10 mérés átlagértékeivel hasonlítottuk össze. Az eredményeket a 8. táblázat tartalmazza.

8. Táblázat

Dinamikus vonalfantommal, valamint pontforrással mért homogenitás értékek összehasonlítása

MB 9100 (Picker Dyna 4C/13) 11 éves gammakamera

	UFOV		CFOV	
	Integral	Diff.	Integral	Diff.
Homogenitás				
Pontforrás	12.09±0.46	7.34±0.52	10.21±0.59	5.86±0.27
Vonalfantom	10.35±0.78	7.82±0.63	9.52±0.99	6.99±0.46

MB 9200 (Picker Dyna 4C/15) 8 éves gammakamera

	UFOV		CFOV	
	Integral	Diff.	Integral	Diff.
Homogenitás				
Pontforrás	5.46±0.29	3.94±0.37	5.42±0.30	3.66±0.27
Vonalfantom	7.61±0.46	4.11±0.26	6.01±0.36	3.67±0.16

MB 9300 (Picker Dyna 4C/15) 6 éves gammakamera

	UFOV		CFOV	
	Integral	Diff.	Integral	Diff.
Homogenitás				
Pontforrás	5.40±0.27	3.31±0.14	5.05±0.40	3.30±0.14
Vonalfantom	6.59±0.13	3.90±0.50	5.12±0.38	3.16±0.01

MB 9200 (Picker Dyna 4C/15) 5 éves gammakamera

	UFOV		CFOV	
	Integral	Diff.	Integral	Diff.
Homogenitás				
Pontforrás	6.36±0.32	3.74±0.35	6.30±0.41	3.44±0.22
Vonalfantom	6.60±0.24	3.76±0.38	6.03±0.48	3.60±0.36

Siemens Diacam 1 éves gammakamera

	UFOV		CFOV	
	Integral	Diff.	Integral	Diff.
Homogenitás				
Pontforrás	4.11±0.26	2.15±0.23	3.70±0.19	1.87±0.21
Vonalfantom	9.71±1.06	5.32±0.51	4.45±0.50	2.47±0.25

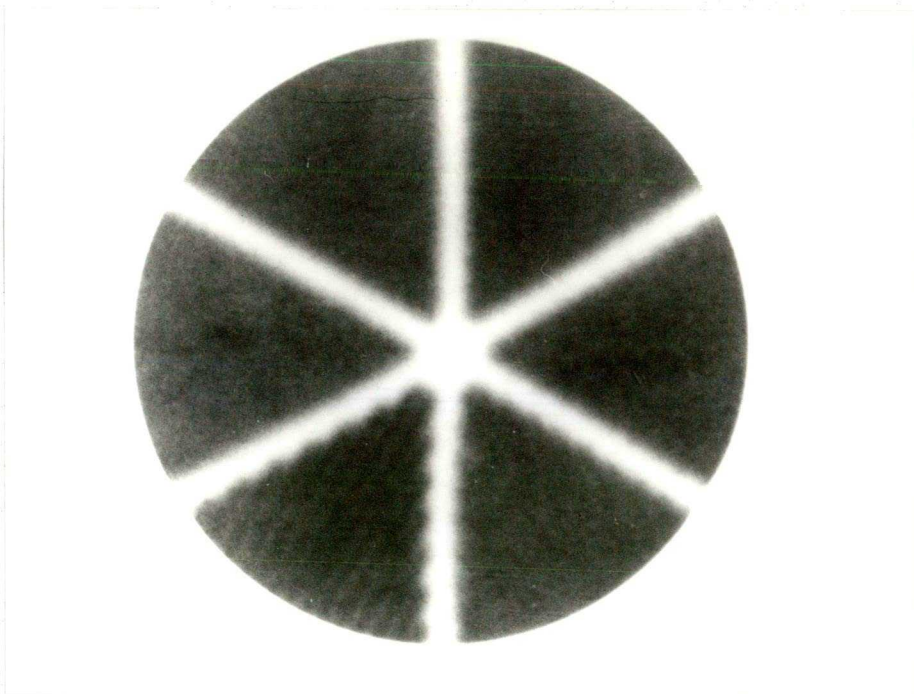
Megállapítottuk, hogy két különböző módszerrel mérve a detektorok homogenitás értékei lényegesen nem különböztek egymástól, kivéve a Siemens Diacam detektorának teljes látómezejével mért értékeket, ahol az eltéréseket a detektor méretéhez képest rövid kapilláriscsőnek tulajdonítjuk.

4.3. A detektor linearitásának vizsgálata

4.3.1. Linearitás vizsgálat bar fantommal

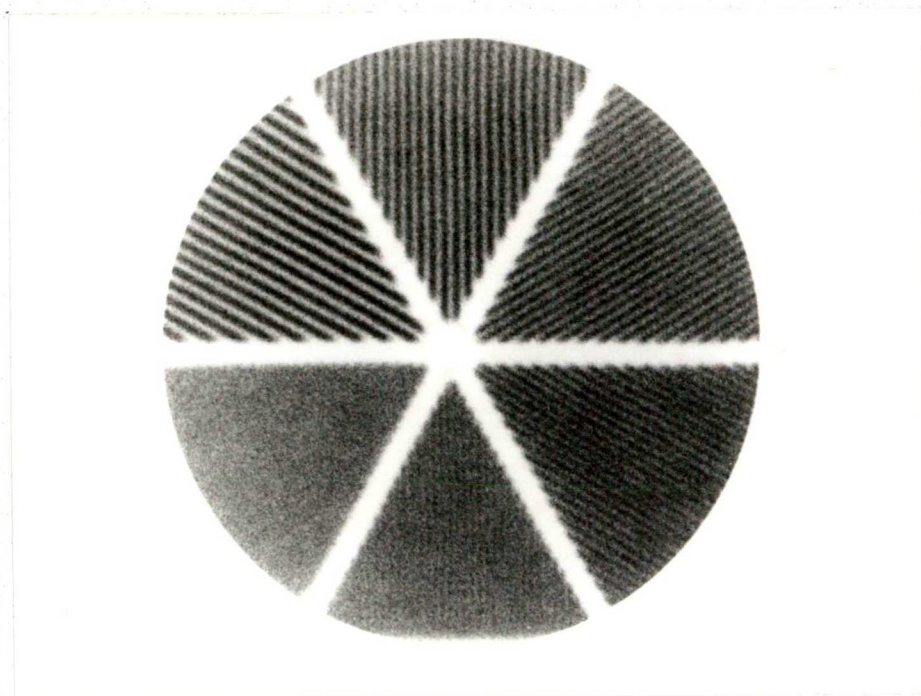
Vizuális értékelés

A kis látómezejű gammakamerával készült bar fantom felvételt a 29. ábrán mutatjuk be. A 30. ábrán nagy látómezejű kamerával készített felvétel látható.



29. ábra

Kis látómezejű gammakamerával készült bar fantom felvétel



30. ábra

Nagy látómezejű gammakamerával készült bar fantom felvétel

Az analóg felvételeken az ólomcsíkok egyenes vonalakként ábrázolódtak. A bar fantom mérete csak a központi látómező vizsgálatát tette lehetővé.

4.3.2. Linearitás vizsgálat dinamikus vonalfantommal

Vizuális értékelés

Általános kollimátorral felszerelt detektorral és a dinamikus vonalfantom egymástól egyenlő távolságra elhelyezkedő párhuzamos vonalak (PLES) programjával készített felvételt a 31. ábrán mutatunk be.

Az analóg felvételeken mindenik ólomcsík mentén találtunk görbe szakaszokat. A látómező egyes területein a görbületek nagy mértékben eltértek az egyenestől.



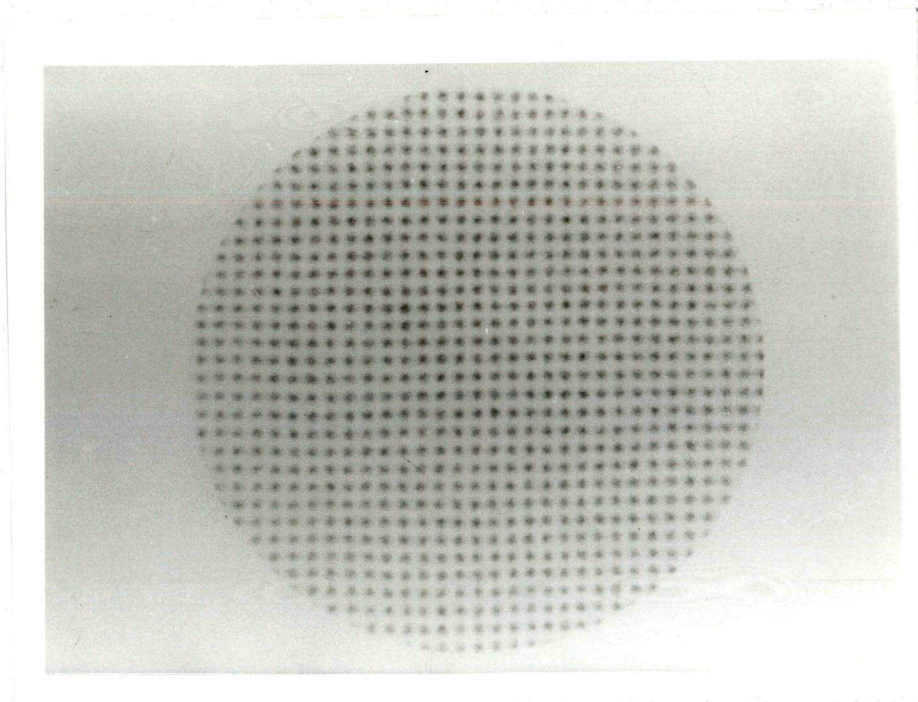
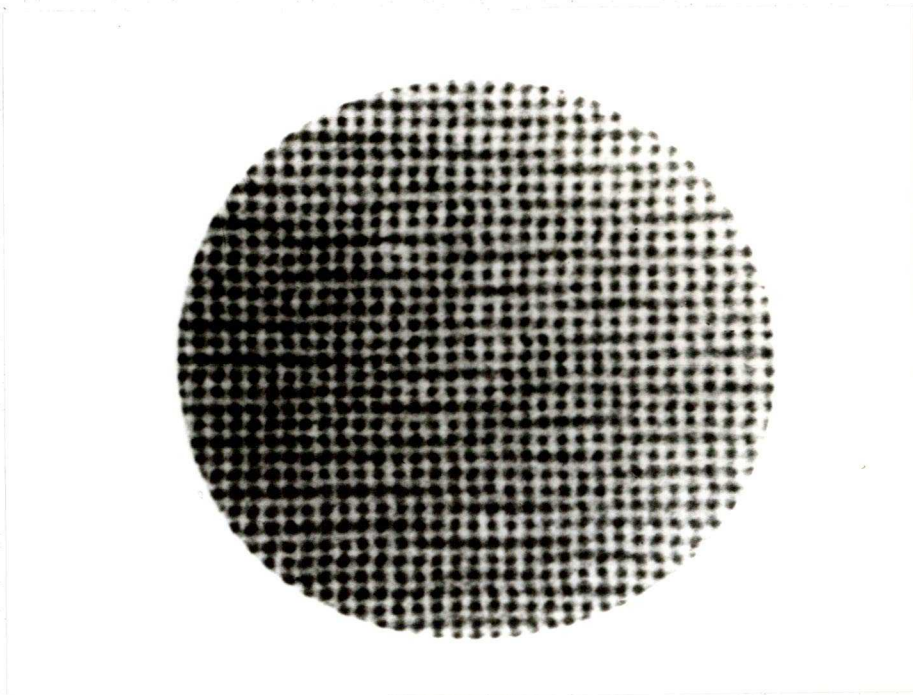
31. ábra

Nagy látómezejű gammakamera általános kollimátorral felszerelt detektorával és dinamikus vonalfantommal készült linearitás felvétel

A dinamikus vonalfantom egymástól egyenlő távolságra elhelyezkedő furatokat képező (OHTP) programjával készített felvételeket a 32. és 33. ábrán mutatjuk be.

A furatok mentén két egymásra merőleges irányt vizsgáltunk. A 32. ábrán látható általános kollimátorral felszerelt detektorral készült felvételen a furatok intenzitása az átlagtól néhány helyen különbözött, ennek ellenére a furatok párhuzamos sorai jól követhetők, ugyanakkor a látómező egyes területein a furatsorok elgörbültek.

A 33. ábrán látható felvétel finomfelbontású kollimátorral felszerelt detektorral készült. A furatok egyenletes intenzitással ábrázolódtak, a furatsorok pedig hosszú szakaszokon párhuzamosak.



32. és 33. ábra

Nagy látómezejű gammakamera általános kollimátorral (fenti kép), illetve finomfelbontású kollimátorral felszerelt detektorával és dinamikus vonalfantommal készült linearitás felvétel

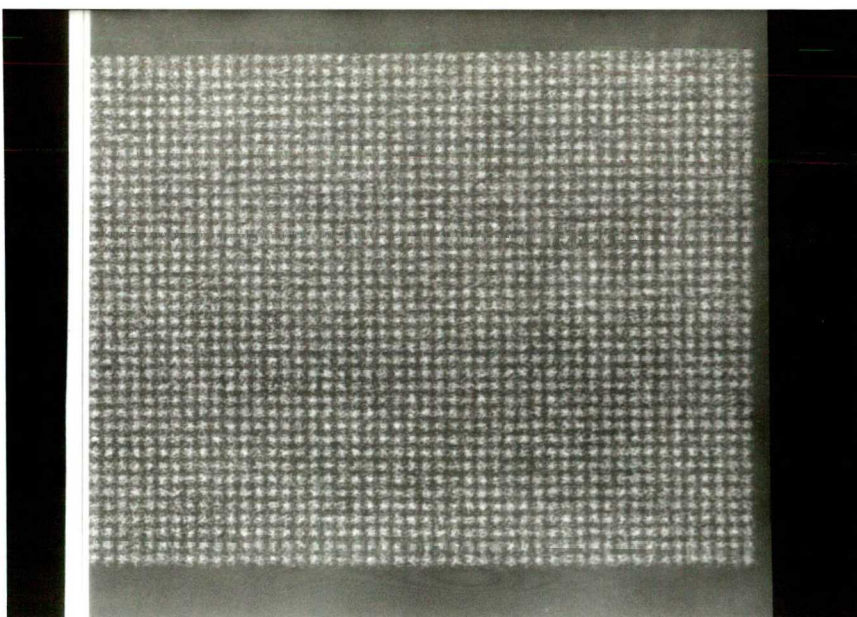
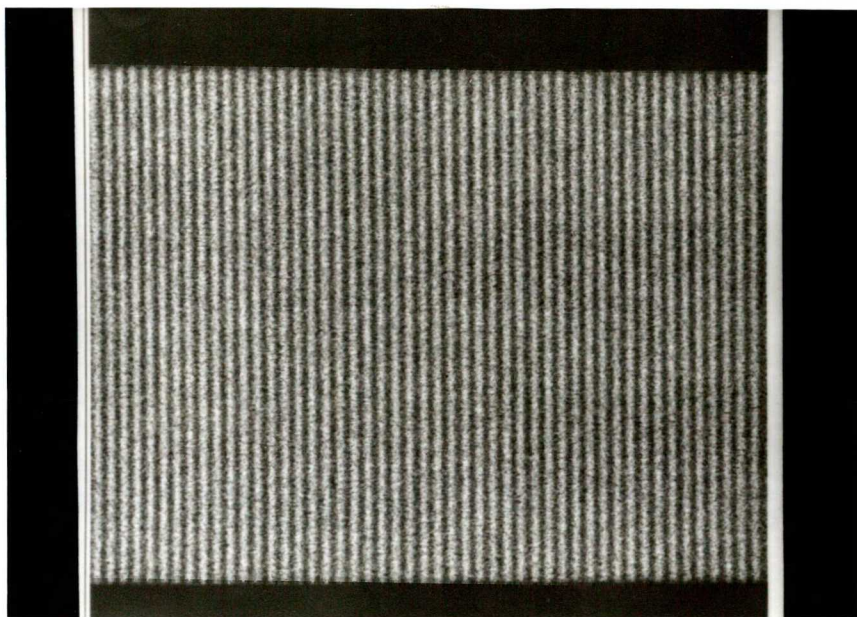
Általános kollimátorral felszerelt detektorral és a dinamikus vonalfantom egymástól különböző távolságra elhelyezkedő forróvonalpárokat képező (RHL) programjával készült felvételen (34. ábra) az egymással párhuzamos vonalpárok képe helyenként párhuzamos görbepároknak látszott.



34. ábra

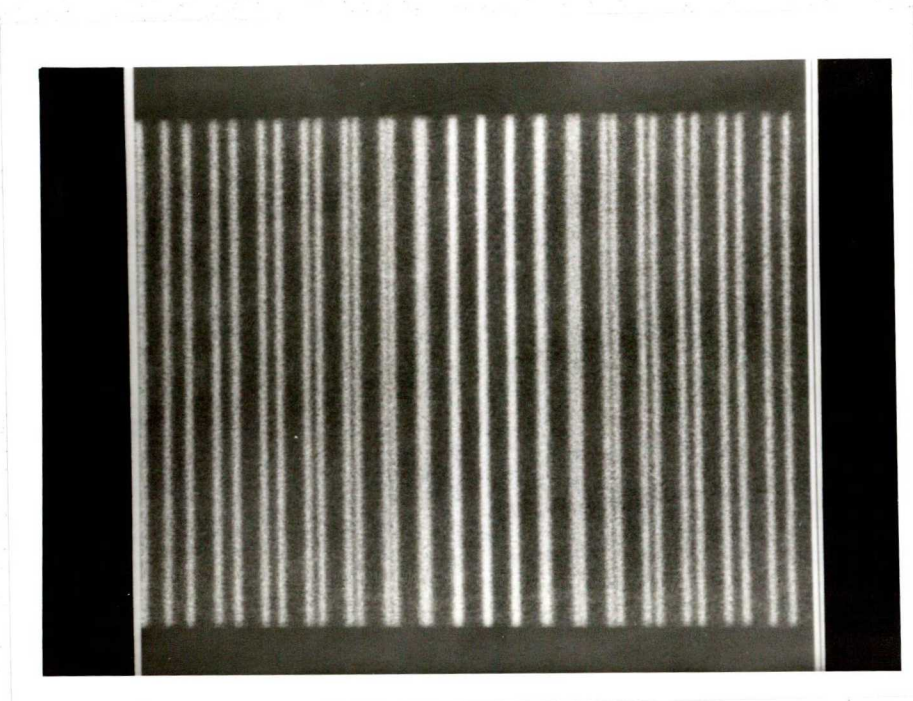
Nagy látómezejű gammakamera általános kollimátorral felszerelt detektorával és dinamikus vonalfantommal készült linearitás és geometriai felbontás felvétel

A következő ábrákon a Siemens Diacam gammakamera általános kollimátorral felszerelt detektorával és a dinamikus vonalfantom egymástól egyenlő távolságra elhelyezkedő párhuzamos egyenesek (35. ábra), az egymásra merőleges sorokban elhelyezkedő furatok (36. ábra), illetve a párhuzamos vonalpárok (37. ábra) programjaival készült felvételeket mutatjuk be.



35. és 36. ábra

Siemens Diacam gammakamera általános kollimátorral felszerelt detektorával és dinamikus vonalfantommal készült linearitás felvétel



37. ábra

Siemens Diacam gammakamera általános kollimátorral felszerelt detektorával és dinamikus vonalfantommal készült linearitás és geometriai felbontás felvétel

A linearitás felvételeken az egymástól egyenlő távolságra elhelyezkedő párhuzamos egyenesek (35. ábra), az egymásra merőleges sorokban elhelyezkedő furatok (36. ábra), illetve a párhuzamos vonalpárok (37. ábra) mentén csak kevés helyen találtunk enyhén görbe szakaszokat.

4.4. A detektor geometriai felbontásának meghatározása

4.4.1. A detektor geometriai felbontásának meghatározása bar fantommal

Vizuális értékelés

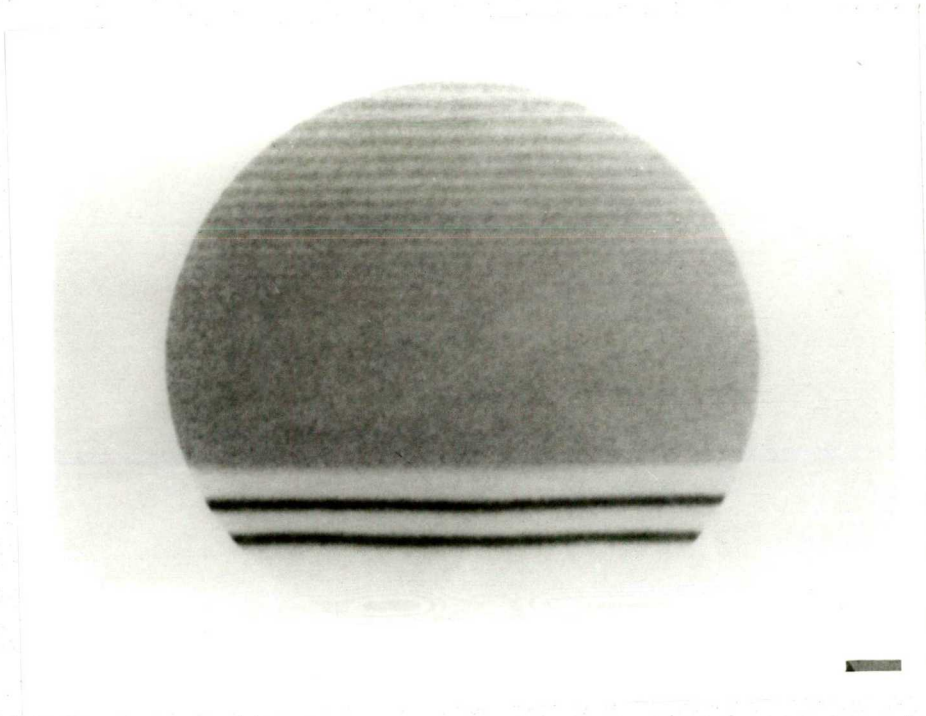
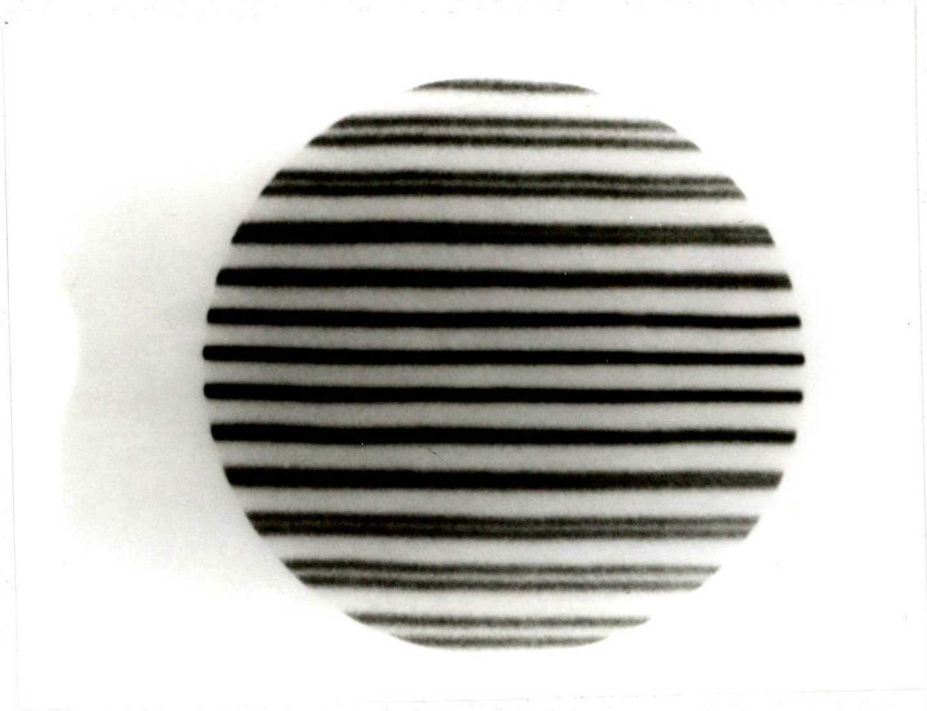
Az MB 9200 nagy látómezejű gammakamerák geometriai felbontásának vizsgálatához használt bar fantom ólomcsíkjai szektoronként 4mm, 3.2mm, 2.8mm, 2.54mm, 2.1mm, illetve 1.8mm-re helyezkedtek el. A kis látómezejű gammakamerával készült felvételeken a 4mm-re elhelyezkedő vonalakat tudtuk megkülönböztetni (29. ábra), a nagy látómezejű kamerákkal pedig a 2.54mm-re elhelyezkedő ólomcsíkokat már külön láttuk (30. ábra).

4.4.2. A detektor geometriai felbontásának meghatározása dinamikus vonalfantommal

Vizuális értékelés

A kis látómezejű gammakamera gyenge teljesítménye miatt a detektor vizsgálatára a dinamikus vonalfantom finom tesztmintái nem alkalmasak.

Az MB 9200-as 8 éves nagy látómezejű gammakamerával a vonalfantom egymástól különböző távolságokra elhelyezett párhuzamos vonalak tesztmintáról általános kollimátorral (34. ábra), valamint finomfelbontású kollimátorral (38. ábra), illetve a modulációs átviteli függvény programmal (39. ábra) készített felvételeket mutatjuk be.



38. és 39. ábra

Nagy látómezejű gammakamera finomfelbontású kollimátorral felszerelt detektorával és dinamikus vonalfantommal készült geometriai felbontás felvétel

Három általános, egy finom felbontású és egy nagy érzékenységű kollimátorral vizsgált 8 éves nagy látómezejű gammakamera detektorának, illetve a Siemens Diacam gammakamera általános és finomfelbontású kollimátorokkal vizsgált detektorának geometriai felbontás értékeit a 10. táblázat tartalmazza.

10. Táblázat

Különböző kollimátorokkal felszerelt 8 éves nagy látómezejű detektor, illetve Siemens Diacam gammakamera detektor geometriai felbontásának meghatározása dinamikus vonalfantommal

MB 9200 (Picker Dyna 4C/15) 8 éves gammakamera

Kollimátor	Geometriai felbontás(mm)
Általános(I)	7
Általános(II)	7
Általános(III)	7
Finomfelbontású	6
Nagy érzékenységű	7

Siemens Diacam gammakamera

Kollimátor	Geometriai felbontás(mm)
Általános	6
Finomfelbontású	5

A geometriai felbontás változása szóróközeg alkalmazásával

A klinikai mérés technikai körülmények modellezéséhez a kapillárisra a műszer tartozékát képező 4.2 cm vastag szóróközeg erősíthető. Általános kollimátorral felszerelt MB 9200-as 5 éves gammakamerával (40-41. ábrák), illetve a Siemens Diacam gammakamerával (42-43. ábrák) a dinamikus vonalfantom forróvonalpárokat képező felbontás programját használva szóróközeg nélkül, majd szóróközeggel

felvételeket készítettünk. A felvételek vizuális értékelésével kapott eredményeket a 11. táblázat tartalmazza.

11. Táblázat

Általános kollimátorral felszerelt 8 éves nagy látómezejű detektor és Siemens Diacam gammakamera detektor geometriai felbontása szóróközeggel és szóróközeg nélkül

MB 9200 (Picker Dyna 4C/15) 8 éves gammakamera

Geometriai felbontás

Szóróközeg nélkül(mm)	Szóróközeggel(mm)
-----------------------	-------------------

7

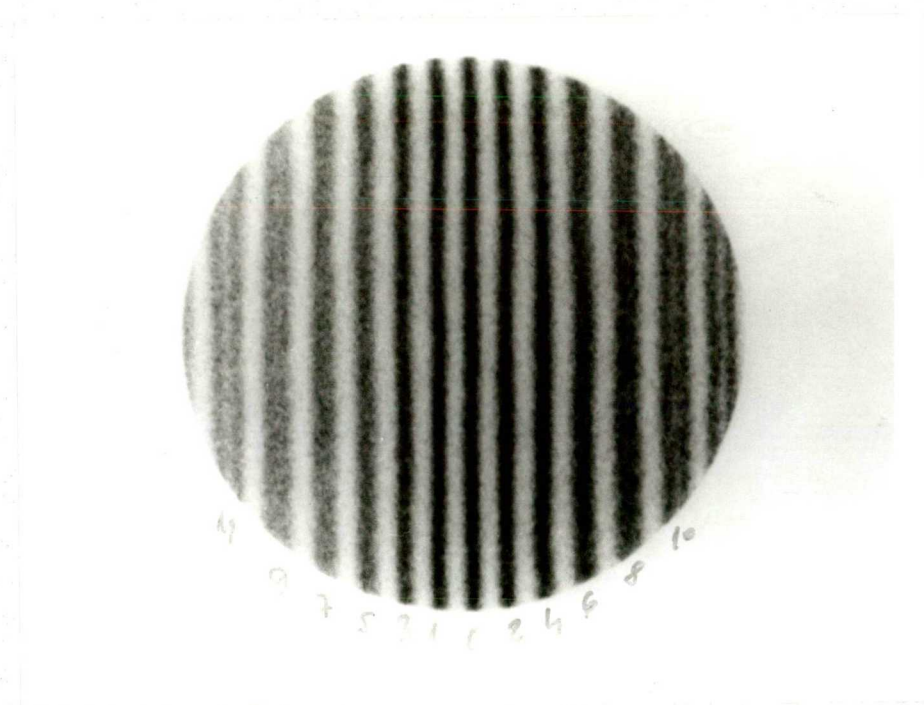
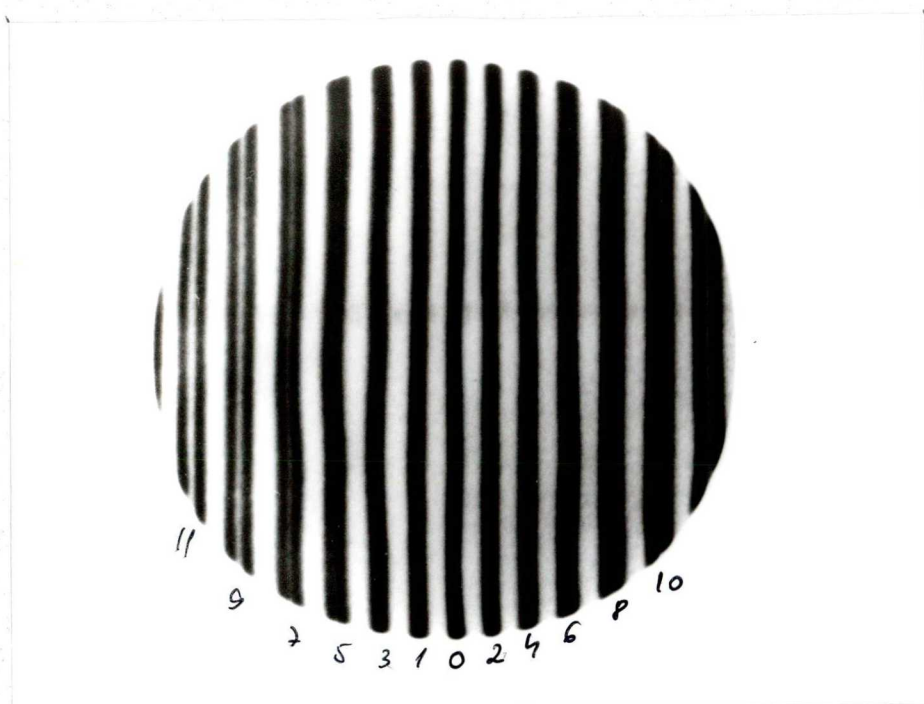
9

Siemens Diacam gammakamera

Szóróközeg nélkül(mm)	Szóróközeggel(mm)
-----------------------	-------------------

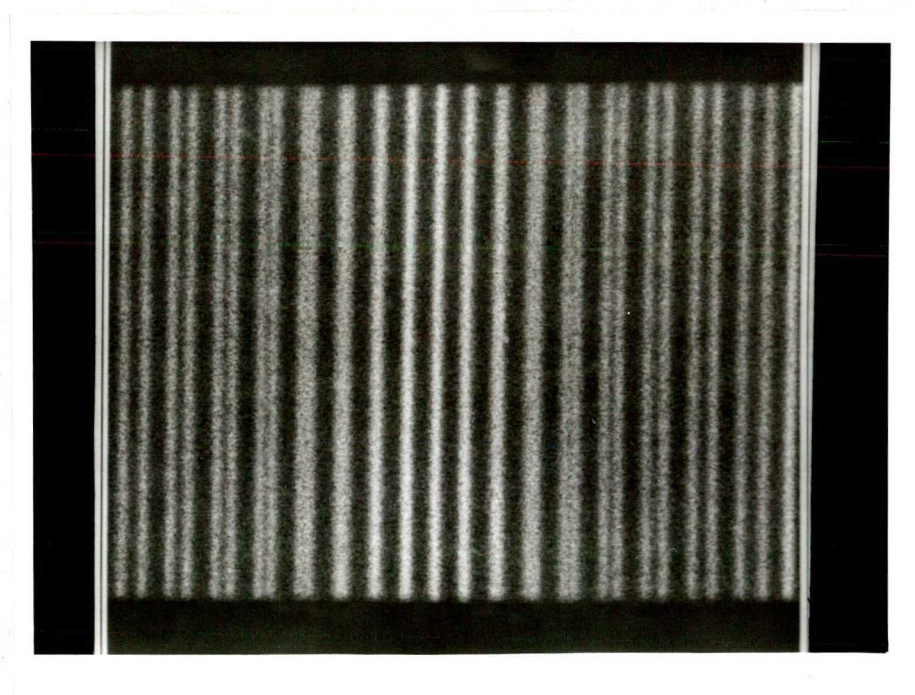
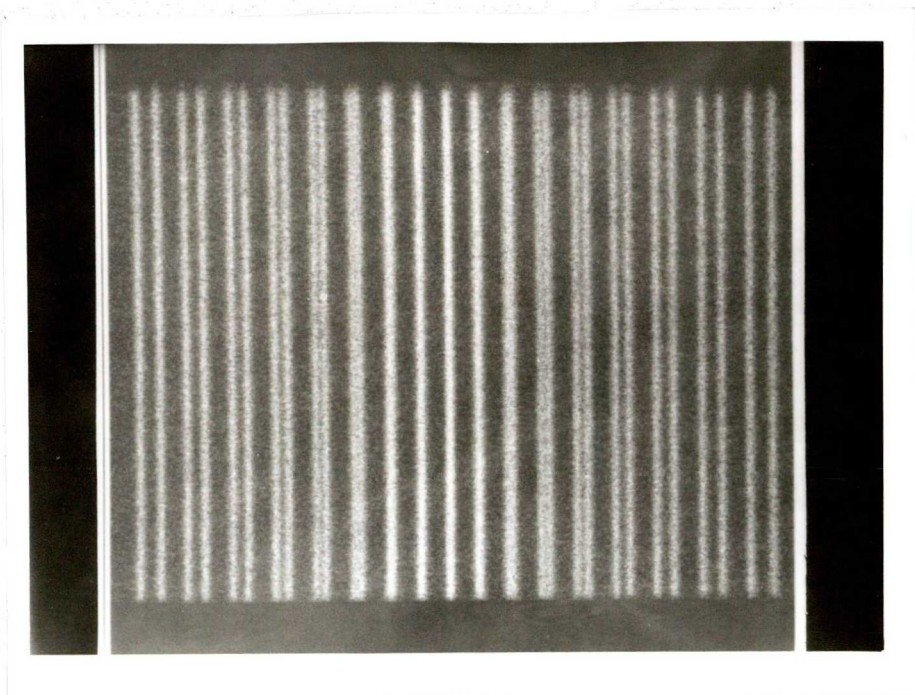
6

8



40. és 41. ábra

Nagy látómezejű gammakamera általános kollimátorral felszerelt detektorával és dinamikus vonalfantommal, szóróközeg nélkül (fenti kép), illetve szóróközeggel készült felvétel



42. és 43. ábra

Siemens Diacam gammakamera általános kollimátorral felszerelt detektorával és dinamikus vonalfantommal, szóróközeg nélkül (fenti kép), illetve szóróközeggel készült felvétel

Számítógépes értékelés

A kapilláris hossza mentén minden egyes pixelre kiszámítottuk a Gauss görbe félértékszélességének átlagát és szórását. A látómező 13 tetszőleges pontjának értékeit a 12. táblázatban foglaltuk össze.

12. Táblázat

Általános kollimátorral felszerelt detektor különböző pontjain meghatározott Gauss görbék félértékszélessége

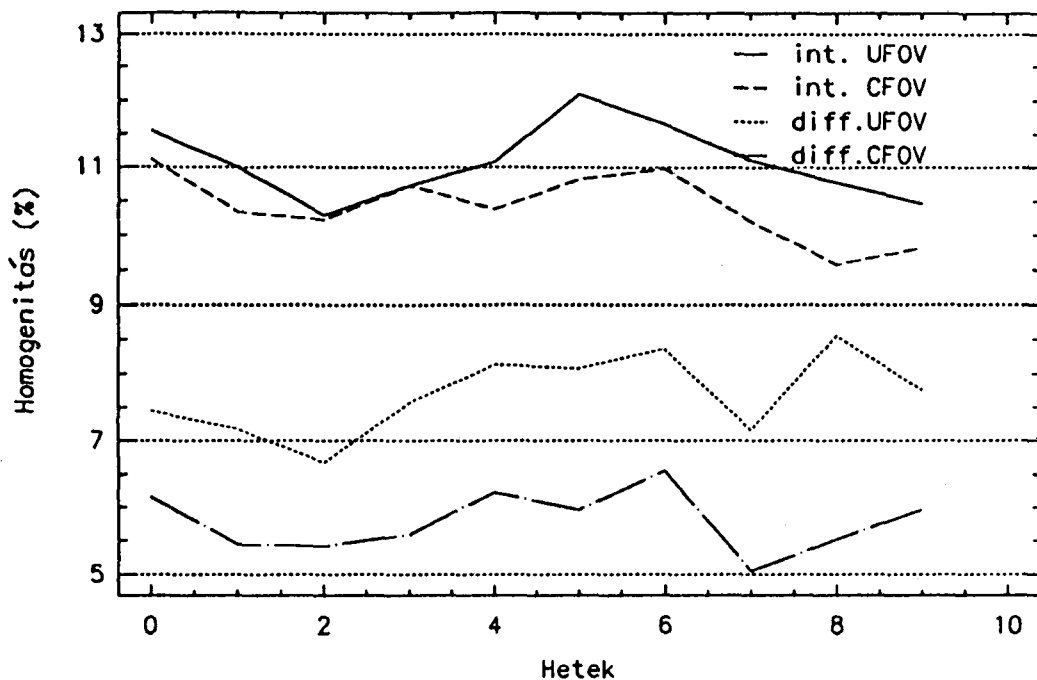
Nr.	Félértékszélesség (mm)		
	MB 9200 8 éves gammakamera	MB 9200 6 éves gammakamera	MB 9200 5 éves gammakamera
1.	5.14	5.62	5.41
2.	5.14	5.67	5.28
3.	5.05	5.77	5.40
4.	5.08	5.75	5.50
5.	5.10	5.73	5.59
6.	5.11	5.83	5.37
7.	5.18	5.85	5.50
8.	5.17	5.86	5.35
9.	5.16	5.82	5.42
10.	5.19	5.72	5.56
11.	5.16	5.67	5.54
12.	5.30	5.70	5.48
13.	5.33	5.63	5.56
	5.16 ± 0.07	5.74 ± 0.08	5.45 ± 0.09

A 8 éves detektor látómezőjének különböző pontjain mért geometriai felbontás értékeit 2.19 ± 0.03 mm, a 6 éves detektor felbontását 2.43 ± 0.03 mm, az 5 éves detektor felbontását 2.43 ± 0.03 mm intervallumban találtuk.

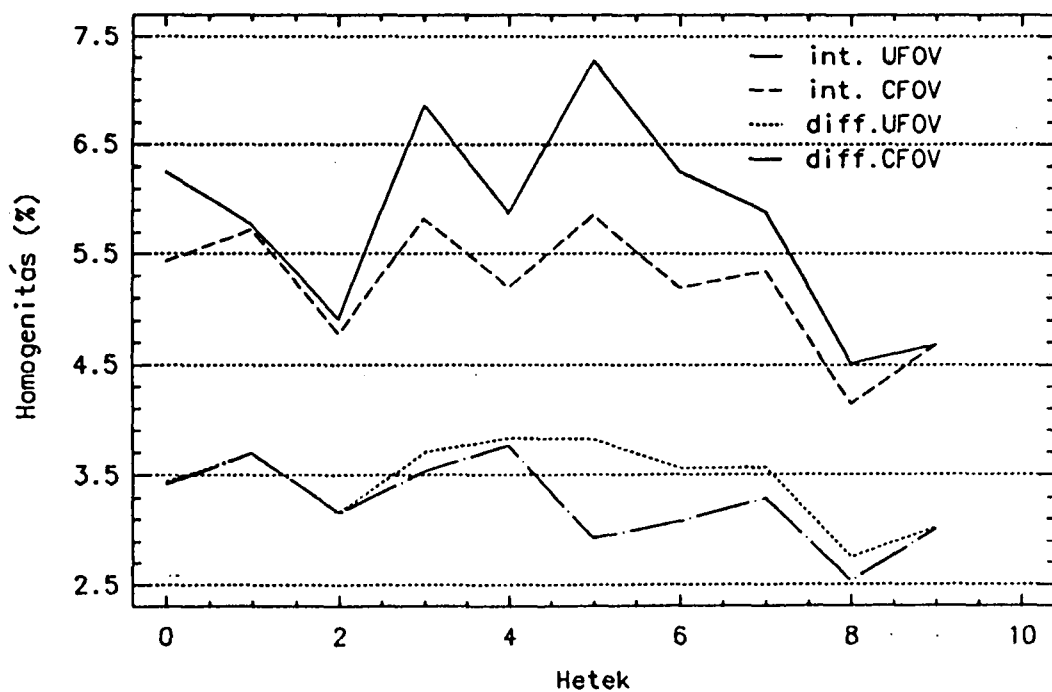
4.5. Detektor paraméterek stabilitásának vizsgálata.

A vizsgált detektorok homogenitását tíz héten keresztül követtük nyomon. Az értékek változását a 44.-47. ábrákon mutatjuk be. A kis látómezejű detektort homogenitás korrekció nélkül, a nagy látómezejű detektorokat homogenitás korrekcióval vizsgáltuk. A homogenitás értékek ingadozása egyik hétről a másikra, megközelítőleg 20%-on belül maradt.

MB 9100 (Picker Dyna 4C/13) 11 éves
gammakamera



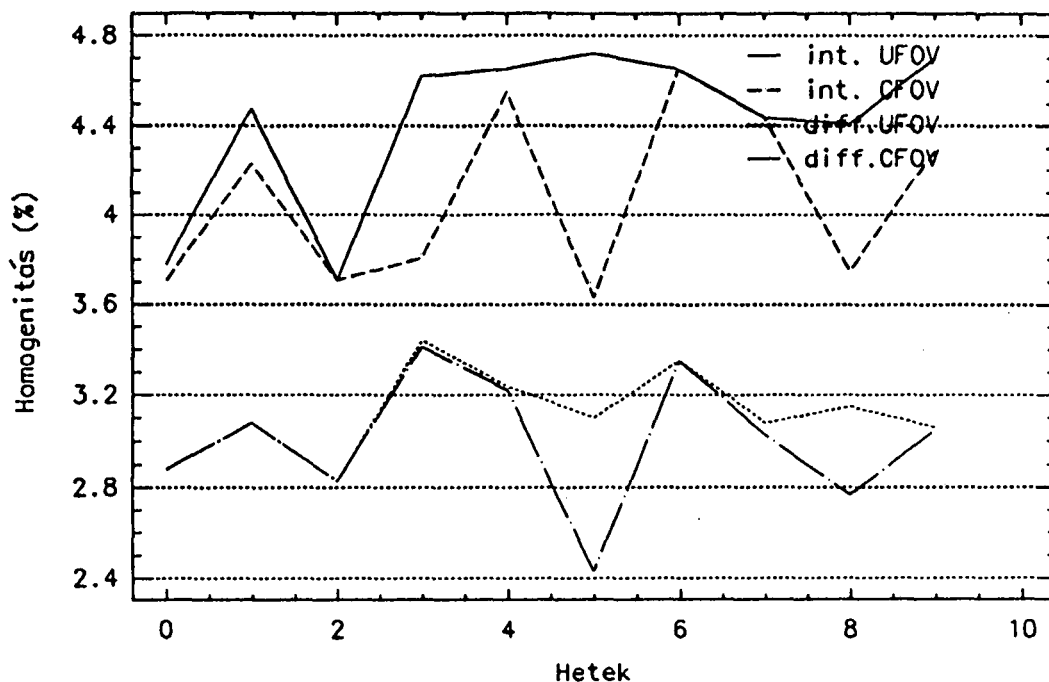
MB 9200 (Picker Dyna 4C/15) 8 éves
gammakamera



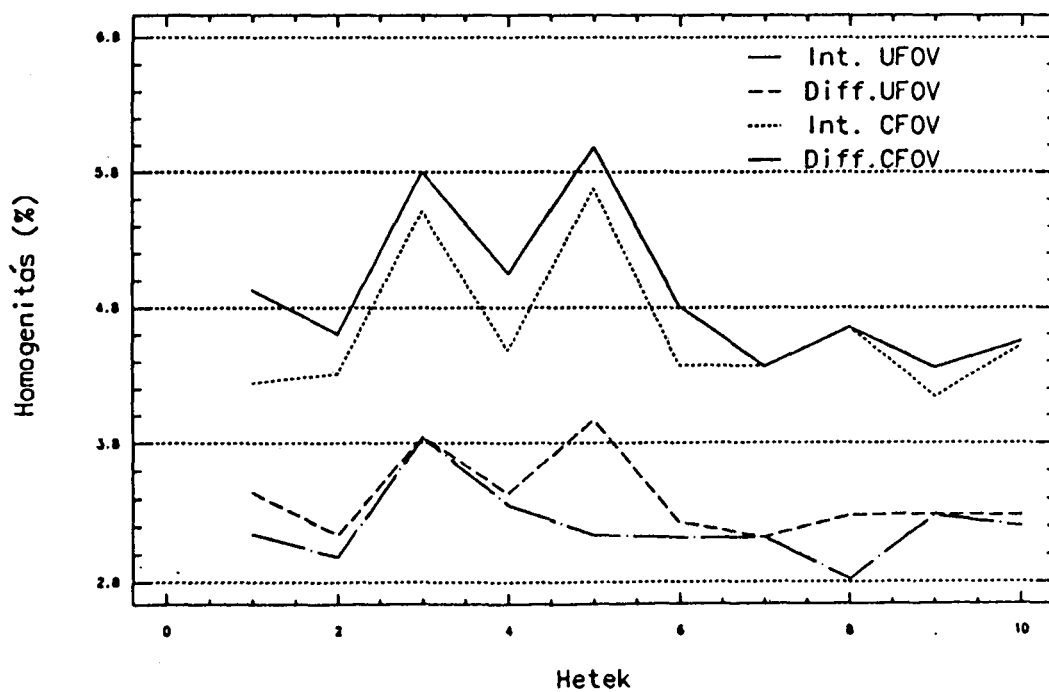
44. és 45. ábra

Kis látómezejű (felső ábra), illetve nagy látómezejű gammakamera detektorának különböző időpontokban mért homogenitás értékei

MB 9200 (Picker Dyna 4C/15) 6 éves gammakamera



MB 9200 5 éves gammakamera



46. és 47. ábra

Nagy látómezejű gammakamera detektorának különböző időpontokban mért homogenitás értékei

5. Ajánlások izotópdiagnosztikai laboratóriumok képalkotó berendezéseinek rendszeres minőségellenőrzésére

A nukleáris medicíni műszerek rendszeres minőségellenőrzése a korrekt izotópdiagnosztikai munka alapfeltétele. A gammakamera paraméterek periodikus ellenőrzése során mindenegyik alkalommal ugyanazokat a mérés technikai körülményeket biztosítottuk, annak érdekében, hogy a vizsgálatok eredményeit össze tudjuk hasonlítani. A kamera típusától, valamint a kamerához csatlakoztatott adatfeldolgozótól függően minden rendszerhez kialakítottuk azokat a minőségellenőrző méréseket, melyeket elfogadható időn belül el lehet végezni, és alkalmasak a rendszer monitorozására. Vannak olyan minőségellenőrző eljárások, melyeket naponta kell végrehajtani. Ezek közé tartozik a kamera fizikai állapotának ellenőrzése, a fotocsőcs beállítása, valamint egy viszonylagos gyors homogenitás ellenőrzés.

A heti, havi, illetve negyedévenkénti gyakorisággal elvégzendő mérésekre vonatkozó ajánlásainkat a különböző kameratípusokra csoportosítottuk.

Kis látómezejű gammakamera, MicroSegams adatfeldolgozó

Heti gyakorisággal ajánlott mérések

1. A detektorról eltávolítjuk a kollimátort.
2. Felvisszük a detektort a legmagasabb helyzetébe (ütközésig).
3. Lefele néző detektorral egy percig mérjük a háttérrel. Lejegyezzük a kapott eredményt.
4. Pontforrást készítünk, melynek aktivitása 18 MBq-tól 22 MBq-ig változhat. Dóziskalibrátorban lemérjük az értékét és az eredményt a mérési jegyzőkönyvbe bejegyezzük.
5. A pontforrást a megjelölt helyre a detektor alá helyezzük. A pontforrás helyét a detektor középpontja alatt, a talapzaton már előzőleg kijelöljük, és a jelzést nem töröljük le.
6. A méréseket elkezdjük, ha az aktivitás lemérésétől számítva nem telt el 5 percnél hosszabb idő. Ellenkező esetben a pontforrás aktivitását újra lemérjük, és az értékét a mérési jegyzőkönyvbe ismét bejegyezzük.
7. A differenciál diszkriminátort 5%-os ablakszélességre állítjuk be, és felvesszük a fotocsúcsot. Az ablakot visszaállítjuk 20%-ra.
8. A microSegamson aktiváljuk a rutin homogenitás programot. Elindítjuk a felvételt.
9. A gammakamerán impulzuselőválasztási módban 1 500 000 impulzust választunk, és elindítjuk az analóg felvételt.
10. Az analóg felvétel elkészülésének idejét (1.5 M impulzus elérési ideje) beírjuk a jegyzőkönyvbe.

11. A microSegamson kiértékeljük a felvett homogenitás képet és kinyomtatjuk azt.
12. Kiszámítjuk a kamera érzékenységét a jegyzőkönyvben szereplő képlet alapján.
13. A számítógépen dinamikus felvételt indítunk a predefiniált vizsgálat aktiválásával (a képek száma 15, a képfrekvencia 20 másodperc). A felvétel alapján idő-aktivitás görbét állítunk elő, és kinyomtatjuk.
14. Az analóg képet előhívjuk.
15. A pontforrást a meleglaborba visszavisszük.
16. A kollimátort visszahelyezzük.
17. A mérési jegyzőkönyvhöz csatoljuk a következő felvételeket:
 1. homogenitás kép (analog)
 2. homogenitás kép (számítógépes kiértékeléssel)
 3. idő-aktivitás görbe (nyomtatva)
18. Ábrázoljuk a kiszámított homogenitás értékeket a tartós ellenőrzésre szolgáló koordináta rendszerben (milliméterpapíron).

Három havonta ajánlott mérések

19. A májfantom leképezése.

Nagy látómezejű gammakamera, MicroSegams adatfeldolgozó

Heti gyakorisággal ajánlott mérések

1. A detektorról eltávolítjuk a kollimátort.
2. Felvisszük a detektort a legmagasabb helyzetébe (ütközésig).
3. Lefele néző detektorral egy percig mérjük a háttérrel. Lejegyezzük a kapott eredményt.
4. Pontforrást készítünk, melynek aktivitása 18 MBq-tól 22 MBq-ig változhat. Dóziskalibrátorban lemérjük az értékét és az eredményt a mérési jegyzőkönyvbe bejegyezzük.
5. A pontforrást a megjelölt helyre a detektor alá helyezzük. A pontforrás helyét a detektor középpontja alatt, a talapzaton már előzőleg kijelöltük, és a jelzést nem töröljük le.
6. A méréseket elkezdjük, ha az aktivitás lemérésétől számítva nem telt el 5 percnél hosszabb idő. Ellenkező esetben a pontforrás aktivitását újra lemérjük, és az értékét a mérési jegyzőkönyvbe ismét bejegyezzük.
7. A differenciál diszkriminátort 5%-os ablakszélességre állítjuk be, és felvesszük a fotocsúcsot. Az ablakot visszaállítjuk 20%-ra.
8. A microSegamson aktiváljuk a rutin homogenitás programot. Elindítjuk a felvételt.
9. A gammakamerán impulzuselőválasztási módban 1 500 000 impulzust választunk, és μZ üzemmódban elindítjuk az analóg felvételt.
10. Az analóg felvétel elkészülésének idejét (1.5 M impulzus elérési ideje) beírjuk a jegyzőkönyvbe.

11. A gammakamerán impulzuselőválasztási módban 1 500 000 impulzust választunk, kikapcsoljuk a μZ -t, elindítunk egy újabb analog felvételt.
12. Visszakapcsoljuk a μZ -t OPERATE üzemmódba.
13. A microSegamson kiértékeljük a felvett homogenitás képet és a dokumentációs egységen lefényképezzük.
14. A számítógépen dinamikus felvételt indítunk a predefiniált vizsgálat aktiválásával (a képek száma 15, a képfrekvencia 20 másodperc). A felvétel alapján idő-aktivitás görbét állítunk elő, és kinyomtatjuk.
15. Előhívjuk a felvételeket.
16. A pontforrást a meleglaborba visszavisszük.
17. A kollimátort visszahelyezzük.
18. Kiszámítjuk a kamera érzékenységet μZ üzemmódban az alább közölt képlet alapján.
19. A mérési jegyzőkönyvhöz mellékeljük a következő felvételeket:
 1. homogenitás kép μZ -vel (analog)
 2. homogenitás kép μZ nélkül (analog)
 3. homogenitás kép (számítógépes kiértékeléssel)
 4. idő-aktivitás görbe(fényképezve)
20. Ábrázoljuk a kiszámított homogenitás értékeket a tartós ellenőrzésre szolgáló koordináta rendszerben (milliméterpapíron).

Három havonta ajánlott mérések

21. A májfantom leképezése.

SPECT

Heti gyakorisággal ajánlott mérések

1. A detektorról eltávolítjuk a kollimátort.
2. Felvisszük a detektort a legmagasabb helyzetébe (ütközésig).
3. Lefele néző detektorral egy percig mérjük a háttérrel. Lejegyezzük a kapott eredményt.
4. Pontforrást készítünk, melynek aktivitása 18 MBq-tól 22 MBq-ig változhat. Dóziskalibrátorban lemérjük az értékét és az eredményt a mérési jegyzőkönyvbe bejegyezzük.
5. A pontforrást a megjelölt helyre a detektor alá helyezzük. A pontforrás helyét a detektor középpontja alatt, a talapzaton már előzőleg kijelöltük, és a jelzést nem töröljük le.
6. A méréseket elkezdjük, ha az aktivitás lemérésétől számítva nem telt el 5 percnél hosszabb idő. Ellenkező esetben a pontforrás aktivitását újra lemérjük, és az értékét a mérési jegyzőkönyvbe ismét bejegyezzük.
7. A differenciál diszkriminátort 5%-os ablakszélességre állítjuk be, és felvesszük a fotocsúcsot. Az ablakot visszaállítjuk 20%-ra.
8. A microSegamson aktiváljuk a rutin homogenitás programot. Elindítjuk a felvételt.
9. A gammakamerán impulzuselőválasztási módban 1 500 000 impulzust választunk, és μ Z üzemmódban elindítjuk az analóg felvételt.
10. Az analóg felvétel elkészülésének idejét (1.5 M impulzus elérési ideje) beírjuk a jegyzőkönyvbe.

11. A gammakamerán impulzuselőválasztási módban 1 500 000 impulzust választunk, kikapcsoljuk a μZ -t , elindítunk egy újabb analog felvételt.
12. Visszakapcsoljuk a μZ -t OPERATE üzemmódba.
13. A microSegamson kiértékeljük a felvett homogenitás képet és lefényképezzük.
14. Kiszámítjuk a kamera érzékenységét a jegyzőkönyvben szereplő képlet alapján.
15. A számítógépen dinamikus felvételt indítunk a predefiniált vizsgálat aktiválásával (a képek száma 15, a képfrekvencia 20 másodperc). A felvétel alapján idő-aktivitás görbét állítunk elő, és lefényképezzük.
16. A microSegamson aktiváljuk a forgási középpontot ellenőrző programot. Elindítjuk a felvételt, kiértékeljük, lefényképezzük.
17. Előhívjuk a felvételeket.
18. A pontforrást a meleglaborba visszavisszük.
19. A kollimátort visszahelyezzük.
20. A mérési jegyzőkönyvhöz csatoljuk a következő felvételeket:
 1. homogenitás kép μZ -vel (analog)
 2. homogenitás kép μZ nélkül (analog)
 3. homogenitás kép (számítógépes kiértékeléssel)
 4. idő-aktivitás görbe (fényképezve)
 5. forgási középpont elmozdulása
21. Ábrázoljuk a kiszámított homogenitás értékeket a tartós ellenőrzésre szolgáló koordináta rendszerben (milliméterpapíron).

Havonta ajánlott mérések

22. A SPECT fantom leképezése.

Három havonta ajánlott mérések

23. A májfantom leképezése.

Mérési jegyzőkönyv

Gammakamerák minőségellenőrzése

1. Dátum:
2. Start: óra perc
3. A = MBq (a pontforrás aktivitása)
4. Háttér = impulzus/ 60 sec
5. t = sec (az analog felvétel időtartama)

6. Relativ érzékenység

$$E = \frac{\text{impulzusszám}}{(t \times \text{aktivitás})}$$

$$E = \frac{1500000 \text{ imp}}{(\quad \text{s} \times \quad \text{MBq})} = \quad \text{imp/s MBq}$$

7. A jegyzőkönyvhöz mellékelt felvételek:

1. homogenitás kép μZ -vel (analog)
2. homogenitás kép μZ nélkül (analog)
3. homogenitás kép (számítógépes kiértékeléssel)
4. idő-aktivitás görbe (nyomtatva, vagy fényképezve)
5. forgási középpont képe

8. Befejezés: óra perc

9. Aláírás:

A minőségellenőrző méréseket a tesztelt gammakamerán dolgozó aszisztensnő végzi, biztosítva a minőségellenőrző mérések során a klinikai gyakorlathoz hasonló körülményeket. A jegyzőkönyveket lefűzve a kamera mellett kell elhelyezni, akárcsak a műszerkönyvet, amely tartalmazza a kamerán végzett vizsgálatok jegyzékét, valamint a szerviz által végzett karbantartási eljárások időpontját. A mérési jegyzőkönyveket rendszeresen ellenőrizni kell.

6. Megbeszélés

A gammakamera detektorok homogenitásának mérése és a homogenitás időbeli stabilitásának nyomonkövetése a rutin minőségkontroll egyik alapvető feladata (Craddock TD. és mtsai, 1984). Különösen a SPECT készülékek detektorainak homogenitásával és a homogenitás stabilitásával szemben nagyon szigorúak a követelmények (Rogers WL, és mtsai, 1982). A homogenitás változásának számos oka lehet, ezek közé sorolható a fotoelektron-sokszorozók feszültségének változása, egy vagy több fotoelektron-sokszorozó meghibásodása, a geometriai linearitás változása, a szcintillációs kristály meghibásodása, az optikai csatolás leválása, a fotoelektron-sokszorozók energia ablakainak inkorrekt beállítása, túl nagy impulzusterhelés, kollimátorhibák. A homogenitás változása mintegy előre jelzi a bekövetkező linearitás és geometriai felbontás romlást (Wick R, és mtsai 1979).

Nagy látómezejű gammakamerákon végzett összehasonlító vizsgálatokról már többen beszámoltak. (Moretti JL. és mtsai, 1976, Lim CB. és mtsai, 1978, Chapman DR. és mtsai, 1980). A vizsgált paraméterek között minden esetben szerepelt a homogenitás, a linearitás, a geometriai felbontás, valamint az aktivitás-impulzushozam görbék meghatározása.

A mi vizsgálataink során a homogenitás kvantifikálására a leginkább elterjedt, és jól használható NEMA protokoll szerinti integrál és differenciál homogenitás számítást használtuk.

A homogenitás értékek reprodukálhatósága

A mért értékek reprodukálhatóságát azért szükséges meghatározni, hogy a detektor teljesítményének romlásából adódó változásokat a mérés bizonytalanságából adódó eltérésektől biztonsággal el lehessen különíteni (Young KC és mtsai, 1990). Az integrális és differenciális homogenitás értékeket a NEMA szabvány szerint

számítottuk. A differenciál homogenitás kiszámításához 6 egymás melletti pixelt vettünk figyelembe, mert ez az átmérő 64x64-es matrixméretben kb. megfelel a 37 PMT-s detektorba épített fotoelektron-sokszorozó csövek sugarának (Busemann Sokole E, és mtsai 1983).

Az ismételt homogenitás mérések kedvező stabilitása az egyedi mérések relevanciáját bizonyítja.

Méréseink során 6 millió impulzust gyűjtöttünk be, a nagy impulzusszám ellenére a homogenitás értékeket a statisztikus ingadozás is befolyásolja. A NEMA standardok a látómező központi pixeleiben 4000 körüli beütésszám elérését javasolják, azonban a mérések reprodukálhatóságának biztosításához még ennél is nagyobb, legalább 8000 pixelenkénti beütésre van szükség (Craddock TD és mtsai, 1984). Ezen kívánalmak teljesítése 64x64-es mátrixméretben 30-40 millió összimpulzus begyűjtését tenné szükségessé, ami a rutin minőségellenőrző mérések számára tulságos időigényessége miatt gyakorlatilag elfogadhatatlan (Raff U és mtsai, 1984, Craddock TD és mtsai, 1985). Sorozatméréseink stabil eredményei arra utalnak, hogy az általunk mért impulzusszám (6 millió) elegendő a homogenitás minőségének rutin ellenőrzésére.

Az impulzushozam és a homogenitás értékek aktivitás függése

Az aktivitás-impulzushozam görbék formája várakozásunknak megfelelően alakult. Azonosítani tudtunk lineárisan, nemlineárisan emelkedő, stagnáló, illetve visszaeső szakaszokat. A nagy látómezejű, illetve kis látómezejű detektorok között az elektronikák különbözőségéből adódóan eltérő eredményeket kaptunk. Azonos típusú, de különböző kamerák között is jelentősen különbözött a görbék formája. Az eltérés oka a kamerák elektronikájának különböző szabályozása, illetve az egyes kamerákba beépített homogenitást korrigáló μZ áramkörök teljesítményének változása. A μZ áramkör alkalmazásával bekövetkező impulzushozam veszteség az aktivitás-impulzushozam görbéken jól látható.

A vizsgált detektorok homogenitása különbözőképpen változott, más-más aktivitás tartományok szolgáltattak stabil értékeket. Alacsony aktivitás értékeknél a homogenitást a statisztikus szórás rontja, ezt követi egy viszonylag stabil értékek tartománya, majd az aktivitás további növelésével a pile upp effektus következtében a homogenitás újra romlani kezd.

A homogenitás értékek pozíció függése

A detektor felszínét érő fluxus egyenletességének romlásával a detektor homogenitás értékei is romlottak.

A vizsgálatok a korrekt pozicionálás követelményeinek fontosságát támasztották alá.

Homogenitás mérés dinamikus vonalfantommal

Az optimális mérés technika kidolgozása

A kollimátorral felszerelt detektor homogenitásának ismerete a SPECT technika elterjedésével szinte elengedhetlenné vált. A pontforrás kiváló homogén mezőt szolgáltat a detektor számára, ám a kollimátor furatain áthaladó csekély sugárnyaláb homogenitás mérésekhez nem alkalmas. Munkánkban a síkforrást a dinamikus vonalfantom megfelelő programja szolgáltatta. Dinamikus vonalfantomot először Deconinck és munkatársai ajánlottak a gammakamera detektorok paramétereinek vizsgálatára (French AP és mtsai, 1987). A műszert a VEENSTRA cég alakította ipari terméké és jelenleg is ez a cég forgalmazza. A dinamikus vonalfantom könnyen kezelhető, a síkforrásokhoz viszonyítva sokkal kevesebb radioaktív anyagot tartalmaz, miáltal a rutin minőségellenőrzést végző személy sugárterhelése kisebb a síkforrással végzett mérésekhez viszonyítva (La Fontaine R és mtsai, 1983). A dinamikus vonalfantom alkalmazhatóságát a gammakamerák minőségellenőrzésére többen vizsgálták (Deconinck F és mtsai, 1982, Craddock TD és mtsai, 1990, Busemann Sokole és mtsai, 1991, Irwin AG és mtsai, 1991, Séra T és mtsai, 1992). A dinamikus vonalfantom több paraméter mérésére is igen alkalmas, így a linearitás, geometriai

felbontás, modulációs átviteli függvény, vonalválaszfüggvény félértékszélessége, a film feketedésének linearitása, a képalkotáshoz használt látómező nagyságának meghatározására. Irwin és munkatársai a detektor homogenitásának mérésével kapcsolatban a dinamikus vonalfantom előnyös tulajdonságait emelték ki. Lényegesnek tartják, hogy a kapillárist a konkrét betegvizsgálatok során használt radioaktív izotópokkal lehet feltölteni és az így kapott homogenitásértékek jobban tükrözik a valóságot. A homogenitás vizsgálatánál azonban problémákat is észleltek (Busemann Sokole és mtsai, 1991). Mivel a kör alakú detektor a látómezőn egyenes sebességgel áthaladó kapilláris folyamatosan változó hosszúságú szakaszát képezi le, a mért impulzushozam a kapilláris helyzetének függvénye. Maximumát akkor éri el, mikor a kapilláris a detektor középvonala alá ér. A változó impulzushozam változó holtidő veszteségeket, ebből eredendően a kapilláris pozíciójától függő torzítást eredményezhet, mely kérdéssé teszi a vonalfantom homogenitás vizsgálatra történő alkalmazhatóságát (Busemann Sokole és mtsai, 1991). Négyzet alakú detektorok esetében a konstans impulzushozam következtében nincs holtidő veszteségből következő eredménytorzítás, ezért valószínűleg jobb eredmények várhatók (Busemann Sokole és mtsai, 1991). Saját vizsgálatainkat kollimátorral és kollimátor nélkül is elvégeztük. Először kollimátor nélkül mértünk, így a vonalfantommal mért homogenitás értékeket módunkban állt összehasonlítani a pontforrással kapott értékekkel, és így validizálhattuk a dinamikus vonalfantom detektorok homogenitásának mérésére való alkalmazhatóságát.

Vizsgálatainkkal jól meghatározható aktivitás, és ennek megfelelő impulzushozam tartományt találtunk, amelyben a holtidő veszteség kisebb 20% -nál. Az optimális aktivitás tartományban a vonalfantommal mért homogenitás értékek nem térnek el jelentősen a pontforrással kapott értékektől. A kollimátorral végzett homogenitás vizsgálat eredményeképpen is azonosítani tudtunk egy viszonylag stabil homogenitás értékeket szolgáltató aktivitás tartományt. Megállapítottuk, hogy a dinamikus vonalfantom alkalmas gammakamerák kör alakú detektorai homogenitásának vizsgálatára, abban az esetben, ha az egyes kameráknál külön-külön meghatározzuk a vizsgálatok végzésére optimális aktivitás tartományt. A négyzet alakú detektorral

végzett vizsgálatoknál, bár a detektor alatt áthaladó kapilláris konstans hosszát detektáltuk, az alacsony aktivitás értékeknél a statisztikus szórás miatt, a magasabb aktivitás értékeknél a holtidős veszteségek növekedése miatt romlott a homogenitás, így ebben az esetben is létezik egy konstans homogenitás értékeket szolgáltató optimális aktivitás tartomány.

A detektor linearitásának vizsgálata

A detektor linearitása szorosan összefügg a homogenitással. A homogenitás romlásával együtt romlik a linearitás is (IAEA,1991). A linearitás és homogenitás közötti szoros összefüggés a linearitás és geometriai felbontás között már nem áll fenn (Raff U és mtsai, 1984), a detektor nonlinearitása a geometriai felbontást általában nem befolyásolja. A detektor torzítása nemcsak a klinikai felvételek vizuális értékelését nehezíti, hanem a kvantitatív értékelési módszerek is veszítenek pontosságukból, különösen súlyos hibák keletkezhetnek SPECT rekonstrukció során.

A linearitás vizsgálatára általánosan elfogadott módszer a transzmissziós fantom felvételek vizuális értékelése (NEMA, NAÜ, Lim CB és mtsai, 1978, Paras P és mtsai 1981).

Méréseink egy részében mi is transzmissziós bar fantomot alkalmaztunk. Tekintettel arra, hogy a dinamikus vonalfantom is potenciális lehetőséget kínál a linearitás vizsgálatára, a bar fantom mellett ezen módszer lehetőségeit is megvizsgáltuk. Megállapítottuk, hogy a detektorok linearitása mindkét eljárással hatékonyan ellenőrizhető.

A linearitás vizsgálatával kapcsolatban kevés konkrét eredményről olvashatunk az irodalomban. Mindenképp kiemelkedő Lim CB. és munkatársainak (1978) a gammakamerák linearitás alapján történő rangsorolásáról szóló beszámolója. Paras P és mtsai (1981) homogén sugárzási mezőről készült felvételeken észlelhető, a látómező átmérőjének 1% nagyságú inhomogén területeket a transzmissziós fantom képeken vizuálisan már azonosítani tudtak.

Az általunk vizsgált gammakamerák nonlinearitásának mértékében, és elhelyezkedésében a különféle párhuzamos furatú kollimátorokkal készült felvételek között nem találtunk különbségeket, amiből arra következtettünk, hogy az általunk felderített nonlinearis területek elsősorban a detektor és nem az alkalmazott kollimátorok hibájára vezethetők vissza. A linearitás vizsgálat így alkalmas volt a gammakameráink közötti sorrend felállítására.

A linearitás felvételek vizuális értékelése mellett lehetőség van számítógépes értékelésre is. A nonlinearitás kvantifikálására többféle eljárás ismert. A nemzetközi standardok (NEMA, NAÜ) a linearitás mérésére többcsatornás analizátor és megfelelő interface alkalmazásával pontos, de egyáltalán nem praktikus méréseket ajánlanak, ugyanakkor egyéni módszerek is ismertek. Moretti JL és munkatársai (1976) négyzetes rácstről készített felvételeken a detektor középpontjában mért rácstávolságot viszonyították a látómező szélén mért értékekhez. A linearitás kvantifikálásához szükséges ideális rács meghatározásához azonban a nemzetközi standardok sem adnak pontos utmutatást (Raff U és mtsai, 1984).

A detektor geometriai felbontásának vizsgálata

A klinikai vizsgálatok során készült felvételeken a még elkülöníthető struktúrák méreteit a detektor geometriai felbontásának ismerete alapján becsülhetjük. A kollimátorral felszerelt detektor geometriai felbontása a detektor belső és a kollimátor együttes felbontásából származik. A geometriai felbontás változásának több oka lehet, ezek közé sorolható a kép pozicionálására szolgáló elektronika meghibásodása, a fotoelektronsokszorozók feszültségének változása, a szcintillációs kristály sérülése, túl nagy impulzushozamú aktivitás alkalmazása. A geometriai felbontás változása azonban jóval ritkábban következik be, mint a homogenitás vagy a linearitás romlása.

A detektorok geometriai felbontásának meghatározására a nemzetközi standardok (NEMA, NAÜ) transzmissziós fantom felvételek vizuális értékelését, illetve a vonalválaszfüggvény számítógépes meghatározását ajánlják.

Az irodalomban számos beszámolót találunk transzmissziós fantomokkal végzett mérésekről (Brookeman VA, 1974, Paras P és mtsai, 1981, Paras P és mtsai, 1982), valamint a vonalválaszfüggvény félértékszélességének meghatározásáról (Moretti JL és mtsai, 1976, Lim CB és mtsai 1978, Chapman DR és mtsai 1980).

A detektor geometriai felbontásának vizsgálatához választott mérési körülményeket mindenképpen standardizálni kell, hiszen az alkalmazott izotóp energiájától, az impulzushozamtól, a detektor-sugárforrás távolság nagyságától, szóróközeg alkalmazásától függően más-más értékeket kapunk (Brookeman VA, 1974).

A detektorok geometriai felbontásának vizsgálatához magunk transzmissziós bar fantom felvételek vizuális értékelését, továbbá dinamikus vonalfantom tesztmintáinak analizését használtuk. A vonalválaszfüggvény félértékszélességét ^{99m}Tc izotóppal töltött kapilláriscsővel készült felvételekből határoztuk meg.

A vonalválaszfüggvény félértékszélességét a gammakamerák detektorainak rangsorolására sokan használták. Moretti JL és mtsai (1976), Lim CB és mtsai (1978), illetve Chapman DR és mtsai (1980) Ohio Nuclear, Picker, Searle, valamint Toshiba gyártmányú nagy látómezejű detektorokat rangsoroltak.

Saját vizsgálataink alapján nagylátómezejű detektoraink felbontásában nem észleltünk lényeges különbséget. Vizsgálataink eredményei jól tükrözték a különféle típusú gammakamerák detektorai, továbbá az alkalmazott kollimátorok geometriai felbontása közötti különbségeket. A vizsgálataink során meghatározott vonalválaszfüggvények félértékszélességei jól egyeztek a megfelelő transzmissziós felvételek vizuális értékelése során kapott eredményekkel.

Periodikusan elrendezett vonalakat tartalmazó fantomok leképezése során a képalkotó rendszer teljesítőképességétől függetlenül fellépő jelenség a Moiré effektus (Hart GC., 1986). Ilyen fantomok leképezése során interferencia léphet fel, melynek következtében a felvételen látott alakzat meglepő mértékben eltérhet a fantom mintázatától. Azt, hogy a leképezés során interferencia fellép-e, vagy sem, előre csaknem lehetetlen megjósolni. Ezzel a jelenséggel mi közepes energiájú divergáló kollimátor vizsgálata során, az OHTP fantom program felhasználásakor találkoztunk (44 számú ábra). A fellépő interferencia a felvételek jellegzetes mintázata alapján szerencsére könnyen

azonosítható. Abban az esetben, ha egy adott kollimátor és a fantom geometriai viszonya interferenciához vezet, a vizsgálandó kollimátor paramétereit a dinamikus vonalfantom egy másik programjával még problémamentesen vizsgálhatjuk. Érdekes módon az interferencia miatt torzított felvételek jól használhatóak a detektor hibáinak azonosításához. Azokon a helyeken ugyanis, ahol az interferencia kép szimmetriája nem tökéletes, a detektor lokális geometriai torzítására gondolhatunk (Hart GC., 1986). A klinikai vizsgálatoknál alkalmazott kollimátorok paramétereit időben nem változhatnak, hacsak helytelen kezelésük miatt meg nem sérülnek, ezért a detektor linearitásának és geometriai felbontásának kollimátor nélküli monitorozása elégséges. A kollimátor esetleges sérüléséről a kollimátorral felszerelt detektorral készített homogenitás felvételekből tájékozódhatunk (Paras P és mtsai, 1981).

Chapman DR és mtsai (1980) különböző cégek nagy látómezejű gammakameráinak minőségi paramétereit (homogenitás, vonalválaszfüggvény félértékszélessége, holtidőből származó veszteségek, impulzushozam) összehasonlítva különbségeket észleltek. A teljesítményparaméterek különböző értékeiből logikusan az következett volna, hogy a készülékek a klinikai vizsgálatok során is eltérő minőséget nyújtanak, ez azonban nem bizonyosodott be. Ebből arra lehet következtetni, hogy az új készülékek beszerzésénél a gyártó cégek által megadott teljesítményparaméterek értékei mellett feltétlenül figyelembe kell venni a paraméterek stabilitását, a meghibásodások gyakoriságát, és a szervizelési lehetőségeket is, mert a névlegesen jobb paraméterek klinikailag kevésbé realizálhatók.

Ajánlás izotópdiaosztikai laboratóriumok képalkotó berendezéseinek rendszeres minőségellenőrzésére

A gammakamerák detektorának paramétereit különbözőképpen mérhetők. Tekintettel arra, hogy a mérési eredmények nem függetlenek a konkrét mérési elrendezéstől, az

alkalmazott aktivitástól, több munkacsoport, illetve gyártó cég már a hetvenes évek közepétől megkísérelte egységes mérési utasítások pontos meghatározását, illetve elfogadtatását. A manapság általánosan elfogadott NEMA (National Electrical Manufacturers' Assotiation) szabványok, valamint a Nemzetközi Atomenergia Ügynökség ajánlásai pontos keretet nyújtanak a detektorok és kollimátorok egységes specifikálására. A nemzetközi szabványokban leírt mérések viszonylagos bonyolultsága azonban nem teszi lehetővé a diagnosztikai laboratóriumokban történő rutinszerű alkalmazásukat. A standard mérési eljárások végrehajtásához a klinikumban használt számítógépen kívül olyan műszerek is szükségesek (pl. többcsatornás analizátor, NEMA felbontás/ linearitás fantom, transzmissziós fantomok), melyekkel a laboratóriumok nagy része nem rendelkezik. A minőségellenőrző mérések során a standard eljárásokat kénytelenek vagyunk saját laboratóriumi körülményeinknek megfelelően módosítani (Raff U és mtsai, 1984). Ezért a napi körülmények között a detektorok minőségellenőrzésének legáltalánosabb és sokszor kizárólagos eszköze a ^{99m}Tc pontforrás maradt. Javaslatainkat a laboratóriumunkban működő különböző gammakamera-adatfeldolgozó rendszerekre vonatkozóan csoportosítottuk. Figyelembe véve a klinikai vizsgálatok során alkalmazott konfigurációkat, információt szerezhettünk a detektorról, a kép pozicionálására szolgáló elektronikáról, a fotoszkóp állapotáról, a kamerához csatlakoztatott adatfeldolgozó működéséről, valamint a dokumentációs egységekről. A minőségellenőrző méréseink programját úgy állítottuk össze, hogy időben is teljesíthető legyen, és a klinikai vizsgálatokat végző asszisztensnő hajtsa végre.

Az izotopdiagnosztikai laboratóriumok teljesítményszínelvonalának egységesítése érdekében a Nemzetközi Atomenergia Ügynökség folyamatosan nagy erőfeszítéseket tesz. A laboratóriumok között szervezett körkísérletekbe intézetünk is bekapcsolódott. (Souchkevitch G.N. és mtsai, 1988).

Gammakamera paraméterek stabilitásának vizsgálata

A modern gammakamerákat gyártó cégek által közölt teljesítményparaméterek között már nincsenek nagy különbségek. Egyre inkább ezen paraméterek stabilitására helyeződött a hangsúly. A paraméterek stabilitásának vizsgálatára a nemzetközi standardok (NEMA, NAÜ) periodikusan végzett minőségellenőrző mérések eredményeinek összehasonlítását javasolják. Pearson és Kapasi (1988) tíz hónapon át végzett homogenitás mérések eredményeiről számoltak be.

Magunk tíz héten át követtük a vizsgált detektorok homogenitását, a mérések eredményeit grafikusán ábrázolva vizsgáltuk a homogenitás értékeinek változásában jelentkező trendeket. A nemzetközi standardok (NAÜ) által javasolt 20%-os homogenitás változás esetén a homogenitás korrekciós rendszer felfrissítésére tettünk intézkedéseket.

7. Összefoglalás

Értekezésem célja a nukleáris medicínei képalkotó műszerek működését jellemző legfontosabb paraméterek, továbbá a nemzetközi irodalomban ismert minőségbiztosítási eljárások összefoglalása, napi laboratóriumi gyakorlatban használható minőségellenőrző módszerek fejlesztése, teljesítőképességük ellenőrzése volt.

Az ellenőrző méréseket Picker licence alapján Magyarországon gyártott egy kis látómezejű, három nagy látómezejű, illetve Siemens Diacam gammakamerán végeztem. Pontforrással és dinamikus vonalfantommal vizsgáltam a készülékek detektorai homogenitásának stabilitását, a homogenitás értékek és az alkalmazott sugárforrás aktivitásának összefüggését. A detektorok linearitását transzmissziós bar fantommal, illetve a dinamikus vonalfantom tesztmintáival készített analóg felvételeken vizuálisan ellenőriztem. A geometriai felbontás meghatározására vizuális és numerikus módszereket egyaránt alkalmaztam. Vizsgáltam szóróközeg hatását a detektor felbontásának mért értékére.

Megállapítottam, hogy a gammakamerák detektora homogenitásának jellemzésére a NEMA szabvány szerint számított integrál és differenciál homogenitás értékek kiválóan alkalmasak. A mérési eljárás jó reprodukálhatósága a módszereket alkalmassá teszi a gammakamerák detektora állapotának követésére. A homogenitás mérésére a pontforrás és a dinamikus vonalfantom egyaránt alkalmas. A dinamikus vonalfantom előnye, hogy a kollimátorral felszerelt detektor homogenitásának mérésére is alkalmas, jóllehet minden detektorral külön-külön meg kell határozni az aktivitás tartományt, ahol a dinamikus vonalfantom korrekt eredményeket szolgáltat.

A detektor linearitása transzmissziós bar fantommal, illetve dinamikus vonalfantommal egyaránt kiválóan vizsgálható. A napi gyakorlatban a linearitás felvételek vizuális értékelése elegendő.

A detektor geometriai felbontásának ellenőrzéséhez célszerű a vonalforrás félértékszélességének számítása. Ez a módszer a gyakorlatban könnyen kivitelezhető és pontosabb eredményeket ad a különféle tesztminták vizuális analízisének.

Valamennyi alkalmazott eljárással demonstrálni tudtam a korszerűbb, illetve régebbi típusú gammakamerák detektorai teljesítmőképességének különbségeit.

Az eredmények alapján, az egyes eljárások időigényét, illetve bonyolultságát is figyelembe véve javaslatot tettem a SZOTE KIL-ben bevezetendő rutin minőségellenőrző programra.

8. Köszönetnyilvánítás

Az értekezés elkészítéséhez nyújtott segítségért mindenekelőtt Dr. Csernay László professzor úrnak, a SzOTE Központi Izotópdiaosztikai Laboratórium vezetőjének tartozom köszönettel. Lehetőséget adott arra, hogy intézetében dolgozhassak. Meghatározta azokat a feladatokat, amelyek végrehajtásával megtalálhattam helyemet a laboratórium rutin és tudományos tevékenységében. Az általa kijelölt legfőbb feladatom éppen ezen értekezés összeállítása volt. Előrehaladásomat folyamatosan figyelemmel kísérte, tanácsaival, bírálataival stimulálta. Megtanított arra, hogy a szakmai gondolatokat milyen módon kell kutatási eredménnyé, majd tudományos közleménnyé érlelni.

A korszerű nukleáris medicina alapfogásainak, különösen a gammakamerák és a SPECT készülék diagnosztikai használatának megismeréséhez nyújtott segítségért külön köszönettel tartozom a KIL munkatársai közül Dr. Rajtár Máriának, Dr. Pávics Lászlónak, Dr. Mester Jánosnak, és Dr. Papós Miklósnak. Dr. Almási Lászlóhoz, és Patkós Gáborhoz a számítógépek kezelésével kapcsolatos problémáimmal mindig bizalommal fordulhattam. Külön köszönöm a disszertációm szerkesztéséhez nyújtott segítségüket is. Dr. Láng Jenőnek köszönöm a kísérletek elvégzéséhez nyújtott gyakorlati tanácsait, valamint a mérések elvégzéséhez szükséges radioaktív izotóp rendelkezésre bocsátását. A KIL valamennyi munkatársának köszönöm a folyamatos segítséget, együttműködési készséget és bátorítást, mely munkám végzését nagyban megkönnyítette.

Köszönöm Tót-Abonyi Mihálynak a JATE Kalmár Laboratórium munkatársának, hogy a méréseim értékelését az általa fejlesztett számítógépes programmal lehetővé tette.

Irodalom

Adams R., Hine G., Zimmerman D. Deadtime Measurements in Scintillation Cameras under Scatter Conditions Simulating Quantitative Nuclear Cardiology. *J Nucl Med* 1978; 19: 538-544.

Bános Cs., Reviczky A., Lendvay J. A Nemzetközi Atomenergia Ügynökség in vitro minőségellenőrzési körkísérletének tapasztalatai. *Izotóptechnika*, 1982; 25: 13-20.

Brookeman VA. Component resolution indices for scintillation camera systems, 1975; 16: 228-230.

Busemann Sokole E, Craddock TD. Assessment of a dynamic line phantom. In: Höfer R, Bergmann H, Sinzinger H. *Radioaktive isotope in Klinik und Forschung*. Schattauer; 1991:186-189.

Busemann Sokole E., Craddock T. Interpretation of the NEMA protocols for scintillation camera performance. *J Nucl Med* 1983; 24: 973-974

Busemann Sokole E. *Quality assurance in nuclear medicine imaging*. Amsterdam, 1990: 5-10

Busemann Sokole E. *Quality assurance in nuclear medicine imaging*. Amsterdam, 1990: 22-36

Ceberg C, Larsson I, Strand SE. A new method for quantification of image distortion due to pile-up in scintillation cameras. *Eur J Nucl Med* 1991; 18: 959-963

Chapman DR, Brachaman MB, Tanasescu DE, Wolfstein RS, Berman DS, Waxman AD. Clinical and parametric evaluation of three large field-of-view cameras. *J Nucl Med* 1980; 21: 161-164.

Craddock TD, Busemann Sokole E. Assessment of Camera Uniformity Using a Dynamic Line Phantom. *J Nucl Med Technol* 1990; 18: 206-208.

Craddock TD, Farrell TJ. Uniformity correction and quality control in scintillation cameras. *J Nucl Med* 1984; 25:1392-1394.

Craddock TD., Busemann Sokole E. Use of NEMA protocols for routine quality assurance (Letter to the Editor). *J Nucl Med* 1985; 26: 95-96

Deconinck F, Verzelen J. The dynamic line phantom: A new approach to quality control of gamma cameras. In: *Nuclear Medicine and Biology* 1982; 2: 1240-1243.

Finney C, Horn B, Luk K. Use of the NEMA standard in-field acceptance testing of scintillation cameras. In: *Nuclear Medicine and Biology* 1982; 4: 2909-2911.

French AP, Hyde RJ, Peake JCF, Horton PW. Assessment of camera uniformity parameters. *Phys Med Biol* 1987; 32: 290.

Graham LS. Automatic tuning of scintillation cameras. *J Nucl Med Technol* 1986a; 14: 105-110.

Grossman LW, Anderson MP, Jennings RJ, Kruger JB, Lukes SJ, Wagner RF, Warr CP. Noise analysis of scintillation camera images: stochastic and nonstochastic effects. *Phys Med Biol* 1986; 31:941-953.

Hart GC. Moiré interference in gamma camera quality assurance images. *J Nucl Med* 1986;27:820-823.

IAEA(1991) Quality control of nuclear medicine instruments. IAEA-TECDOC-602, International Atomic Energy Agency, Vienna

IAEA/WHO Newsletter on Quality Assurance Programmes in Nuclear Medicine, IAEA, Vienna, 1987

Irwin AG, McCool D, Hilson AJW, Agnew JE. Cobalt flood or dynamic line phantom for audit of uniformity? (Abstr.) Nucl Med Comm 1991;12:298.

Jordan K, Newiger H. A new flood phantom to measure homogeneity of gamma cameras and to correct SPECT studies. Eur J Nucl Med 1987; 13: 327-330.

La Fontaine R, Graham LS, Behrendt D, Greenwell K. Personnel exposure from flood phantoms and point sources during quality assurance procedures. J Nucl Med 1983; 24: 629-632.

Lim CB, Hoffer PB, Rollo FD, Lilien DL. Performance evaluations of recent wide field scintillation cameras. J Nucl Med 1978; 19: 942-947.

Moretti J-L, Mensch B, Guey A, Desgrez A. Comparative assessment of scintillation camera performance. Radiology 1976; 119: 157-165.

Muehllehner G, Colsher JG, Stoub EW. Correction of field nonuniformity in scintillation cameras through removal of spatial distortion. J Nucl Med 1980; 21: 771-776

Muehllehner G, Wake RH, Sano R. Standards for performance measurements in scintillation cameras. J Nucl Med 1981; 22: 72-77

Muehllehner G. Effect of crystal thickness on scintillation camera performance. J Nucl Med 1979; 20: 992-993

Paras P, Van Tuinen R, Hamilton D. Quality control for scintillation cameras. In: Buck A. Rhodes, ed. Quality control in nuclear medicine. Saint Louis: The C.V. Mosby Company, 1977: 336-348.

Paras P, Hine GJ, Adams R. BRH test pattern for the evaluation of gamma-camera performance. J Nucl Med 1981; 22: 468-470

Paras P, Hine GJ, Adams R. Latest developments in gamma-camera performance testing: resolution measurements. Nuclear medicine and biology 1982; 4: 2890-2894

Pearson D, Kapasi T. A comparison of two methods of measuring gamma camera uniformity. Nucl Med Commun 1988; 9: 69-73.

Raff U, Spitzer VM, Hendee WR. Practicality of NEMA performance specification measurements for user-based acceptance testing and routine quality assurance. J Nucl Med 1984; 25: 679-687

Rogers WL, Clinthorne NH, Harkness BA, Koral KF, Keyes JW. J Nucl Med 1982; 23: 162-168.

Rollo F. Nuclear medicine physics, instrumentation, and agents. Saint Louis : The C.V. Mosby Company, 1977: 322-360

Royal HD, Brown PH, Claunch BC. Effects of a reduction in crystal thickness on Anger-camera performance. J Nucl Med 1979; 20: 977-980.

Séra T, Mester J, Csernay L. Dinamikus vonalfantommal szerzett tapasztalatok
Izotóptechnika, Diagnosztika, 1991; 34: 121-128.

Séra T, Csernay L. A készülékek korszerű minőségellenőrzése a nukleáris medicínában
Izotóptechnika, Diagnosztika, közlésre elfogadott.

Sharp P., Marshall I.: The usefulness of indices measuring gamma camera
nonuniformity
Phys Med Biol, 1981; 26: 149-153.

Simmons GH. On-line corrections for factors that affect uniformity and linearity. J
Nucl Med Technol 1988;16: 82-89.

Sodee D., Early P. Technology and interpretation of nuclear medicine procedures. 2th
ed. Saint Louis: The C.V. Mosby Company , 1975: 79-89

Souchkevitch GN, Asikainen M, Bauml A, et al. The World Health Organization and
International Atomic Energy Agency second interlaboratory comparison study in 16
countries on quality performance of nuclear medicine imaging devices.
European Journal of Nuclear Medicine 1988; 13: 495-501

Tinkel J., Sano R.: The NEMA Standards, An Introduction The Picker Journal of
Nuclear Medical Instrumentation, 1981; 2: 14-21.

Van Tuinen R., Paras P. : A survey of quality control for scintillation cameras. In:
Buck A. Rhodes, ed. Quality control in nuclear medicine. Saint Louis: The C.V.
Mosby Company, 1977: 349-351.

Wegst A., Rhodes B. : Where are we going in quality control testing? In: Buck A.
Rhodes, ed. Quality control in nuclear medicine. Saint Louis: The C.V. Mosby
Company, 1977: 368-372.

WHO(1982) Quality Assurance in Nuclear Medicine. WHO, Geneva 1982.

Wicks R, Blau M. Effect of spatial distortion on Anger camera field uniformity
correction. J Nucl Med 1979; 20: 252-254

Young KC, Kouris K, Awdeh M, Abdel -Dayem HM. Reproducibility and action
levels for gamma camera uniformity 1990; 11: 95-101.

