



M Ű E G Y E T E M 1 7 8 2

## **DIPLOMAMUNKA**

# **PET készülékek minőségellenőrzési paramétereinek vizsgálata**

**Herein András**

Fizikus MSc

Orvosi fizika szakirány

Témavezető: Dr. Lengyel Zsolt

Intézetvezető főorvos

Pozitron-Diagnosztika Központ

Belső konzulens: Dr. Pesznyák Csilla

egyetemi adjunktus

BME Nukleáris Technikai Intézet

Nukleáris Technika Tanszék

BME

2012

I

## Diplomamunka feladat a Fizikus mesterképzési (MSc) szak hallgatói számára

A hallgató neve: <b>Herein András</b>	szakiránya: <b>orvosi fizika</b>
A diplomamunkát gondozó (a záróvizsgát szervező) tanszék: <b>Nukleáris Technika Tanszék</b>	

A diplomamunka készítésének helye: <b>PET Pozitron Diagnosztikai Központ</b>	
A témavezető neve: <b>Dr. Lengyel Zsolt</b> – munkahelye: PET Pozitron Diagnosztikai Központ – beosztása: Intézetvezető főorvos – e-mail címe: <a href="mailto:zsolt.lengyel@pet.hu">zsolt.lengyel@pet.hu</a>	A konzulens neve: <b>Dr. Pesznyák Csilla</b> (külső témavezető esetén kijelölt tanszéki munkatárs) – beosztása: egyetemi adjunktus – e-mail címe: <a href="mailto:pesznyak@reak.bme.hu">pesznyak@reak.bme.hu</a>

A diplomamunka címe: <b>PET készülékek minőségellenőrzési paramétereinek vizsgálata</b>	azonosítója: <b>DM-2011-42</b>
---	--------------------------------

A téma rövid leírása, a megoldandó legfontosabb feladatok felsorolása:  
 A hallgató feladata a PET készülékek minőség-ellenőrzési paramétereinek meghatározása. Különböző fantomok segítségével kell megmérni a térbeli felbontást, érzékenységet, szórásfaktort, számlálási veszteséget és véletlen koincidienciát, valamint a képminőséget és a gyengítési korrekció pontosságát. A mért eredményeket szoftveresen elemezni kell és össze kell hasonlítani a NAÜ minőségbiztosítási protokolljával.

**Feladat**

1. Irodalomkutatás a PET készülékek minőségbiztosításának témakörében. Össze kell hasonlítani a NEMA, az AAPM, a NAÜ és más nemzetközi szakirodalomban található alkalmazásokat, és ezek alapján összeállítani a megfelelő mérési protokollt, figyelembe véve a hazai lehetőségeket.
2. A hallgató által összeállított mérési protokollhoz szükséges fantomok megismerése, használata. Egyes mérésekhez új fantomok építése, mivel Magyarországon nem áll rendelkezésre minden fantom.
3. A fent említett paramétereket az u.n. szűrt visszavetítéses rekonstrukció (FBP) eredményeképpen előállt három dimenziós aktivitáskoncentráció-eloszláson kell meghatározni a nemzetközileg elterjedt protokollok szerint. A számítási kapacitások rohamos bővülése miatt ezt az algoritmust egyre elterjedtebben pontosabb, pl. iteratív rekonstrukciós algoritmusok váltják fel, melyek a vizsgálandó paraméterek értékét nagyban befolyásolják. A hallgató feladata, hogy a minőségellenőrzési paramétereket az FBP eljárás mellett más rekonstrukciós módszerekkel is vizsgálja.
4. A PET-CT készülékek alkalmazásának vizsgálata a sugárterápiában, alkalmazási kritériumok meghatározása.
5. A mérési eredmények elemzéséhez használható szoftverekre a nemzetközi ajánlások nem térnek ki, ezért a hallgató feladata az erre esetlegesen létező szoftverek felkutatása, összehasonlító elemzése. Ilyen szoftverek hiányában saját program megírása.

A feladat kiadásának időpontja: <b>2011.01.21</b>
---

Témavezető vagy tanszéki konzulens aláírása:	A diplomamunka témakiírását jóváhagyom (tanszék vezető aláírása):
--	---



## **Önállósági nyilatkozat**

Alulírott Herein András kijelentem, hogy jelen értekezést önállóan készítettem, az abban foglaltak a hivatkozott forrásokon és szerzőkön kívül kizárólag saját munkám eredménye.

Budapest, 2012. május

## Tartalomjegyzék

1.	Bevezetés .....	2
1.1.	A Pozitronemissziós tomográf és alkalmazása onkológiai vizsgálatokban .....	3
1.2.	A minőségbiztosítás a PET képalkotásban .....	7
2.	Módszerek PET-kamerák minőségellenőrzésére .....	9
2.1.	Térbeli felbontás .....	9
2.2.	Szórás frakció, számlálási veszteség és véletlen-koincidenciák mérése .....	11
2.3.	Érzékenység .....	14
2.4.	Pontosság: korrekciók számlálási veszteséghez és véletlen koincidenciákhoz .....	15
2.5.	Képminőség, gyengítés- és szórás-korrekció pontosságának ellenőrzése .....	17
2.6.	Az IAEA ajánlása: átvételi vizsgálatkor végzendő tesztek és az EANM ajánlása .....	19
3.	Eredmények és megbeszélés.....	22
3.1.	Térbeli felbontás .....	22
3.2.	Szórás frakció, számlálási veszteség és véletlen-koincidenciák mérése .....	25
3.3.	Érzékenység .....	30
3.4.	Pontosság: korrekciók számlálási veszteséghez és véletlen koinci-denciákhoz .....	34
3.5.	Képminőség, gyengítés- és szórás-korrekció pontosságának ellenőrzése .....	37
4.	Szív-PET vizsgálat .....	46
5.	Cukoroldat vízben való elegyedésének vizsgálata.....	49
5.1.	Numerikus modell .....	49
6.	Összefoglalás .....	55
7.	Köszönetnyilvánítás .....	57
8.	Irodalomjegyzék.....	58
9.	Függelékek.....	i
9.1.	I. függelék .....	i
9.2.	II. függelék .....	ii
9.3.	III. függelék.....	ii
9.4.	IV. Függelék.....	iv

# 1. Bevezetés

Diplomamunkám végzésének helyszínén, a Pozitron-Diagnosztika Központban (PDK) található PET/CT (pozitronemissziós tomográf / computer tomográf) készülék egy a Magyarországon található négy PET/CT készülék közül. A PDK 2005-ben alakult azzal a céllal, hogy elsősorban onkológiai és kardiológiai területeken nyújtson diagnosztikai szolgáltatásokat. A Központban Siemens gyártmányú készülékek segítségével végzik a vizsgálatokat: Biograph True Point 6 HD PET/CT (1.1. ábra) készüléket alkalmaznak a PET/CT vizsgálatokra és Somatom Definition Dual Source CT készüléket alkalmaznak a kardiológiai CT-vizsgálatokra. Diplomamunkám során én a PET/CT készülékkel végeztem méréseket, ennek a multimodális berendezésnek a PET minőségellenőrzési kérdéseivel foglalkoztam. Az elmúlt másfél év során a nemzetközi ajánlásokban szereplő minőségellenőrzéssel kapcsolatos mérések kivitelezése és a mérések kiértékelése volt a feladatom. A NEMA (National Electrical Manufacturers Association – Nemzeti Elektromos Gyártók Egyesülete) által 2007-ben megfogalmazott NEMA Standards Publication NU 2-2007 (Performance Measurements of Positron Emission Tomographs) [1] ajánlást tekintettem a minőségellenőrzési mérések szempontjából leginkább meghatározónak.

## Célkitűzések:

Diplomamunkám során célom az volt, hogy a PET Központban lévő készüléken elvégezzem a NEMA által ajánlott, PET kamerákra vonatkozó teljesítmény-vizsgálatra vonatkozó méréseket. A mérések kivitelezése, kiértékelése, ill. elemzése volt a diplomamunkám elsődleges feladata. Munkám során néhány, az eredetitől eltérő témakör is foglalkoztatott, ezek leírása is dolgozatom részét képezi.

Diplomamunkámban először rövid összefoglaló található a PET diagnosztikai módszerről [3], ill. a minőségbiztosítási – minőségellenőrzési rendszer általános jelentőségéről. A 2. fejezetben részletesen bemutatom a NEMA által ajánlott minőségellenőrzési méréseket, kitérve azokra a tényezőkre, különbségekre, amelyeket más nemzetközi ajánlásokban találtam. A 3. fejezetben a mérési eredményeimet mutatom be, részben összehasonlítva a gyártó által meghatározott értékekkel [4].

Diplomamunkám első félévében szerencsém volt jelen lenni egy a PDK-ban akkor induló új, Európában is egyedülálló szív-PET vizsgálat első alkalmazásainál, ezt a dolgozatom 4. fejezetében mutatom be.

Dolgozatom 5. fejezetében egy szimulációs számolást mutatok be, amely az aktivitáskoncentráció homogenizálódását vizsgálja.

## **1.1. A Pozitronemissziós tomográf és alkalmazása onkológiai vizsgálatokban**

A PET az egyik legmodernebb, orvosi funkcionális képalkotó eljárás. A CT-vel kombinált PET-berendezések nagyon előkelő helyen szerepelnek a képalkotó diagnosztikus berendezések között. A hagyományos képalkotó eljárások (UH, röntgen, CT, MR) elsősorban anatómiai, morfológiai információkat szolgáltatnak; a szervek, szervrendszerek adott páciensre jellemző térbeli eloszlását tudjuk feltérképezni velük. Éppen ezért ezeknek az eljárásoknak megvan az a hátránya, hogy a páciensben esetlegesen kialakult kóros folyamat rossz- vagy jóindulatú voltát csak akkor képesek kimutatni, ha az már az érintett szerv szerkezetében, méretében is valamilyen az adott felbontás mellett már kimutatható eltérést okozott[5]. A legrészletesebb felbontással a röntgen-képalkotás rendelkezik, ez elérheti a 0,01 mm-es értéket is. A CT- és MRI-vizsgálatok térbeli felbontása legjobb esetben az 0,1 mm értéket érhetik el, az ultrahang-vizsgálat felbontása 1 mm, míg a PET-, ill. SPECT- (Single Photon Emission Computed Tomography) vizsgálatok felbontása 4-6 mm nagyságrendű. A térbeli felbontás fogalmát több különböző definícióval is le lehet írni, az általam is használt megfogalmazás szerint a térbeli felbontás egy pontszerű tárgyról alkotott kép félértékszélessége. A nem tökéletes képalkotás azt eredményezi, hogy a pontszerű tárgyat nem pontszerűnek, hanem némileg elmosódottnak látjuk a képen. A térbeli felbontás egyértelmű meghatározásához természetesen meg kell határozni, egységesíteni kell a pontszerű tárgy fogalmát, illetve hogy milyen módszerrel jutunk el a félértékszélességhez a kapott képet értelmezve. A teljesítménybeli paraméter egyértelmű definiálásával, a térbeli felbontás szempontjából a különböző gyártók által kínált gépek összehasonlíthatóvá válnak. Ezt azért tartom fontosnak megemlíteni már itt, dolgozatom első fejezetében, hogy szemléltessem egy példán keresztül a minőség-ellenőrzés korrekt leírásának fontosságát.

A hagyományos képalkotó eljárásokkal szemben, a funkcionális képalkotó eljárások (PET, SPECT, fMR) nem a páciens szervezetének morfológiáját ábrázolják, hanem a szervek, szövetek különböző funkcionális jellemzőiről (pl. anyagcsere, véráramlás) szolgálnak információval. Ez azért nagyon fontos, mert a betegségek kialakulása elsőként a szervek, szövetek funkcionális jellemzőiben okoz elváltozásokat, és így a funkcionális módszerek segítségével igen hamar felfedezhetők a betegség jelei (általában jóval korábban, mint a hagyományos képalkotással). Fontos információ, hogy a PET a legérzékenyebb képalkotó, ha a jelzőanyag koncentrációjára való érzékenységet tekintjük. A PET  $10^{-9}$ - $10^{-12}$  mol/kg testtömeg kontrasztanyag-koncentráció kimutatására alkalmas, a SPECT rendelkezik két nagyságrenddel rosszabb érzékenységgel, míg az összes többi képalkotó legalább 4 nagyságrenddel gyengébb kontrasztanyag-érzékenységgel rendelkezik.

A pozitronemissziós tomográfia funkcionális képalkotás, így szükség van hozzá olyan molekulára, amelyet a szervezetbe juttatva egy vizsgálni kívánt biokémiai folyamatról információt nyerhetünk. A PET legjelentősebb felhasználási területe az onkológiai diagnosztikában van, így alapvetően olyan molekula előállítása szükséges, amely alkalmas a daganatos szöveteket megjeleníteni és radioaktív, hogy sugárzása révén képalkotásra fel lehessen használni. A radioaktív izotópos nyomjelzés gondolatát (a biológiai rendszerek nem különböztetik meg a radioaktív anyagot a nem radioaktívtól, így a radioaktív molekulák ugyanazokban a folyamatokban vesznek részt) a magyar Nobel-díjas Hevesy György nevéhez lehet kötni. A daganatos sejtek kontroll nélküli osztódásuk miatt lényegesen jelentősebb cukorfelvétellel rendelkeznek, mint a környezetükben lévő egészséges szövetek, így tulajdonképpen a cukor alkalmas jelölő molekulának. A cukrot valamilyen pozitron-bomló radioaktív izotóppal kell megjelölnünk a cél elérésének érdekében, így született meg a fluorodezoxi glükóz (FDG), ami 18-as tömegszámú fluor izotóppal jelzett cukor molekula. A PET-izotópok túlnyomórészt ciklotron termékek, így a PET vizsgálatok szempontjából nagyon fontos tényező, hogy a PDK rendelkezik a vizsgálatok szempontjából nélkülözhetetlen izotóp előállításához szükséges ciklotronnal és azzal az eszközparkkal, ami a diagnosztikum előállításához szükséges további többlepcsős szintézist végrehajtja. A PDK tulajdonképpen úgy üzemel, mint egy „kis gyógyszergyár”, így a higiéniai követelményeknek is a nagy gyógyszergyárakhoz hasonlóan szigorúan meg kell felelnie. A radioaktív izotóp rövid felezési ideje miatt a készítmény napi rendszerességgel történő előállítására van szükség. A leggyakrabban alkalmazott pozitron-bomló izotópok az  $^{18}\text{F}$ , a  $^{11}\text{C}$ , az  $^{15}\text{O}$  és a  $^{13}\text{N}$ ; felezési

idejük 2-109,7 perc között változik, az  $^{18}\text{F}$  felezési ideje 109,7 perc. A helyben lévő ciklotron előnye még inkább érthető, látva, hogy a felezési idő és a távolabbról való szállítás ideje is órás nagyságrendbe esik. A rövid felezési idő a módszer sugárterhelése szempontjából is említést érdemel, a vizsgálat utáni gyors radioaktivitás-csökkenés egyértelműen előnyös.

A PET/CT diagnosztikában leggyakrabban alkalmazott radiofarmakon az FDG, az esetek 95%-ban ezt használják nyomjelzőként, többek között azért, mert felezési idejét tekintve ez a leggazdaságosabban előállítható és szállítható. Kémiai szempontból az FDG annyiban tér el a normál cukortól, hogy az egyik hidrogénatomját egy  $^{18}\text{F}$  helyettesíti. A sejtek a véráramból ugyanolyan módon képesek felvenni az FDG-t, mint a cukrot, azonban a sejten belüli folyamatok közül csak az első lépésben (foszforiláció) vesz részt. Negatív töltéssel rendelkezvén már nem tud kilépni vissza a sejtek közötti térbe, viszont a további anyagcsere folyamatokban sem vesz részt, így csapdába esik. Ezért alkalmas a szervezet cukorfelhasználásának feltérképezésére. Az FDG tehát nem tumorspecifikus radiofarmakon, de a malignus tumorok (normál szövetekhez képest) fokozott cukor-anyagcséréje miatt daganatok észlelésére alkalmas. A FDG jelentős halmozódást mutat a központi idegrendszerben, ill. a vizeletben minden esetben, mivel a központi idegrendszer elsődleges energiaellátásáért a cukor felelős, továbbá a vese az FDG-t a glükózzal ellentétben nem nyeri vissza az ultrafiltrátumból, hanem aktívan ki is választja. Az injekciót követően körülbelül 1 óra alatt áll be az FDG egyensúlyi eloszlása a szervezetben, ekkor érdemes a vizsgálatot elvégezni. A PET-nyomjelzők közül a  $^{11}\text{C}$ -el jelzett acetát érdemel még említést dolgozatom szempontjából; ezzel bővebben a 4. fejezetben foglalkozom.

A PET-izotópok pozitron-bomló izotópok, azaz magjukban olyan átalakulás következik be, amely során egy proton neutronná alakul át, míg egy pozitron elhagyja az atommagot. A pozitron néhány mm-es úton elveszti mozgási energiájának nagy részét (ez az út az egyik alapvető korlátja a PET-kamerák térbeli felbontásának), így megnövekszik az annihiláció hatáskeresztmetszete. Annihilációnak nevezzük azt a folyamatot, amelyben egy pozitron elektronnal ütközve megsemmisül (annihilálódik) és két egymással nagyjából  $180^\circ$ -ot bezáró 511 keV-os (elektron nyugalmi tömegének megfelelő) energiával rendelkező gamma-foton indul el az annihiláció helyéről. Ezek a gamma-fotonok biztosítanak lehetőséget a pozitron-bomló anyagokkal való képalkotásra. Két 511 keV-os foton egyidejű (koincidenzában történő) detektálása pozitron-bomlást jelez, s a két detektort összekötve megjeleníthető az ún. LOR (line of response, válasz-vonal); valahol e vonal mentén történt a pozitron-bomlás. A



detektált koincidenziákból, a LOR-ok felhasználásával különböző matematikai eljárások segítségével a pozitron-bomló anyag eloszlása rekonstruálható.

Ma általános eljárás az, hogy funkcionális képalkotásra alkalmas tomográfot nem gyártanak magában, egyre inkább multimodális berendezéseket gyártanak, amelyben a funkcionális képalkotó eljárást kiegészíti egy morfológiai képalkotó eljárás. A jellemző megoldás a PET CT-vel való kiegészítése. Szóba jöhetne még az MRI-vel való eszközfüzió, azonban a nagy mágneses teret használó (nagyobb, mint 1,5 T) MRI berendezések mágneses terével nem kompatibilis a PET, mivel a nagy mágneses tér a PET-képalkotásában használt fotoelektron-sokszorozók működését lehetetlenné teszi. Ennek ellenére a fotoelektron-sokszorozók más eszközök segítségével való kiváltása révén, 2010-re elérhetővé vált a PET-MRI berendezés, azonban még igen kevés helyen állt szolgálatba világszerte. A CT- és a PET-felvételeket fuzionálva azonosíthatjuk azokat az anatómia struktúrákat, ahol a páciensben valamilyen funkcionális elváltozás van. Ezt alapvetően el lehetne végezni külön felvett PET- és CT-képek felhasználásával is, de a multimodális készülékek nagy előnye éppen az, hogy a betegnek nem kell pozíciót változtatnia a különböző modalitásokkal felvett képsorozatok között, így biztosak lehetünk benne, hogy a két kamera ugyanarról az állapotról készíti a felvételt, továbbá a fúzió egyértelmű (csak az asztal eltolását kell korrigálnia a rendszernek). Természetesen mivel a leképezések nem valójában egyszerre, hanem egymást követően történnek a készülékben (CT kb. 1 perc, majd PET kb. 15-18 perc), a légzésből és a szervek belső elmozdulásából származó pontatlanságok továbbra is fennállnak.



*1.1. ábra: A Pozitron-Diagnosztika Központban található PET/CT készülék*

A PET-készülékek CT-vel való kombinálásának további előnyei is vannak. A CT-kép tulajdonképpen nem más, mint (általában) 120 keV-os fotonra vonatkozó gyengítési együttható-térkép a páciensről. A gyengítési együtthatók közelítésekkel átskálázhatók 511 keV-os fotonokra, s így a gyengítési együttható-térképet a PET-képképzésben fel tudjuk használni a rekonstrukció pontosítására, elvileg egy matematikailag korrekt rekonstrukcióhoz jutunk ez által.

## **1.2. A minőségbiztosítás a PET képképzésben**

A minőségbiztosítás PET-készülékek esetében, ahogy minden más orvosi alkalmazásban lévő eszköz esetében, igen jelentős szereppel bír. A legáltalánosabb esetben a PET/CT vizsgálatok során daganatos megbetegedésben szenvedő pácienseket vizsgálnak tumor keresés, ill. tumor követés célzattal, így a helyes képképzés elvárása minimumkövetelmény. A PET képképzése lehetővé teszi azt, hogy abszolút mérést végezzünk aktivitás-koncentráció tekintetében, azaz egy páciens adott VOI-ban (volume of interest, kérdéses térfogat) található összes aktivitás értéke meghatározható. Mivel nem csak relatív méréseket végzünk PET-készülékkel, a minőségbiztosítási méréseknek ki kell terjedniük a kamera abszolút mérési helyességének vizsgálatára is. Az nemzetközi ajánlásokban speciálisan a PET-képképzés vizsgálatára kialakított méréseket találunk a napi ellenőrzés leírását ugyanúgy, mint a negyedévente, évente elvégzendő mérések protokollját.

A minőségbiztosítási ajánlásokban szereplő méréseknek igen jelentős szerepe van abban is, hogy az ezekből a mérésekből nyerhető adatok azok, amelyekkel a gyártók jellemzik a készülékek teljesítményét, így pl. átvételi vizsgálat esetén e paraméterek kimérése szükséges az üzembe helyezendő készülék teljesítményének ellenőrzésére. Fontos megemlíteni, hogy természetesen ezek az adatok azok, amelyek alapján a készülékeket a vásárló össze tudja hasonlítani, s a saját céljainak megfelelő választani. A NEMA által kiadott NU-2 2007 ajánlás egyébiránt nem minőségbiztosítási ajánlásként jelent meg, hanem, mint különböző eljárások leírását tartalmazó dokumentum, ami alkalmas a kamerák teljesítményének mérésére. Az IAEA (International Atomic Energy Agency, Nemzetközi Atomenergia Ügynökség – NAÜ) által kiadott „Quality Assurance for PET and PET/CT Systems” dokumentum a NEMA ajánlására hivatkozva közli a minőségbiztosítási méréseket. Az IAEA

kiadványban szereplő legtöbb mérést megtalálhatjuk a NEMA ajánlásban is, azonban néhány további mérési leírás is megtalálható az IAEA kiadványban [2]. Az EANM (European Association of Nuclear Medicine, Európai Nukleáris Medicina Társaság) ezek alapján külön kiadványban jelentette meg az általa ajánlott méréseket [6], dolgozatom 2. fejezetében a három különböző kiadványban szereplő ajánlásokat fogom ismertetni.

## 2. Módszerek PET-kamerák minőségellenőrzésére

Ezen fejezet célja, hogy ismertesse azokat az eljárásokat, amelyekkel pozitronemissziós tomográfok teljesítményét értékelni kell. A szabványosított mérési eljárás alkalmas arra, hogy különböző berendezéseket összehasonlítsunk. Az alábbiakban először ismertetem a NEMA által ajánlott öt mérést, ezt követően az IAEA kiadványban található kiegészítéseket mutatom be, majd végül az EANM ajánlását említem meg. A mérési leírások szerepelnek teljes részletességgel az ajánlásokban, dolgozatomban ezeket nem teljes részletességgel, de minden általam lényegesnek tartott dologra kitérve igyekszem leírni, figyelembe véve azokat a tényezőket is, amelyeket a mérések elvégzése során tapasztaltam. A megértést könnyítő ábrák nagyrészt az eredeti dokumentumokból származnak, a könnyebb érthetőség kedvéért magyarra fordítva. Ez a leírás nem tekinthető az ajánlás tökéletes fordításának, annak jól átgondolt logikai fonalát követi. Ez a fejezet tartalmazza a mérések menetét, a mérések kivitelezésének pontos paraméterei, ill. a mérések eredményei a 3. fejezetben találhatóak.

### 2.1. Térbeli felbontás

#### Általános ismertető

A készülék térbeli felbontása az a távolság, ami két olyan pont között van a képrekonstrukciót követően, amik még éppen megkülönböztethetőek. Továbbá a térbeli felbontást szokták a pontátviteli függvény (pontforrás képe) félértékszélességével is jellemezni. A méréshez a második definíció alapján levegőben rögzített pontforrásokat használunk. A rekonstrukció során szűrést és simítást nem használunk. A forrás levegőben van, így a szórás elhanyagolhatóan tekintjük, a lemért térbeli felbontás a készülék legjobb elérhető térbeli felbontásának tekinthető.

#### Cél

A mérés célja a pontforrás képe (pontátviteli függvénye) szélességének meghatározása kisméretű, kompakt radioaktív forrás segítségével. A pontátviteli függvény szélességének mérőszámai: félértékszélesség (FWHM), tizedértékszélesség (FWTM).

#### Módszer

Minden rendszer térbeli felbontását transzverzális síkokon mérjük. A keresztirányú látómező mérete és a rekonstruált kép-mátrix elemeinek a száma meghatározza a

pixelméretet. Olyan forrás szükséges, ami előreláthatólag legalább 3 pixel kiterjedésű, annak érdekében, hogy a szélességét mérni lehessen.

### Radioaktív izotóp

Ezen méréshez  $^{18}\text{F}$  izotópot kell használni. Az aktivitást olyanak kell megválasztani, hogy sem a holtidő veszteség, sem a véletlen-koincidenciák összes eseményhez viszonyított aránya ne haladja meg az 5%-ot. Ezt 1 MBq nagyságrendű aktivitással általában teljesíteni lehet [2]. Az intézetben elérhető dóziskalibrátor 1 MBq aktivitást már a számunkra megengedhetőnél nagyobb hibával mér, ezért a pontforrásokat kellő idővel a mérés előtt kell elkészíteni, megfelelően mérhető mértékű aktivitást használva, s kivárva a bomlást.

### Forrás eloszlás

A pontforrás igen kis mennyiségű folyadék, koncentrált aktivitással egy kapillárisban (belső átmérője kisebb, mint 1 mm, külső átmérője kisebb, mint 2 mm). A tengelyirányú kiterjedés legyen kisebb, mint 1 mm. A forrást a hossztengellyel párhuzamosan kell elhelyezni 3-3 ponton a következők szerint:

- $x=0$  cm;  $y=1$  cm (1. pont)
- $x=0$  cm;  $y=10$  cm (2. pont)
- $x=10$  cm;  $y=0$  cm (3. pont)

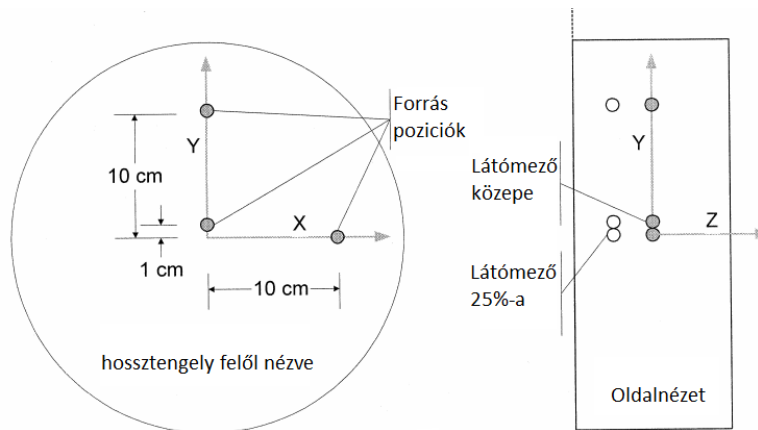
A 3 pontforrás először a látómező közepén kerül elhelyezésre, majd a látómező 25%-val tengelyirányban eltolva (2.1. ábra). A forráseloszlás megvalósítására gyári megoldás nincsen. Én egy hungarocell-fantomot készítettem, amelybe hosszú tűket szúrva, és a tűk végére rögzítve a kapillárist úgy tekinthettem, hogy a pontforrások levegőbe kerültek felfüggesztésre.

### Adatgyűjtés

A fent definiált 6 pontról kell adatgyűjtést végezni, úgy, hogy minimum 100000 (százezer) beütést kapjunk minden pontból.

### Képrekonstrukció

Szűrt visszavetítéses rekonstrukció használata szükséges, úgy, hogy semmilyen további szűrés, ill. simítás ne legyen a rekonstrukció során.



2.1. ábra: Forráspozíciók felbontás méréshez

## 2.2. Szórás frakció, számlálási veszteség és véletlen-koincidenciák mérése

### Általános ismertető

A gamma-fotonok szórása rosszul detektált koincidenciákat eredményezhet. Rosszul detektált koincidenciának tekinthetjük azt az esetet, mikor egy tényleges annihiláció utáni két gamma foton közül az egyik, vagy esetleg mindkettő szóródik a közegben, s így irányt változtat. Az irányváltoztatás hatására az őket detektáló detektorok közötti LOR nem fogja tartalmazni az annihiláció valós helyét, s így hamis képhez vezet. Véletlen koincidenciának nevezzük azt a jelenséget, mikor egy időben történik két annihiláció, és így egyszerre 4 detektor is beütést mér, s nem eldönthető, hogy melyik detektorok állíthatók párba. A számlálási veszteség és véletlen-koincidencia méréséből információkhoz jutunk arra vonatkozóan, hogy a PET készülék mennyire alkalmas magas radioaktivitású forrás mérésére.

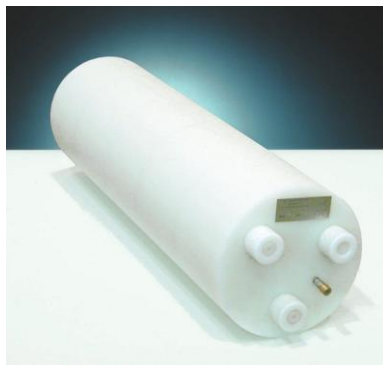
### Cél

Az elsődleges cél megmérni a rendszer szórt sugárzásra való relatív érzékenységét. A szórás leírására a szórási frakciót használjuk (SF). További cél meghatározni a rendszer holtidejének hatásait, ill. a véletlen események hatásait. A valós esemény ráta úgy adódik, hogy az összes esemény rátából kivonjuk a szórt-esemény rátát és kivonjuk a véletlen-esemény rátát.

### Módszer

A méréshez használt teszt fantom egy szilárd polietilén henger  $0,96 \pm 0,01 \text{ g/cm}^3$  sűrűséggel. A külső átmérője  $203 \pm 3 \text{ mm}$ , a hossza  $700 \pm 5 \text{ mm}$ . Egy  $6,4 \pm 0,2 \text{ mm}$ -es furat van

rajta végig a hossz tengellyel párhuzamosan a henger középpontjától  $45 \pm 1$  mm-re sugárirányban. A furatba egy legalább 800 mm hosszú, műanyag cső kerül (külső átmérő:  $4,8 \pm 0,2$  mm, belső átmérő:  $3,2 \pm 0,2$  mm). Ilyen fantom a PTW cég (Freiburg) által gyártott PET Cylinder Phantom (2.2. ábra), méréseimhez ezt a fantomot használtam. A mérést magas csőbeli aktivitás-koncentrációval indítva néhány felezési időn keresztül kell végezni. Ahogy csökken az aktivitás a rendszer egyre eredményesebb a valós események rögzítésében. Megfelelő hosszúságú mérési idő alatt elérjük, hogy a rendszer által regisztrált események veszteségmentesek legyenek. Ezt az értéket extrapolálva a magas aktivitású esetekre megkapjuk a veszteségek mértékét az extrapolált és a valójában mért értékek különbségeként.



2.2. ábra: PET Cylinder Phantom [7]

### Radioaktív izotóp

A méréshez  $^{18}\text{F}$ -t kell használni. A vonalforrásban az  $^{18}\text{F}$  elhelyezését úgy kell megvalósítani, hogy ne érjen túl a hengeren 5-5 mm-nél jobban. Az aktivitást magasra kell választani, pontos értéket a készülék gyártójától kell beszerezni az ajánlások szerint. Diplomamunkám során megpróbáltam a gyártótól ezzel kapcsolatban információkat szerezni, de ezek sajnos nem voltak elérhetőek számomra.

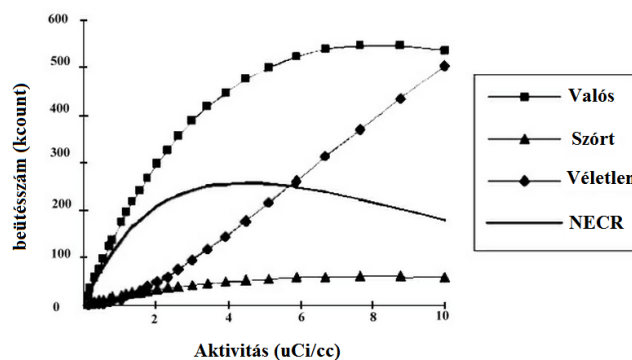
### Forrás eloszlás

A hengert a páciens asztalra kell helyezni úgy forgatva, hogy a vonalforrás az asztalhoz a legközelebb legyen. A fantomot axiálisan és transzverzálisan is a látómező közepébe kell helyezni 5 mm pontossággal.

### Adatgyűjtés

Az adatgyűjtést sűrűbben kell végezni, mint a felezési idő fele, mindaddig, míg a valós esemény veszteség 1% alá nem megy. Az egyes mérések időtartama  $T_{acq,j}$  rövidebb kell, hogy

legyen, mint a felezési idő negyede. Minden gyűjtésnek legalább 500000 (ötszázezer) koincidenziát (valós+szórt+random) kell tartalmaznia. Ideális, ha a gyártó ajánl protokollt, amiben a kezdő aktivitás, a gyűjtések időpontja és időtartama meg van határozva. Ahogy már fentebb említettem, a Siemenstől a Pozitron-Diagnosztika kft. szervizmérnökén keresztül igyekeztem információkhoz jutni. Azt megtudtam, hogy létezik a protokoll, de nem elérhető csak felár ellenében, aminek befektetésére nem volt módunk, így az általános információk alapján kidolgoztam egy saját protokollt. Ezt a protokollt a készülék gyári adatlapján található információkat figyelembe véve alakítottam ki, így a mintavételezés sűrűbb a körül az aktivitáskoncentráció körül, amelynél a NEC (Noise Equivalent Count rate) görbe maximumát várjuk. A NEC görbe megadja azokat a számlálási sebességeket az injektált aktivitáskoncentráció függvényében, amelyeknél igaz, hogy a valós koincidenziák száma megegyezik a szórt és véletlen koincidenziák összegével, a zajjal. A leképzendő aktivitás növekedésével a véletlen koincidenziák és a szórt fotonokból származó koincidenziák száma is nő, természetesen a valós koincidenziák száma is nő, de mivel a random koincidenziák száma erősebben növekszik, így a görbének maximuma van, ahogy azt a 2.3. ábra is mutatja sematikusán.



2.3. ábra: A NEC görbe, és az azt meghatározó beütésszámok az aktivitáskoncentráció függvényében

### Adatfeldolgozás

A 65 cm-nél nem nagyobb látómezővel rendelkező berendezéseknél szinogramokat kell generálni minden j. gyűjtés i. szeletéről. Ha a berendezés alkalmas rá, külön szinogramot kell generálni a random koincidenziákról, ennek megfelelően kétféle kiértékelési módot ismertetünk. Azoknál a berendezéseknél, amik 65 cm-nél nagyobb látómezővel rendelkeznek, csak a látómező középső 65 cm-ről kell felvételt készíteni. Semmiféle korrekciót nem szabad használni a mérésekhez.



## 2.3. Érzékenység

### Általános ismertető

Egy PET kamera érzékenységét adott forráserősség melletti valós-esemény rátával (másodpercenkénti beütésszám) határozzuk meg. A pozitron-bomló izotópot valamilyen anyag kell, hogy körbevegye biztosítva az annihilációt. A forrást körülölelő anyag azonban gyengíti az annihilálódás utáni gamma fotonokat. Ahhoz, hogy gyengítés nélküli mérést érjünk el egymást követő méréseket végzünk ugyanazzal a vonalforrással és ismert, a vonalforrást körülölelő abszorbensekkel. A mérésekből az abszorbens nélküli esetre extrapolálhatunk.

### Cél

A célunk a PET készülék pozitron-detektálás érzékenységének mérése.

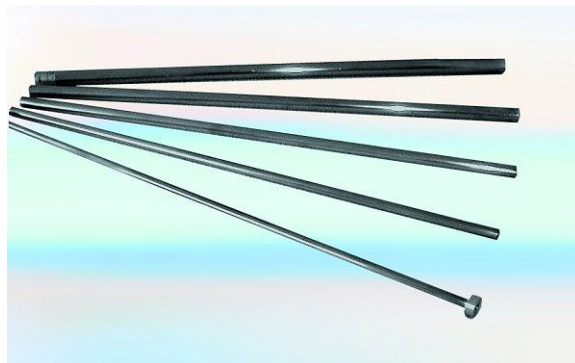
### Módszer

A méréshez használt fantom koaxiális hengergyűrűkből áll. A hengerek 700 mm hosszúak, fémről vannak és a 2.1. táblázatban láthatók az átmérők.

hengergyűrű száma	Belső átmérő (mm)	Külső átmérő (mm)
1	3,9	6,4
2	7,0	9,5
3	10,2	12,7
4	13,4	15,9
5	16,6	19,1

2.1. táblázat: Az érzékenység meghatározására használt hengergyűrűk paraméterei

Méréseimhez a PTW PET Sensitivity Phantomot használtam (2.4. ábra).



2.4. ábra: PET Sensitivity Phantom [7]

### Radioaktív izotóp

A használt izotóp  $^{18}\text{F}$  legyen, olyan alacsony aktivitást kell használni, hogy a számlálási veszteség 1% alatt és a random ráta (valódi rátához viszonyítva) 5% alatt legyen. Ez körülbelül 5 MBq-es aktivitásnak felel meg [2], de függ a szkennerek érzékenységétől. A méréshez használt aktivitást dóziscalibrátorban pontosan meg kell mérni, az értéket, s a mérés idejét feljegyezni.

### Forráseloszlás

Egy  $700 \pm 5$  mm hosszú darabját egy műanyag csőnek fel kell tölteni víz és a kimért radioaktív izotóp jól elkevert elegyével. A fantomot kis szórással rendelkező anyaggal alátámasztva levegőbe kell helyezni a páciens asztalra úgy, hogy a transzverzális látómező közepén legyen. Axiálisan úgy kell elhelyezni, hogy az alátámasztás ne essen bele az axiális látómezőbe. Az egymás utáni mérések során az egyre vastagabb hengergyűrűket is a vonalforrás köré tesszük. Így összesen 5 mérést végzünk.

### Adatgyűjtés

Az adatgyűjtést addig kell végezni, míg szeletenkénti átlagra 10000 (tízezer) valós beütést nem kaptunk. Minden egyes gyűjtésre (j), minden egyes szeletre (i) ki kell számolni a beütési rátát:  $R_{j,i}$ , azaz hány beütést kaptunk abban a szeletben 1 másodperc alatt.

## **2.4. Pontosság: korrekciók számlálási veszteséghez és véletlen koincidenciákhoz**

### Általános ismertető

A PET kamerák általában képesek a holtidőből és véletlen-koincidenciákból származó veszteségek kompenzálására, így képesek arra, hogy kvantitatív méréseket lehessen velük végezni. A teszt egyszerű aktivitás-eloszlást használ.

### Cél

A mérés célja a korrekciók (holtidő korrekció, véletlen-ráta korrekció) pontosságának meghatározása.

## Módszer

A szórási frakció mérésére felhasznált fantomot használjuk ezen méréshez is. Alacsony aktivitásoknál a holt idő és a véletlen-koincidenciák nem befolyásolják a számlálási sebességet.

## Radioaktív izotóp

A méréshez  $^{18}\text{F}$  izotópot kell használni. Az aktivitásnak elég nagynak kell lennie ahhoz, hogy 50%-os holtidő veszteség legyen. A kezdeti aktivitás értékére a gyártótól lehet javaslatot kérni. A kezdeti aktivitás értékét dóziskalibrátorban le kell mérni, s dokumentálni.

## Forrás eloszlás

A vonalforrás középső  $700\pm 5$  mm-ét az aktivitással jól elkevert vízzel kell feltölteni. A fantomba úgy behelyezni, hogy az aktivitással feltöltött rész a fantomon belül kerüljön, s ne lógjon ki egyik oldalon sem 5 mm-nél jobban. A fantomot a páciens asztalra kell helyezni, s úgy forgatni, hogy a vonalforrás az asztalhoz legközelebb legyen. A fantomot a transzverzális és axiális látómező közepére kell helyezni.

## Adatgyűjtés

Az adatgyűjtést sűrűbben kell végezni, mint a felezési idő fele, míg a valós események számlálási vesztesége 1% alá nem csökken (összeshez képest). Egy-egy gyűjtés rövidebb kell legyen, mint a felezési idő negyede. Minden gyűjtés legalább 500.000 prompt beütést kell tartalmazzon. Ideális, ha a gyártó ajánl protokollt, amiben a kezdő aktivitás, a gyűjtések időpontja és időtartama meg van határozva.

## Adatfeldolgozás

65 cm-nél kisebb axiális látómezőjű gépeknél minden szeletet rekonstruálni kell, ennél nagyobb látómezőjűeknél a középső 65 cm rekonstruálása szükséges. Véletlen koincidencia és holtidő korrekció alkalmazása szükséges, a képrekonstrukciót általános módon végezzük.

## 2.5. Képmínőség, gyengítés- és szóráskorrekció pontosságának ellenőrzése

### Általános ismertető

A kamerák teljesítményét, minőségét igen sok különböző szempont együttese határozza meg. Szükséges, hogy legyen módszer az általános képmínőségi jellemzők szabványos összehasonlítására olyan feltételek között, ami hasonlít a klinikai alkalmazásra.

### Cél

A mérésünk célja egy teljes test felvétel szimulálása. Olyan test felvételének szimulálása, amely rendelkezik forró- és hidegpontokkal is. Ehhez különböző átmérőjű gömböket használunk egy olyan fantomban, ahol a gyengítés nem homogén és van aktivitás a kamera látómezején kívül is. A képen a forró- és hidegpontoknál megjelenő kontraszt, ill. a gömbök százalékos inhomogenitásai jó mérőszámok a képmínőségnek. Ebből a mérésből továbbá információt nyerhetünk a szóráskorrekció pontosságáról. A különböző átmérőjű gömbök szimulálják a páciensekben is megjelenő különböző góc-méreteket.

### Módszer

#### Jelölések

**Kontraszt:**  $Q_{xxx}$ : egy gömb kontrasztja a meleg háttérben,  $Q_H$ : forró gömb kontrasztja,  $Q_C$ : hideg gömb kontrasztja

**Háttér inhomogenitása:**  $N_{xxx}$ : Képmínőség jellemző,  $N_j$ : a j méretű ROI háttér inhomogenitása

**Relatív számolási hiba:**  $\Delta C$ : a várt és a mért beütés közötti különbség százalékban kifejezve,  $\Delta C_{lung}$ : relatív számolási hiba a tüdőben

**Szórás:**  $SD_{xxx}$ : a háttér homogenitását jellemző mennyiség,  $SD_j$ : A j méretű ROI-ra jellemző szórás

### Radioaktív izotóp

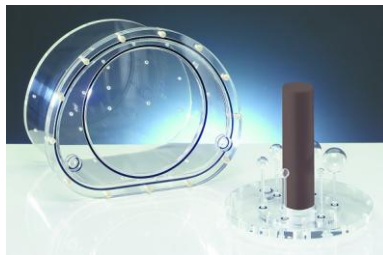
Ezen méréshez  $^{18}F$  izotópot használunk. A háttér aktivitás koncentrációja  $5,3 \text{ kBq/cm}^3$  kell legyen, mivel ez az aktivitás-koncentráció megfelel annak, ami akkor alakul ki, ha az átlagosan 70 kg-os emberbe injekciózunk  $10 \text{ mCi}$  ( $370 \text{ MBq}$ ) aktivitást, ahogy ez általános PET-vizsgálat esetén történik. A fantom térfogata  $\sim 9300 \text{ cm}^3$ , így  $\sim 50 \text{ MBq}$  aktivitást kell a háttérben elkeverni. Az aktivitás mértékét dóziskalibrátorban mérni kell. A hidegpontokat

vízzel kell feltölteni, míg a forró pontoknak 4-szer, ill. 8-szor nagyobb aktivitáskoncentrációval kell rendelkeznie, mint a háttér. A látómezőn kívüli testet szimuláló vonalforrást 116 MBq aktivitással kell megtölteni, ez körülbelül azt az aktivitáskoncentrációt eredményezi, ami a páciens normál szöveteiben kialakul egy standard PET-vizsgálat során. Ha a háttér aktivitását valamilyen okból kevesebbre állítjuk be, akkor a látómezőn kívüli testet szimuláló vonalforrás aktivitását is arányosan csökkenteni kell.

### Forráseloszlás

A képminőség fantom 4 részből áll (2.5. ábra):

- A test fantom (legalább 180 mm hosszú)
- 6 tölthető gömb (belső átmérők: 10, 13, 17, 22, 28 és 37 mm, falvastagság: kevesebb, mint 1 mm)
- A tüdő gyengítését szimuláló henger, alacsony atomszámú anyaggal töltve, sűrűsége  $0,3\pm 0,1 \text{ g/cm}^3$ . 50±2 mm-es külső átmérővel, a test fantom közepén foglal helyet.
- A látómezőn kívüli testet szimuláló (szórás)-fantom, ami a 2.2. fejezetben említett fantommal azonos (vonalforrás, szilárd, 700 mm hosszú hengerben).



2.5. ábra: Képminőség (Image Quality) fantom [7]

A két nagy gömböt vízzel kell megtölteni, ezek adják a hideg pontokat. A négy kicsit  $^{18}\text{F}$ -el, ezek adják a forró pontokat. A gömbök közepe 68 mm távolságra kell, hogy legyen a fantom végétől, és egy tengelyre merőleges síkban kell elhelyezkedniük. A gömbközpontoknak 5,72 cm távolságra kell lenniük a fantom középpontjától. Az elhelyezést úgy kell megvalósítani, hogy a 17 mm átmérőjű gömb a fantom horizontális tengelyére essen. A gömbök térfogata és a szükséges aktivitások a 2.2. táblázatban láthatók. A test fantomot megtöltve a páciens asztra kell helyezni. A test fantomot a kamera fő tengelyével párhuzamosan kell elhelyezni, úgy, hogy a gömbök közepe a kamera

látómezejének közepére essen. A látómezőn kívüli testet szimuláló (szórás)-fantomot a test fantom mellé kell közvetlen helyezni.

gömbátmérő (cm)	térfogat (cm <sup>3</sup> )	aktivitás (4x) (kBq)	aktivitás (8x) (kBq)
1,0	0,52	11,10	22,20
1,3	1,15	24,39	48,77
1,7	2,57	54,53	109,07
2,2	5,58	118,19	236,38
2,8	11,49	0	0
3,7	26,52	0	0

2.2. táblázat: Az IQ fantomban található gömbök aktivitásviszonyai

### Adatgyűjtés

Az adatgyűjtési időt az határozza meg, hogy mekkora távolságot léptet a kamera normál, klinikai esetben a vizsgálat során az egymást követő látóterek között. A teljes testről való gyűjtés hossza 100 cm, és ezt 60 perc alatt szükséges begyűjteni az ajánlás szerint. Ehhez viszonyítunk, s így a gyűjtési idő:

$$T_{T,E} = \frac{60 \text{ min}}{100 \text{ cm}} * \text{léptetés távolsága (cm)} \quad 1)$$

Ajánlott több egymás utáni, bomlással korrigált mérést elvégezni, hogy az eredmények megbízhatóságát növeljük.

## **2.6. Az IAEA ajánlása: átvételi vizsgálatkor végzendő tesztek és az EANM ajánlása**

Az IAEA Human Health Series No.1 kiadványa a PET/CT kamerák minőség-biztosításáról szól. Ez a dokumentum általánosságban is leírja a minőségbiztosításról szóló alapfogalmakat és a NEMA NU 2-2007-es ajánlás alapján leírja a minőségbiztosítási mérések kivitelezésének módját. Fontos tudni, hogy a gyártók (pl. Siemens) napi minőségellenőrző méréseket írnak elő. Ezeket minden reggel az első betegvizsgálat előtt el kell végezni, és ha az adott teszten nem felel meg a rendszer, akkor nem végezhető vizsgálat. A PDK-ban egy homogén Ge-68 forrással történik a PET kamera minden reggel történő minőségellenőrzése. A Ge-68 forrás ismert aktivitású, a jelenleg használt 2010.04.01-én 12:00-kor 2,50892 mCi aktivitással rendelkezett. A Ge-68 felezési ideje 271 nap, így 1,5-2 évente cserélni kell, hogy a reggeli műszak előtti minőségellenőrző mérések gyorsan és eredményesen megtörténhessenek. A

gyártó által a felhasználó nincs más minőségellenőrző mérésre kötelezve. A negyedévente történő karbantartás során a szerviz végez minőségellenőrző méréseket, de tudtommal nem olyanokat, amelyek a NEMA, ill. az IAEA ajánlásaiban szerepelnének. Az IAEA ajánlása hivatalos megfogalmazás szerint az átvételi vizsgálatok ellenőrző méréseit írja le, de tulajdonképpen ezek a minőségbiztosítási méréseknek felelnek meg, mivel a dokumentumban arról is találunk információt, hogy a méréseket milyen rendszerességgel kell elvégezni. A legáltalánosabb megfogalmazás szerint a tesztek egy szakképzett orvosefizikusnak kell végeznie az átvételi vizsgálatkor, ill. mindig, ha gyaníthatóan a kamera teljesítménye jelentősen változott (pl. nagy számú detektor cseréje esetén). Az EANM által kiadott dokumentum [6] két mérést határoz meg minőségbiztosítási mérésnek. Az egyik a NEMA által ajánlott képminőség vizsgálati mérés, a másik a kamera és a páciensekbe injektált dózis kimérésére használt dóziskalibrátor kereszt-kalibrálása. Ez utóbbi tulajdonképpen egy homogenizált ismert aktivitású FDG-t tartalmazó oldat kamerával való leméréséből áll. A homogenizált oldatról tudjuk, hogy mennyi aktivitás került bele a dóziskalibrátor szerint, ha ez 5 %-on belül egyezik azzal, amit a kamera mér, akkor az ún. keresztkalibráció elfogadhatónak tekinthető. Az alábbiakban röviden összefoglalom a NEMA és IAEA által kiadott mérés-kivitelezési tervek közötti különbségeket pontokba foglalva. Általános eltérés, hogy az IAEA kiadványban nem szerepelnek külön pontként azok az értékek, amikről jelentést kell tenni a mérés elvégzését követően.

#### Térbeli felbontás

- Az IAEA számértékben ajánl aktivitást (1MBq nagyságrendű aktivitás kell); bár hozzáteszi, hogy a gyártótól kell ajánlatot kérni az aktivitásra.
- Jelöli, hogy minden nagyobb kamerában történő változtatás után ez a mérés elvégzendő.
- Toleranciakritériumokat határoz meg: kijelenti, hogy a „várt félértékszélesség” a szemmel észlelhető profil fele, és ez nem lehet 5%-nál több, mint a megfigyelt félértékszélesség elméletileg.
- Kijelenti, hogy a félértékszélesség és a tizedértékszélesség aránya 1,8-2 kell, hogy legyen egy mai PET kamera esetében.

## Érzékenység

- Az IAEA megad 3D kamerákra egy 5 MBq-es aktivitás értéket, mint kezdő aktivitást, bár hozzát teszi, hogy a gyártótól kell aktivitás értékéről a méréshez tanácsot kérni.
- Az 'analízis' alfejezetben az egyik képlet ellentmond a NEMA ajánlásban szereplő 18) egyenlettel. Exponenciális függvény szerepel a 2 megfelelő hatványa helyett, ami helytelen.

## Szórásfrakció, véletlen-koincidencia és holtidő veszteség

- A mérésleírásban nem találtam különbséget azon kívül, hogy itt is hangsúlyt kap, hogy minden olyan alkalom után el kell végezni a mérést, mikor a detektorrendszerben jelentős változtatás történik.

## Képminőség

- Kiegészítések szerepelnek az IAEA leírásában, amelyek egyértelműsítik pl. a tüdőt szimuláló betét szerepét.

Mivel az IAEA dokumentum alapvetően a NEMA ajánlására épül, így nagy különbségeket nem találni. Általánosságban elmondható, hogy az IAEA dokumentum kicsivel többet mond a mérésekről, ill. azok értelméről az olvasónak, mint a NEMA ajánlás.

Eltérés tekintetében még mindenképpen fontos megemlíteni, hogy az IAEA mérésleírása között nem található dolgozatomban 2.4. fejezetében szereplő számlálási veszteséghez és véletlenkoincidenciához kapcsolódó mérés, azonban megjelenik egy mérés a PET detektorok energia-felbontásával kapcsolatban. Ezt a mérést csak önálló PET kamerák esetében kell elvégezni, ahol a gyengítés-korrekciónak a single-beütések alapján végzik. A mai eszközkínálatban egyértelműen a PET/CT kamerák vannak többségben, egyedül az agyvizsgálatra szánt PET készülékek közül van ma is olyan, ami CT nélküli, így ez a mérés igazán nagy jelentőséggel nem bír, részletesebben diplomamunkámban nem foglalkozom vele.



### 3. Eredmények és megbeszélés

Diplomamunkám döntő hányadát a mérések kiértékelése adta. A NEMA ajánlásaiban szerepelnek a kiértékelés legfőbb lépései, azonban ott csak az elvet találjuk meg, a gyártók kínálatában nem találkozunk olyan szoftvercsomaggal, amely a PET-kamerák teljesítmény-mérésére szolgáló kísérletek kiértékelésére szolgálna. Mint említettem, a gyártók minőségellenőrzési szempontból a naponta történő germánium-fantommal végzett mérést tartják fontosnak, amely elsősorban a kamera által mért aktivitáskoncentráció kalibrálására szolgál. A következő fejezet tartalmazza az ajánlásban is szereplő kiértékelési útmutatót továbbá természetesen a mérések eredményeit.

#### 3.1. Térbeli felbontás

A térbeli felbontás mérésére 1 mm átmérőjű kapillárisban található pontforrásonként 1 MBq aktivitású, maximum 1 mm hosszúságú forrásokat használtunk. A levegőben való felfüggesztés kivitelezésére a kapillárisokat egy tű végére húztuk fel (3.1. ábra), a tüket diplomamunkám 2.1. fejezetében leírtaknak megfelelően helyeztük el. Ennél a mérésnél a NEMA ajánlása a szűrt visszavetítést jelöli meg rekonstrukciós eljárásként, azonban igen kézenfekvő volt a kamera elérhető legjobb rekonstrukciós eljárásával (True-X rekonstrukció) is elvégezni az adatok rekonstrukcióját, és ez által összehasonlítást nyerni az eljárásokra térbeli felbontás szempontjából. A méréseket a field of view (FOV) – látómező közepén, illetve a látómező negyedével 5,25 cm-el eltolva is elvégeztem. A hétköznapi PET/CT vizsgálatokat a PDK-ban True-X rekonstrukcióval dolgozzák fel. A True-X rekonstrukció egy olyan rekonstrukció, amely felhasználja a gyárban a teljes látómezőre pontról pontra kimért pontátviteli függvényt a képek rekonstrukciójához korrekcióként.



3.1. ábra: Az általam gyártott hungarocell-fantom

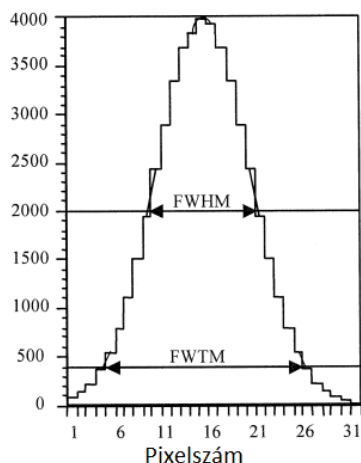
## Adatfeldolgozás

A kívánt 6 pontban félérték- és tizedérték-szélességeket kell meghatározni. A pontforrás képét tartalmazó szeletek közül azt kell kiválasztani, ami a legmagasabb csúcs-értékkel rendelkezik. A módszer lényege a lineáris interpoláción alapszik. A pontforrás-kép maximum értékének meghatározása a csúcs és két szomszédos pixel értékeiből parabola-illesztéssel határozható meg. A maximum érték fele és tizede nem valószínű, hogy valamelyik pixelben pontosan megjelenik. A maximum félérték- és tizedérték-beütésszám alatt és felett lévő beütésszámmal rendelkező pixelek között lineáris interpolációval állapítjuk meg a félérték, ill. tizedérték pontos koordinátáját. A koordináták ismeretében a félérték- és tizedérték-szélesség meghatározható (pixelméret ismeretében hosszúságdimenzióban is, 1 pixel 2 mm-nek felel meg).

A mérések kiértékelésére programot írtam MATLAB környezetben, amely fél-automatikusan elvégzi a számításokat. Fél-automatikusnak tekinthető abban a tekintetben, hogy a képsorozatból a számításokhoz szükséges képet előzetesen nekünk kell kiválasztani. A programban definiáltam három területet az kiválasztott DICOM fájl beolvasása után, amelybe várhatóan a pontforrások képei esni fognak. A tartományokon a program megkeresi a maximum értékeket, és x és y irányban, azaz a képet tartalmazó mátrixot tekintve azonos sorban és oszlopban 10-10 pixelt veszünk figyelembe mindkét irányba a számításokhoz. A általam írt programot ki kellett egészítenem ahhoz, hogy az axiális irányú felbontást is meg tudjam határozni. Ez egyszerre több szelet megnyitását végzi el, majd a félérték- és tizedértékszélesség meghatározására ugyanazt az algoritmust használtam fel, mint a transzaxiális szeleteknél. A gyári katalógusadatok alapján [4] FBP-vel rekonstruálva 4,2 mm, ill. 4,8 mm kell, hogy legyen a félérték-szélesség 1 cm, illetve 10 cm távolságra a FOV középpontjából. Ezek az értékek 2 mm-nek adódnak a gyári katalógus szerint True-X rekonstrukció felhasználása esetén.

## Jelentés

A félérték- és tizedértékszélességek mind a hat pontátviteli függvényre (azaz a pontszerű forrásokról képzett képekre) és a tér 3 irányában meghatározandók. A közölt eredmény a két axiális pozícióban számolt felbontások átlaga kell legyen. A számoláshoz szükséges formulák a 3.2. ábrán szereplő táblázatban található. (RES=resolution, felbontás)



	Leírás	Formula
<b>1 cm-es sugár</b>		
Transzverz	x és y pozíció átlaga mindkét z pozícióra (4 szám)	$RES = \left( \frac{RES_{x=0,y=1,z=center} + RES_{x=0,y=1,z=center} + RES_{x=0,y=1,z=1/4FOV} + RES_{x=0,y=1,z=1/4FOV}}{4} \right)$
Axiális	A két z pozíció átlaga (2szám)	$RES = (RES_{x=0,y=1,z=center} + RES_{x=0,y=1,z=1/4FOV})/2$
<b>10 cm-es sugár</b>		
Transzverz sugárirányú	Két transzverz átlaga mindkét z pozícióra (4szám)	$RES = \left( \frac{RES_{x=0,y=0,z=center} + RES_{x=0,y=10,z=center} + RES_{x=0,y=0,z=1/4FOV} + RES_{x=0,y=10,z=1/4FOV}}{4} \right)$
Transzverz érintőirányú	Két transzverz átlaga mindkét z pozícióra (4szám)	$RES = \left( \frac{RES_{x=0,y=0,z=center} + RES_{x=0,y=10,z=center} + RES_{x=0,y=0,z=1/4FOV} + RES_{x=0,y=10,z=1/4FOV}}{4} \right)$
Axiális felbontás	Két transzverz átlaga mindkét z pozícióra (4szám)	$RES = \left( \frac{RES_{x=0,y=0,z=center} + RES_{x=0,y=10,z=center} + RES_{x=0,y=0,z=1/4FOV} + RES_{x=0,y=10,z=1/4FOV}}{4} \right)$

3.2. ábra: Tipikus pontátvitel függvény félérték- és tizedérték szélességének meghatározása (bal;) A térbeli felbontás jelentendő számértékeire vezető formulák (jobb)

A kiértékelés eredményeképpen a 3.1. táblázatban található félértékszélesség-értékeket kaptam.

FBP - Félértékszélesség (mm)	FOV középpontjában			Eltolt helyzetben		
	1. pont	2. pont	3. pont	1. pont	2. pont	3. pont
Laterális irány	3,62	4,2	4,7	4,06	3,96	4,92
Anterior-Posterior irány	3,88	5,24	3,98	3,76	5,02	3,94
Axiális irány	4,92	6,57	6,18	6,03	4,08	6,54
TrueX - Félértékszélesség (mm)	FOV középpontjában			Eltolt helyzetben		
	1. pont	2. pont	3. pont	1. pont	2. pont	3. pont
Laterális irány	2,16	2,94	3,88	2,84	2,46	2,9
Anterior-Posterior irány	2,2	4,1	2,44	2,18	4,12	2,44
Axiális irány	2,26	3,52	2,62	2,52	2,6	3

3.1. táblázat: A mért félértékszélességek

A térbeli felbontás értékének általánosan elfogadottabb mérőszáma a félértékszélesség, nem a tizedértékszélesség, így a tizedértékszélesség értékek diplomadolgozatomban nem jelennek meg; az értékeket a II. függelékben találja az olvasó. Ezekből az adatokból 3.1. ábrán található táblázat szerinti kifejezésekkel, tulajdonképpen átlagképzéssel kell származtatnunk a jelenteni szánt értékeket (3.2. táblázat).

	Felbontás FBP (mm)	Felbontás True-X (mm)
<b>1 cm-es sugár (FOV centrumtól)</b>		
Transzverz	3,83	2,345
Axiális	5,475	2,39
<b>10 cm-es sugár</b>		
Transzverz sugárirányú	4,97	3,75
Transzverz érintőirányú	4,02	2,57
Axiális	5,84	2,94

3.2. táblázat: A jelentendő felbontás-adatok

A 3.2. táblázat adatai egyértelműen mutatják a rekonstrukciós algoritmusok között megjelenő teljesítménybeli különbségeket. A gyári értékek ismeretében azt állíthatom, hogy a kamera az általunk használt True-X rekonstrukciós beállítások mellett nem tudja nyújtani a gyártó által meghatározott szintet, viszont FBP esetében jobban teljesít. A True-X rekonstrukció felhasználásával nyert félértékszélességben tapasztalt eltérés oka valószínűleg a rekonstrukciós beállítások közötti különbség (gyári rekonstrukció: 6 iteráció, 14 subset, az általunk használt: 4 iteráció, 8 subset). Összességében ez a mérés összhangban van a gyári adatokkal, a mérés sikeresnek tekinthető.

### **3.2. Szórás frakció, számlálási veszteség és véletlen-koincidenenciák mérése**

Ennél a mérésnél a szinogramokat kell felhasználni a kiértékeléshez. A kezdő aktivitás értékéről és a gyűjtési protokollról a gyártótól kell információt kérni az ajánlás szerint. Megpróbálkoztam ezzel az úttal, de nem jártam sikerrel. Végül az adott mérést a lehetőségekhez képest legjobban végeztük el: legalább 1 GBq aktivitásra és 24 órás adatgyűjtésre lett volna szükségünk annak érdekében, hogy ez a mérés korrekt legyen. A 24 órás adatgyűjtésre lett volna mód, de aktivitásból a klinikai vizsgálatok végére nem marad ennyi, és az méréseimre ekkor volt idő. Így 10 órán át tartó dinamikus adatgyűjtést végeztünk, 185 MBq kezdőaktivitás mellett. A dinamikus gyűjtést az ajánlásban előírtak szerint rekonstruáltuk: sűrűbben, mint a felezési idő fele, s nem hosszabban, mint a felezési idő negyede (részletesen a I. függelékben). Ahhoz, hogy az alább látható kiértékelést a szinogramokon el tudjam végezni, először ki kellett nyerni a szinogramokat a PET/CT-t kezelő Syngo szoftverből. Megfelelő utánajárással felleltem az exportálás módját, ami után olyan fájlokat nyertem, amelyek 559 szinogramot tartalmaztak [8]. Az adott Siemens kamera esetén a True-V opció azt jelenti, hogy a maximális detektor távolság, amelyek még koincidenenciában képesek detektálni, az 38, azaz az 1 és 39 detektorgyűrű még képes koincidenenciában detektálni. Összesen 55 gyűrű van, és a kamerára az un. span faktor 11, így kiszámolható, hogy az melyik detektorgyűrűktől származnak az egyes szinogramok az 559-ből [9]. Single Slice Rebinning módszert alkalmazva elkészítettem az 559 szinogramból a 109-et, amelyeken a kiértékelést el kellett végeznem. A nem elegendően nagy aktivitás használatából következik, hogy ez a mérés tökéletes eredményre nem vezethető, leginkább tájékoztató jellegűnek tekintendő, de ezen kívül a teljes kiértékelés metódus korrekt. A szinogramokkal az alábbi műveleteket kellett elvégezni.

## Adat-analízis

Minden egyes  $i$ . szinogramját a  $j$ . gyűjtésnek így kell feldolgozni.

- Minden pixel érték 0, ami 12 cm-nél távolabb van a fantom közepétől
- Minden  $\Phi$  vetítési szögre meg kell keresni a vonalforrás közepének megfelelő értéket, ez a legmagasabb értékkel rendelkező pixel. Minden vetítést el kell tolni úgy, hogy a maximum értéket tartalmazó pixel a szinogram középső pixeléhez legyen igazítva.
- Az igazítás után egy összegzett vetítést kell generálni a 2) egyenlet szerint, úgy, hogy az összegzett vetítés pixeleinek értéke azon pixelek értékeinek összege, amik azonos sugárirányú paraméterrel rendelkeznek, mint az adott pixel az összegzett vetítésben (minden  $\Phi$  vetítés-re 1 ilyen pixel).

$$C(r)_{i,j} = \sum_{\varphi} C(r - r_{max}(\varphi), \varphi)_{i,j} \quad 2)$$

ahol,

- 'r' a pixel száma adott vetítésben
- $\Phi$  a vetítési szög, azaz a szinogramban az adott szöghöz tartozó sor száma
- $r_{max}(a)$  jelöli a maximum érték helyét adott vetítésre
- A beütésszámok  $C_{L,i,j}$  és  $C_{R,i,j}$  a 'bal és jobboldali pixel intenzitások'  $\pm 20$  mm-re a szinogram közepétől. Ezeket az összegzett vetítésből kell származtatni. Mivel pontosan 20 mm-re pixelt jó eséllyel nem találunk, lineáris interpolációval kell meghatároznunk az értékeket a szomszédos pixelértékből.
- $C_{L,i,j}$  és  $C_{R,i,j}$  számtani közepét meg kell szoroznunk a pixelek számával (beleértve a lineáris interpolációhoz használt tört értéket is). Ezt a szorzatot hozzáadva az összes középponttól 20 mm-nél távolabb lévő beütések számához megkapjuk a véletlen és szórt események számát minden egyes  $j$ . gyűjtés  $i$ . szeletére. Ezt jelöljük:  $C_{r+s,i,j}$ -vel.
- A teljes esemény szám ( $C_{TOT,i,j}$ ) minden egyes pixel érték összegeként kapjuk meg.
- Az átlagos aktivitást  $A_{ave,j}$  minden gyűjtésre ki kell számolni az 3) és 4) képletek segítségével.
- 

$$A_j = A_{cal} \exp\left(\frac{T_{cal}-T_j}{T_{1/2}} \ln 2\right) \quad 3)$$

$$A_{ave} = \frac{A_j}{\ln 2} \left( \frac{T_{1/2}}{T_{acq}} \right) \left\{ 1 - \exp \left( \frac{-T_{acq}}{T_{1/2}} \ln 2 \right) \right\} \quad 4)$$

Alternatív analízis a véletlen beütés becsléssel nem rendelkező kamerákhoz

### Szórás frakció

Az utolsó gyűjtést, amire igaz, hogy a számlálási veszteség és a véletlen számlálási sebesség aránya 1% alatt van, kell használnunk a szórás frakció meghatározására. Erről a gyűjtésről azt állíthatjuk, hogy  $C_{r+s,i,j}$  elhanyagolható részben tartalmaz véletlen koincidenenciákat, és így csak szórt koincidenenciákat tartalmaz, és hasonlóan  $C_{TOT,i,j}$  csak valós és szórt koincidenenciákat tartalmaz.

A szórási hányad ez alapján az  $i$ . szeletre az utolsó gyűjtés adatai alapján:

$$SF_i = \frac{\sum_j C_{r+s,i,j}}{\sum_j C_{TOT,i,j}} \quad 5)$$

A rendszer szórási hányadát a szeletek szórási hányadának súlyozott átlagaként kapjuk. A súlyozást a beütésszámmal végezzük. Így a következő képletet kapjuk:

$$SF = \frac{\sum_i \sum_j C_{r+s,i,j}}{\sum_i \sum_j C_{TOT,i,j}} \quad 6)$$

### Számlálási sebességek (ráták) és zaj ekvivalens számlálási sebesség (NECR)

Minden  $j$ . gyűjtésre ki kell számolni a következőket:

- A teljes esemény ráta:  $R_{TOT,i,j}$  minden  $i$ . szeletre:

$$R_{TOT,i,j} = \frac{C_{TOT,i,j}}{T_{acq,j}} \quad 7)$$

- A valós esemény ráta:  $R_{t,i,j}$  minden  $i$ . szeletre:

$$R_{t,i,j} = \frac{C_{TOT,i,j} - C_{r+s,i,j}}{T_{acq,j}} \quad 8)$$

- A véletlen esemény ráta:  $R_{r,i,j}$ : minden  $i$ . szeletre

$$R_{r,i,j} = R_{TOT,i,j} - \frac{R_{t,i,j}}{1 - SF_i} \quad 9)$$

- A szórt esemény ráta:  $R_{s,i,j}$ : minden  $i$ . szeletre

$$R_{s,i,j} = R_{t,i,j} \left( \frac{SF_i}{1 - SF_i} \right) \quad 10)$$

ahol  $T_{acq,j}$  a  $j$ . gyűjtés időtartama.

Minden rendszerben (kivéve azokat, amikben közvetlen véletlen esemény kivonás van beépítve) ki kell számolni a zaj ekvivalens számlálási sebességet ( $R_{NEC,i,j}$ ) minden  $j$ . gyűjtés minden  $i$ . szeletére. A következő képletet kell használni:

$$R_{NEC,i,j} = \frac{R_{t,i,j}^2}{R_{TOT,i,j}} \quad (11)$$

Azokban a rendszerekben, amikben közvetlen véletlen esemény kivonás van beépítve, a 12) képlet használata szükséges:

$$R_{NEC,i,j} = \frac{R_{t,i,j}^2}{R_{TOT,i,j} + R_{r,i,j}} \quad (12)$$

A teljes rendszerre jellemző számlálási sebességek a szeleteken mért számlálási sebességek összegeként kapható meg, ahogy azt a 13)-17) egyenletek mutatják.

$$R_{TOT,j} = \sum_i R_{TOT,i,j} \quad (13)$$

$$R_{t,j} = \sum_i R_{t,i,j} \quad (14)$$

$$R_{r,j} = \sum_i R_{r,i,j} \quad (15)$$

$$R_{s,j} = \sum_i R_{s,i,j} \quad (16)$$

$$R_{NEC,j} = \sum_i R_{NEC,i,j} \quad (17)$$

Olyan berendezéseknél, amelyek képesek külön szinogramba menteni a véletlen koincidenciákat, a kiértékelés néhány lépése a fentiekől különböző. Az ilyen berendezéseket érintő eltérő megoldások diplomamunkám III. függelékében megtalálhatók.

A szinogramok fent leírt kiértékelésére korábban készült egy program a Debreceni Egyetem Nukleáris Medicina Intézetében. A szinogramok formátumában volt alapvető eltérés ahhoz képest, amire a program eredetileg íródott, így a szinogrambeolvasás átalakításával a program a Siemens Syngo által generált 559 szinogramot tartalmazó fájlokat is kezelni tudja. A program kialakítása során rám háruló fő feladat a a detektorgyűrűk „feltérképezése” és ez alapján a Single Slice rebinning algoritmus kialakítása volt. A Debreceni Nukleáris Medicina Intézet munkatársa, Balkay László nyújtott segítséget a program további tökéletesítéséhez.

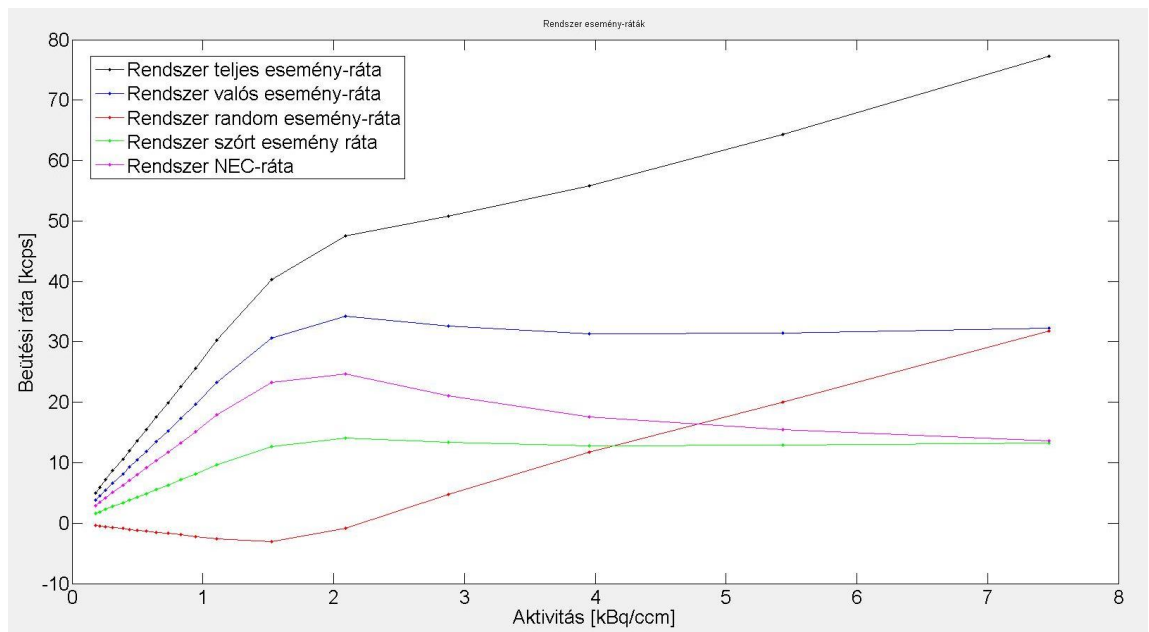
## Jelentés

### Számlálási sebesség ábrázolása

A rendszer jellemzésére a következő öt mennyiséget kell ábrázolni az átlagos effektív radioaktivitás-koncentráció ( $a_{ave,j}$ ) függvényében. Az átlagos aktivitást  $A_{ave,j}$  minden gyűjtésre ki kell számolni 3)-4). Az aktivitáskoncentrációt ( $a_{ave,j}$ ) úgy kapjuk, hogy az átlagos aktivitást elosztjuk a fantom térfogatával ( $22000 \text{ cm}^3$ ).

A következő öt mennyiség ábrázolandó (3.2. ábra):

- $R_{t,j}$ : rendszer valós esemény rátája
- $R_{r,j}$ : rendszer véletlen esemény rátája
- $R_{s,j}$ : rendszer szórt esemény rátája
- $R_{NEC,j}$ : rendszer zajjal ekvivalens számlálási sebessége
- $R_{TOT,j}$ : rendszer összes esemény rátája



3.3. ábra: A rendszer esemény-ráták az aktivitáskoncentráció függvényében

### Maximális beütésszám értékek

Jelenteni kell a következő értékeket, amiket a fenti grafikonokról olvashatunk le:

- $R_{t,peak}$ : valós számlálási sebesség csúcserőrtéke;  **$R_{t,peak}=34292 \text{ cps}$**
- $R_{NEC,peak}$ : zajekvivalens számlálási sebesség csúcserőrtéke;  **$R_{NEC,peak}= 24906 \text{ cps}$**
- $a_{t,peak}$ : az  $R_{t,peak}$ -hez tartozó aktivitáskoncentráció;  **$a_{t,peak}=2,17 \text{ kBq/cm}^3$**
- $a_{NEC,peak}$ : az  $R_{NEC,peak}$ -hez tartozó aktivitáskoncentráció;  **$a_{NEC,peak}=1,93 \text{ kBq/cm}^3$**



Ezek az adatok nem egyeznek a katalógus adatokkal. Ez abból következik, hogy nem is alakult ki olyan aktivitáskoncentráció, amely mellett meg kellett volna találnunk a NEC görbe maximumát. Így ezen mérés haszna a mérési metódus ellenőrzése volt, bármikor lehetőség van a korrekt mérés elvégzésére, amennyiben elegendő aktivitás és mérési idő áll rendelkezésre.

### Rendszer szórási frakció

SF értékét kell jelenteni, amit az utolsó gyűjtésből lehet meghatározni. **SF=0,2921**.

A katalógus adatok szerint ez kevesebb kell legyen, mint 36%, így ez a kritérium elfogadható. Ezt már csak azért is ki lehet jelenteni, mert a szórási frakciót alacsony aktivitású gyűjtésből kell számolni, tehát a kiértékelés erre az értékre helytálló.

### **3.3. Érzékenység**

A rendszer érzékenységének mérése adott aktivitás melletti beütési ráták meghatározását jelenti. A beütési ráták meghatározására felhasználhatók a szinogramok, illetve esetünkben a gyengítéskorrekció nélküli rekonstruált képek. A szinogramok felhasználása a praktikusabb, azonban úgy alakult, hogy diplomamunkámban mégis a rekonstruált képek alapján történő érzékenység-meghatározást végeztem el. Ennek oka az, hogy mikor a kiértékelés során kiderültek a képek használatával járó bizonytalanságok, a méréshez tartozó PET Raw Data már nem volt megtalálható a PDK számítógépén, így a szinogramokat nem lehetett előhívni. Újabb mérést már sajnos nem sikerült megszerveznem. A képkiértékeléssel járó probléma abban áll, hogy a gyengítés-korrigált képekben szereplő értékek aktivitás koncentrációt jelentenek, míg a gyengítés-korrekció nélküli képekben az értékek un. PROPCPS („proportional CPS”, „beütési rátával arányos”) mértékegységben vannak. A DICOM táblázatokban található információk szerint ez olyan mértékegység, amely arányos a beütési rátával. Az arányossági tényezőről is lehet információt szerezni a DICOM headerből [(0028,1053) DICOM-tag], ezekkel átskálázva az eredeti értékeket már az egyes mérések beütésszámai arányosak lesznek, azaz kevesebb gyengítés mellett több beütést tapasztalunk. Azonban a (0028,1054) tag szerint azok az értékek, amiket az átskálázás után kapunk, szintén PROPCPS mértékegységben vannak. Az illesztést elvégezve a kapott számokra nem megfelelő nagyságrendű végeredményt kaptam, mivel 1 Bq aktivitásból 6,64 cps nem származtatható. Így azt feltételeztem, hogy a kapott propcps egységben lévő értékek kcps-ben

értendők, és így értékeltem ki véglegesen a vizsgálandó képeket. A kiértékeléshez rövid programot kellett írnom, ami beolvasás után az összes mátrixelemet összeadja, ezt MATLAB környezetben tettem meg, a további kiértékelést ORIGIN-ben végeztem.

### Adat-analízis

#### Rendszer érzékenység

Minden mérést vissza kell korrigálni az izotóp bomlásából következő gyengülésre a 18) képlet szerint.

$$R_{corr,j,i} = R_{j,i} * 2^{\frac{T_j - T_{cal}}{T_{1/2}}} \quad 18)$$

ahol

$R_{corr,j,i}$ : bomlásra korrigált ráta;  $R_{j,i}$ : számolt ráta;  $T_j$ : j. adatgyűjtés időpontja;

$T_{cal}$ : kalibrálás időpontja;  $T_{1/2}$ : izotóp felezési ideje.

A vizsgált PET/CT készüléken a bomláskorrekciót a készülék automatikusan megcsinálja, így azzal nem kellett foglalkoznom, a 18) egyenlet a teljesség kedvéért szerepel. A méréseket továbbá szeletenként össze kell adni:

$$R_{corr,j} = \sum_i R_{corr,j,i} \quad 19)$$

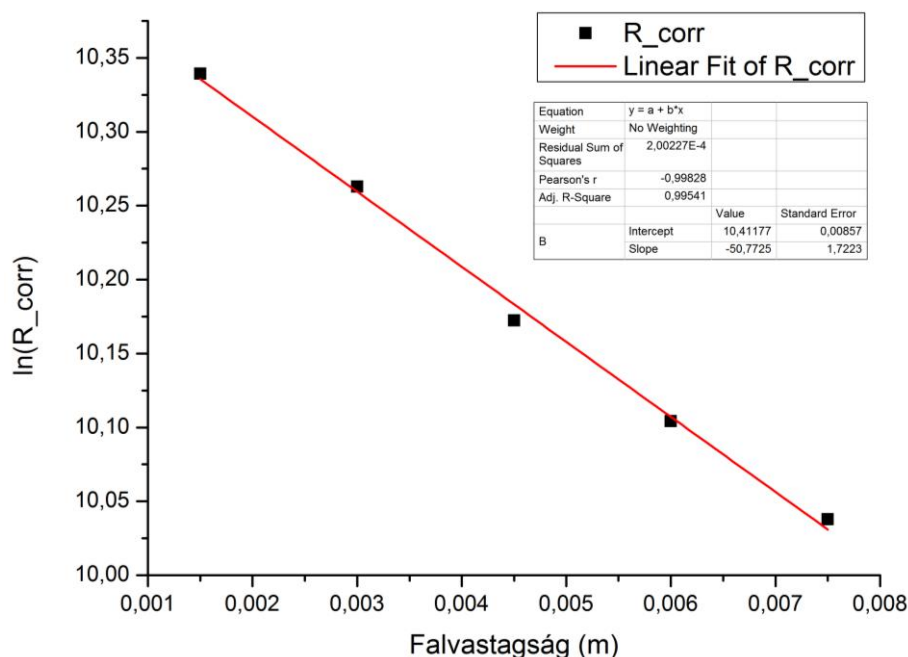
A kapott adatokat a következő görbére kell illeszteni:

$$R_{corr,j} = R_{corr,0} * \exp(-\mu_M * 2 * X_j) \quad 20)$$

Itt  $R_{corr,0}$  és  $\mu_M$  az ismeretlenek.  $X_j$  a falvastagságot jelöli.  $R_{corr,0}$  jellemzi a gyengítés nélküli rátát. Az illesztést érdemes a 21) egyenlet felhasználásával elvégezni.

$$\ln(R_{corr,j}) = -\mu_M * 2 * X_j + \ln(R_{corr,0}) \quad 21)$$

Így a probléma lineáris illesztéssel kezelhető, melynek kivitelezése egyszerűbb és gyorsabb. A kiszámolt értékeket és az illesztést a 3.4. ábrán jelenítem meg a gyengítő közeg falvastagságának függvényében.



3.4. ábra: A korrigált számlálási sebességek a gyengítő közeg vastagságának függvényében és a mérési pontokra illeszthető egyenes

Az adatok láthatóan egy egyenesre illeszkednek, az illesztés jósága megfelelő. A számunkra szükséges adat az egyenes y tengellyel vett metszéspontja, ami 10,41 az illesztés tanúsága szerint. Az ebből számított  $R_{corr,0}=33190$  cps.

A kamera érzékenysége a 22) formulával számolható:

$$S_{tot} = \frac{R_{corr,0}}{A_{cal}} = \frac{33190 \text{ cps}}{5030 \text{ kBq}} = 6,60 \frac{\text{cps}}{\text{kBq}} \quad 22)$$

Ahol  $A_{cal}$ : a kalibrálás időpontjában mért aktivitás, ami a mi mérésünkénél 5,03 MBq volt.

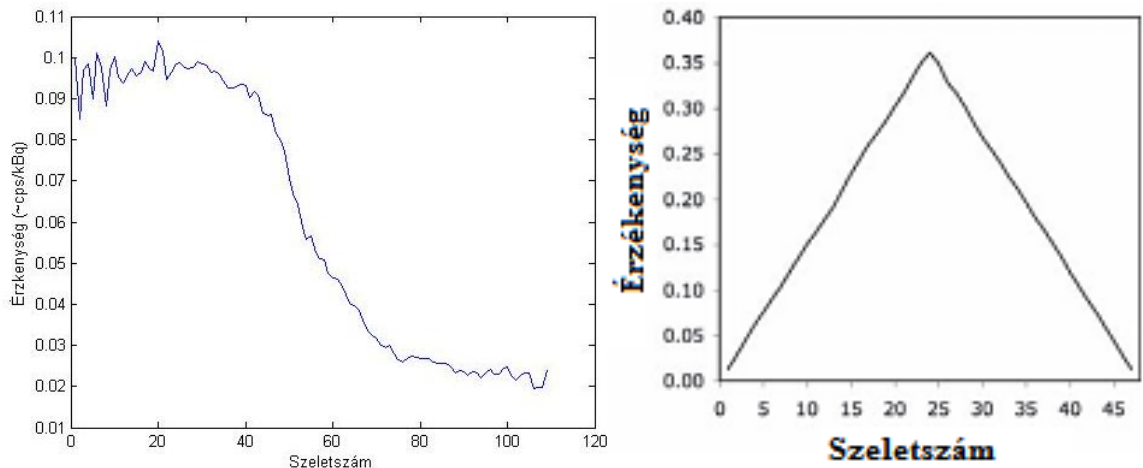
A kamera érzékenységének gyári értéke 7,9 cps/kBq Ge-68 forrással mérve. A germánium forrásról feltételezhetjük, hogy sokkal homogénebb, mint amelyet én FDG-ből előállítottam (3.5. ábra), így az érzékenység mérés hibája is kisebbnek adódik. A PROPCPS mértékegység önkéntes PROPkCPS-é való konvertálásával nagyságrendileg helyes eredményt értem el. A kísérlet teljesen korrekt kiértékelésére a szinogramokat kellett volna felhasználnom, azonban ezek hiányában is nagyságrendileg a várt, gyári értékkel egyező eredményt kaptam.

### Axiális érzékenység profil

A legkisebb hengergyűrűvel mért adatokat használjuk fel erre a célra. Minden szelet érzékenységét kiszámoljuk a következő módon:

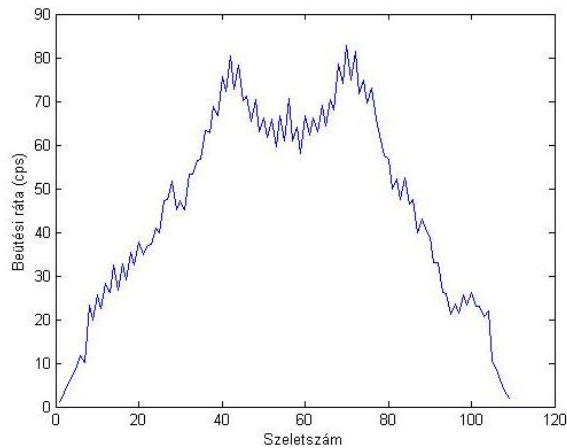
$$S_i = \frac{R_{corr,1,i}}{R_{corr,1}} * S_{tot} \quad 23)$$

Az axiális érzékenység profilt úgy kapjuk, hogy  $S_i$ -t ábrázoljuk a szelet számának ( $i$ ) függvényében (3.5. ábra).



3.5. ábra: A legkisebb gyengítés melletti mérésből számolható érzékenységprofil (bal) és a jellegben várt érzékenységprofil (jobb)

Az érzékenységprofil várakozásaimnak nem felelt meg, háromdimenziós adatgyűjtéssel rendelkező kamera esetén az érzékenységprofilnak úgy kéne kinéznie, mint a 3.5. ábra jobb oldalán látható. Az eltérés okát az okozhatja, hogy nem sikerült egyenletes aktivitáskoncentrációval megtölteni a fantom közepébe lévő csövet, így az érzékenységprofil is torzított képet mutat. Az első néhány szeletben fizikailag nem lehet akkora érzékenység, mint a kamera középső szeleteiben, hiszen pl. az első detektorgyűrű csak az egyik irányból van detektorokkal körülölelve, sokkal kevesebb lehetősége van a koincidenzában való detektálásra. Élttem még egy lehetőséggel, hogy a kamera profiljáról információt szerezzek. A 2.2. fejezetben leírt mérés során szintén vonalforrást használunk fel és ebből a mérésből a szinogramok is rendelkezésemre álltak. Így a legkisebb aktivitással felvett mérés szinogramjait felhasználva elkészítettem az érzékenység-profilt, a beütési rátát ábrázoltam a szeletszám függvényében (3.5. ábra). Ez már hasonlít a várt érzékenységre, a középső szeleteknél látható visszaesést a szórás-korrektúra hiánya okozza, amire szórásfantom esetén szükség volna, de a szinogramok kialakításánál még nincs alkalmazva.



3.6. ábra: A szórásfantom szinogramjaiból számolható érzékenységprofil

### Jelentés

A kiértékelés eredményeként az érzékenységet beütés/másodperc/kBq mértékegységben adjuk meg. Az axiális érzékenység profilt diagramon adjuk ki.

### **3.4. Pontosság: korrekciók számlálási veszteséghez és véletlen koincidenziákhoz**

Ezen kísérlet kiértékelésénél ugyanannak a mérésnek az eredményeit használtam fel, mint a 3.2. fejezetben. Itt nem a szinogramokra, hanem a rekonstruált képekre volt szükség. A gyengítéskorrekció nélkül készült képeket használtam, hogy beütésszám értékekkel arányos mennyiséget találjak a képekben.

### Adat-analízis

Minden lépés elvégzendő minden rekonstruált képen (i). Az átlagos aktivitást  $A_{ave,j}$  minden gyűjtésre ki kell számolni 2)-3).

Az effektív aktivitáskoncentrációt ( $a_{eff,j}$ ) úgy kapjuk, hogy az átlagos aktivitást elosztjuk a fantom térfogatával ( $22000 \text{ cm}^3$ ). Egy kör alakú ROI (region of interest) jelölünk ki minden szeleten, középpontja a transzverzális látómező (nem a vonalforrás) közepe, átmérője 180 mm. A valós beütések számát minden szeletre (i) és minden gyűjtésre (j) meg kell határozni ( $C_{ROI,i,j}$ ). A valós számlálási sebesség számolható:

$$R_{ROI,i,j} = \frac{C_{ROI,i,j}}{T_{acq,j}} \quad 24)$$

Minden szeletre meghatározzuk az extrapolált valós számlálási sebességet ( $R_{Extr,i,j}$ ), amit mértünk volna a j. gyűjtésben, ha nem lett volna holtidő veszteség és véletlen-koincidenciából származó veszteség. A következő formulát használhatjuk, hogy a statisztika hatásait leginkább kiküszöböljük:

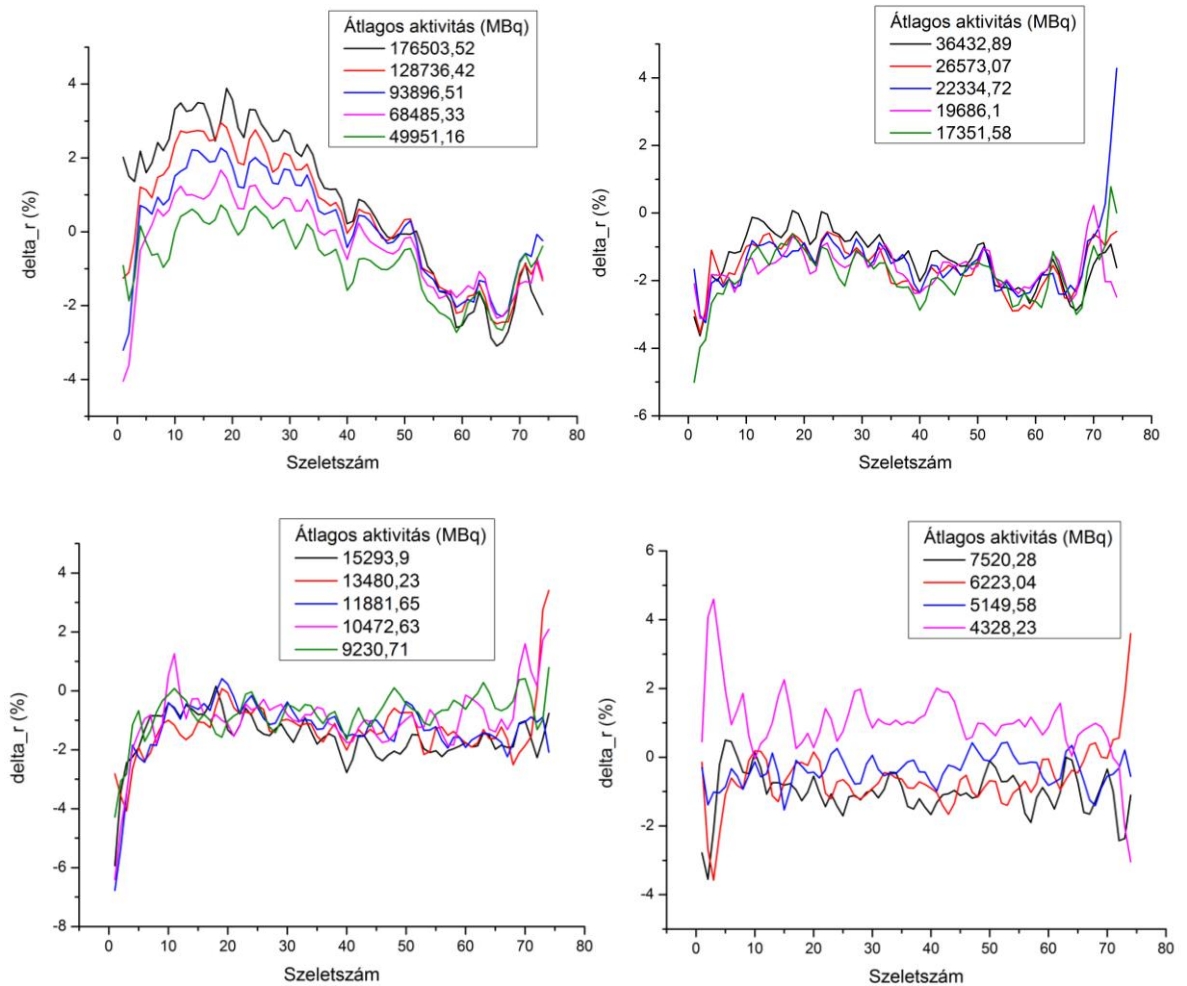
$$R_{Extr,i,j} = \frac{A_{ave,j}}{3} \sum_{k=1}^3 \frac{R_{ROI,i,k}}{A_{ave,k}} \quad (25)$$

ahol: k=1 a legalacsonyabb aktivitás esetén, az összeg a három legalacsonyabb aktivitással való gyűjtés összegeként adódik. Fontos megjegyezni, hogy a legtöbb kamera, ahogy a Siemens is, bomláskorrekciót végez az adatmentésnél, így a képekben tárolt értékek nem a valós beütésszámnak felelnek meg, hanem annak a beütésszámnak, ami az injektáláskor lett volna. Ez a tulajdonság az érzékenység mérésénél előnyös volt, itt azonban utólagosan el kellett „rontanom” a bomláskorrekciót, azaz a későbbi felvételeket le kellett skáláznom, hogy helyes eredményre jussak. A kiértékelést MATLAB környezetben végeztem el. A rekonstruált képek PROPCPS mértékegységű számokat tartalmaznak, azonban most nem kellett foglalkoznom a tényleges számokkal, csak az arányokkal, mivel itt a 26) egyenlet szerint százalékos különbségeket szeretnénk csak meghatározni. A rescale faktor alkalmazása így elegendő.

Minden gyűjtés minden szeletére a relatív számolási sebesség hibája ( $\Delta r_{i,j}$ ) százalékosan számolandó a következő egyenlettel:

$$\Delta r_{i,j} = 100 \left( \frac{R_{ROI,i,j}}{R_{Extr,i,j}} - 1 \right) \% \quad (26)$$

A 10 órás mérésből 19 időintervallumot rekonstruáltunk, tíz és tizenöt perces hosszúsággal. A 19 képsorozat hibáit 4 külön grafikonon fogom szemléltetni (3.7. ábra) a legmagasabb aktivitástól kezdve ötös csoportonként. A legnagyobb eltérés,  $\Delta r_{i,j,max} = -6,76 \%$  volt. Ennél a mérésnél is igaz, hogy magasabb aktivitásról kellett volna kezdeni a mérést, hogy a kiértékelés során valóban jellemző eredményeket kapjak. Így ez a mérés, mivel fizikailag is egyszerre történt a 3.2. fejezetben kiértékeléssel, csak tájékoztató jellegű adatokkal szolgál.



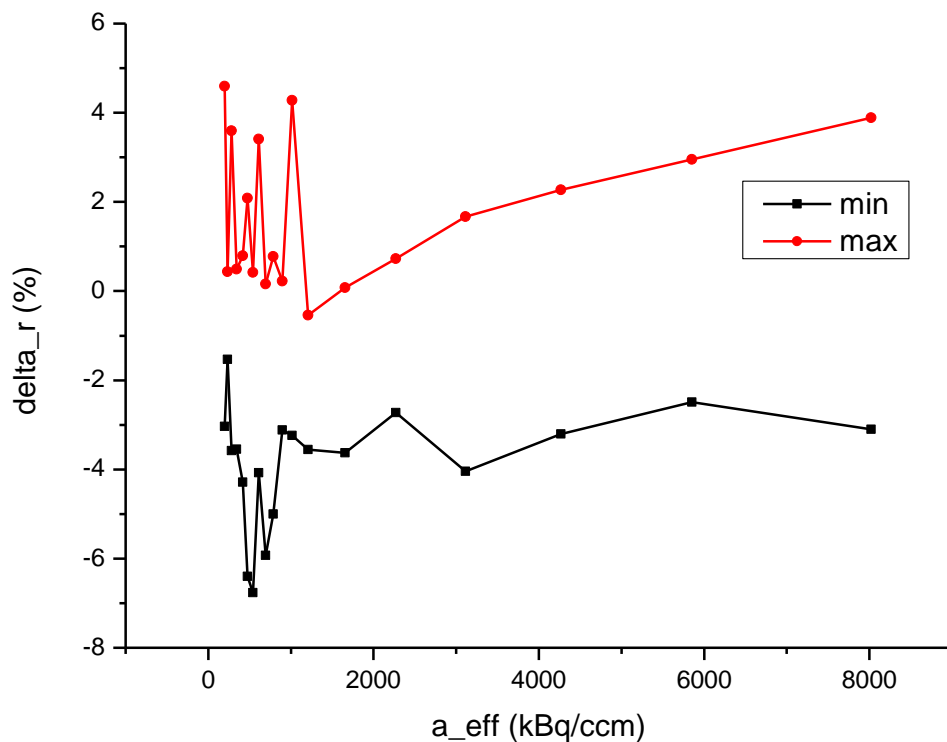
3.7. ábra: A szeletszám és az aktivitás függvényében kialakuló számolási pontatlanság százalékban kifejezett értéke

Láthatóan a nagy aktivitású méréseknél (3.7. bal felső ábra) még nagy jelentős hasonlóság van a szeletek közötti pontosság-profilban, mivel valószínűleg a vonalforráson belüli homogenitás nem volt tökéletes, és ennek képét látjuk megjeleníteni ilyen formában is. Az aktivitás csökkenésével a számlálási pontosságban a nem homogén aktivitás-koncentráció eloszlás már nem játszik akkora szerepet (3.7. jobb alsó ábra), mivel a magasabb aktivitású területeken is pontosan mér a kamera (arról nem is beszélve, hogy a 10 órás gyűjtés során a koncentráció-különbségek némileg kiegyenlítődnek).

### Jelentés

Minden szeletre kiszámoljuk  $\Delta r_{i,j}$  és  $a_{\text{eff},j}$  értékeket. Lineáris tengelyeket használva ábrázoljuk  $\Delta r_{i,j}$  gyűjtésenkénti maximális és minimális értékét  $a_{\text{eff},j}$  függvényében (3.8. ábra). Az adatpontok valós folytonos görbéhez kell, hogy hasonlítsanak az ajánlás szerint. A 3.8.

ábrán látható, hogy már ilyen csekély maximális aktivitás mellett is elkezdődik az a tendencia, hogy nagyobb aktivitás mellett nagyobb hibát vét a kamera a korrekció során.



3.8. ábra: A százalékos hiba gyűjtésenkénti maximális és minimális értéke az effektív aktivitás-koncentráció függvényében

### 3.5. Képminőség, gyengítés- és szóráskorrekció pontosságának ellenőrzése

Ez a mérés a diplomamunkám során végzett mérések között egyedülálló abban a tekintetben, hogy lehetőségem volt összehasonlító mérést végezni két különböző gyártótól származó PET-készüléken. A Debreceni Egyetem Nukleáris Medicina Intézetében található Philips Gemini TF 64 készüléken is volt lehetőségem ezt a mérést elvégezni. Ez a készülék un. time of flight (TOF) rekonstrukciót végez, ami a kamerában felhasznált detektor kristályok nagyon rövid válaszidejének köszönhetően végezhető el. A kamera képes detektálni a koincidenzában érkező fotonok beérkezési ideje közötti időkülönbséget is, és ezáltal az adott LOR mentén becsülni tudja kb. 15 cm-es pontossággal, hogy hol történt az annihiláció. Ezt az információt rekonstrukciónál felhasználják. A Philips kamerája háromféle rekonstrukciós beállítással rendelkezik: klinikai vizsgálatokra a legjobb minőséget adó TOF alapú rekonstrukciót használják. A kamera rendelkezik továbbá egy szóráskorrekció nélküli rekonstrukcióval, ennek jellemzője, hogy a képtér közepén erősebb halmozást mutat, ill.



rendelkezik még egy gyengítéskorrekciónélküli rekonstrukciós módszerrel. Képkéértékelést én csak a TOF alapú rekonstrukcióval készült képeken végeztem részletesen. A két készülék között különbség található az egyes felvételi pozíciók közötti léptetés mértékében (Siemens 15 cm, Philips 8,9 cm), így különböző hosszúságú gyűjtéseket kellett végezni, Siemens kameránál 9 percet, míg Philipsnél 5 perc 35 másodpercet kellett gyűjtenünk definíció szerint. A mérésekhez felhasznált aktivitás mennyiségét egyszerre mértem ki és a megfelelő térfogatban homogenizáltam a szükséges aktivitás-koncentráció eléréséhez. Tulajdonképpen negyedig vagy nyolcadig töltöttem a testet szimuláló fantomot, ebben kevertem el az aktivitást. Ebből az elegyből injektáltam a gömbökbe, majd feltöltöttem teljesen a fantom maradék térfogatát. A felhasznált aktivitások a 3.3. táblázatban láthatóak.

	Siemens (1:4)	Siemens (1:8)	Philips (1:4 és 1:8)
IQ-fantom össz-aktivitása	64,8 MBq	48,2 MBq	49,8 MBq
Szórásfantom aktivitása	70,1 MBq	34,7 MBq	118,6 MBq

3.3. táblázat: Az IQ fantomba injektált aktivitások a mérés kezdeti időpontjára vetítve

A felhasznált aktivitás-mennyiségek sajnos nem mindig tudtak megfelelni az ajánlásban szereplő értékeknek, mert nem minden esetben maradt nap végére megfelelő mennyiségű aktivitás.

#### Adatfeldolgozás – képrekonstrukció

Minden szeletet rekonstruálni kell minden elérhető korrekciót felhasználva. Ugyanazokat a sztenderd kép-paramétereket kell használni (kép-mátrix mérete, pixel méret, szelet vastagság, szűrők, rekonstrukciós algoritmus), azokat, mint a teljes test vizsgálatoknál. A rekonstrukciós paramétereket a jelentésbe bele kell tenni. A méréseim során a mátrix méret általában 168 x 168 pixel, a pixel mérete 2 mm, a szelet vastagság 3 mm, All-pass szűrő-beállítást használtam, és különböző rekonstrukciós algoritmusokat: FBP, Iterative 2D, Iterative 3D, Iterative 3D-336 (336x336-os mátrixméret), ill. True-X rekonstrukció (4 iteráció, 8 subset).

#### Adat-analízis

##### Képmínőség

Egy a forró és hidegpontokon átmenő transzverzális szeletet kell felhasználnunk az analízishez. Minden gömbhöz ugyanazt a szeletet kell használnunk. ROI-kat kell rajzolni a hideg és forró gömbökre is, a ROI-nak kör alakúnak kell lennie, átmérője egyenlő az adott gömb belső átmérőjével. A háttérre fel kell vennünk olyan ROI-kat, amiknek átmérője

megegyezik minden egyes gömb átmérőjével (6db), és további 12 db ROI-t kell felvennünk 37 mm-es átmérővel úgy, hogy ezek egyike se legyen 15 mm-nél közelebb az egyik gömbhöz sem és a fantom peremétől 15 mm távolságra legyen a szélük. A kisebb göbmméreteknek megfelelő ROI-kat koncentrikusan bele kell rajzolni a 37 mm-es átmérővel rendelkező ROI-kba. További ROI-kat kell berajzolni a középső szelet  $\pm 2$  cm-es távolságában lévő szeletekre (összesen 5 szelet).

Az átlag beütésszámot minden háttér ROI esetén bele kell tenni a jelentésbe. A százalékos kontraszt értéket ( $Q_{H,j}$ ) minden egyes  $j$  forró gömbre ki kell számolni, ezt az értéket a szakirodalom recovery coefficient-nek, magyarul visszanyerési együtthatónak nevezi.

$$Q_{H,j} = \frac{\frac{C_{H,j}}{C_{B,j}} - 1}{\frac{a_H}{a_B} - 1} \times 100\% \quad (27)$$

Ahol:

$C_{H,j}$ : az átlag beütés a  $j$ . gömb ROI-ban;  $C_{B,j}$ : az átlag beütés a  $j$ . gömbnek megfelelő átmérőjű háttér ROI-ban;  $a_H$ : a forró ponton lévő aktivitáskoncentráció;  $a_B$ : a háttérben lévő aktivitáskoncentráció és  $Q_H$ : forró gömb kontrasztja.

A százalékos kontraszt értéket a hideg gömbökre a következő képlet alapján kapjuk meg:

$$Q_{C,j} = \left(1 - \frac{C_{C,j}}{C_{B,j}}\right) \times 100\% \quad (28)$$

Ahol:

$C_{C,j}$ : az átlag beütés a  $j$ . gömb ROI-ban,  $C_{B,j}$ : az átlag beütés a 60 háttér ROI-ban a  $j$ . gömbre és  $Q_C$ : hideg gömb kontrasztja.

A százalékos háttér inhomogenitása ( $N_j$ ) a  $j$ . gömbre:

$$N_j = \frac{SD_j}{C_{B,j}} \times 100\% \quad (29)$$

ahol  $SD_j$ -t a 30) képletből kaphatjuk meg:

$$SD_j = \sqrt{\sum_{k=1}^K \frac{(C_{B,j,k} - C_{B,j})^2}{K-1}}, K = 60 \quad (30)$$

#### A gyengítés és szóráskorrekció pontosságának meghatározása

Egy kör alakú  $30 \pm 2$  mm átmérőjű ROI-t kell rajzolni a tüdőt szimuláló elemre. Fel kell jegyezni minden  $i$ . szeletben a ROI-n belül lévő átlagos pixel értéket ( $C_{lung,i}$ ). 12 kör alakú,  $30 \pm 2$  mm átmérőjű háttér ROI-t kell elhelyezni minden szeletre, a ROI-k elhelyezésének módját a IV. függelékben jelenítettem meg képekben.

A szórás és gyengítés korrekció fennmaradó hibáját, a relatív hibát ( $\Delta C_{lung,i}$ ) százalékban, minden egyes  $i$ . szeletre a következő formulából kaphatjuk:

$$\Delta C_{lung,i} = \frac{C_{lung,i}}{C_{B,i}} \times 100\% \quad (31)$$

ahol:

$C_{lung,i}$ : az átlagos beütésszám a tüdőt szimuláló elemet fedő ROI-n;  $C_{B,i}$ : az átlagos beütés a 60 db 37 mm átmérőjű háttér ROI-n, amiket a képminőség meghatározáshoz rajzoltunk

Kiértékelés tekintetében ez a mérés a legösszetettebb. A kiértékeléshez nem volt szükségem saját szoftver kifejlesztésére, mert a DE OEC Nukleáris Medicina Intézet tudományos főmunkatársa Balkay László egy olyan MATLAB környezetben írt programot bocsátott rendelkezésemre, amely részben ilyen mérések kiértékelésére lett kifejlesztve. A Mia (Medical Image Analysis) program egyes részei nyíltan hozzáférhetők a MATLAB honlapjáról; a feladatomhoz szükséges funkciót külön rendelkezésemre bocsátották. A program grafikus felülettel rendelkezik, így a kiértékelést nagyban megkönnyíti. A grafikus felület egyetlen kevésbé előnyös oldala a szubjektivitás, mivel az emberek szeme nem egyforma, így nem feltétlen ugyanazokat a ROI-kat jelölik be a képen. Ennek kiküszöbölésére én minden rekonstruált képsorozatra öt kiértékelést végeztem el, s azok közül a legjobb eredményt tekintem mérvadónak, hiszen megfelelő kiértékelési beállítások mellett a kamera az adott értéket teljesíteni tudja. A megismételt mérések nem bírtak nagy bizonytalansággal, az értékek 4%-on belül voltak minden esetben.

## Jelentés

A következőket kell jelenteni:

- Háttér-koncentráció, amivel a fantomot megtöltöttük (3.3. táblázat)
- Gyűjtési paraméterek
- Rekonstrukciós módszer (szűrők, korrekciók, pixel méret, kép mátrix méret, szeletvastagság)
- A százalékos kontraszt és a százalékos háttér inhomogenitás minden gömb méretre mindkét aktivitáskoncentráció arányra (3.4. táblázat-3.7. táblázat).
- $\Delta C_{\text{lung}}$  értékek átlaga (3.8. táblázat)
- Mindkét koncentráció-arány kép formában, transzverzális szelet a gömbök középpontjáról, és egy koronális kép a 17 mm átmérőjű gömb közepét átszelve (3.9., 3.10. ábra).

A kiértékelés végeredményeit táblázatos formában jelenítem meg.

1:4 arány	Siemens – Visszanyerési együttható (%)					Philips – visszanyerési együttható (%)
Gömbátmérő (mm)	True-X	Iterative3D	Iterative 2D	Iterative 3D-336	FBP	TOF
10	13,81	20,91	26,56	25,14	37,42	25,17
13	32,31	32,66	38,08	36,14	42,41	35
17	48,84	45,42	50,89	49,15	54,99	45,98
22	66,59	63,05	65,58	66,74	66,25	62,72
28	65,05	66,27	73,46	67,01	91,57	77,44
37	68,87	70,61	75,11	70,46	92,32	80,11

3.4. táblázat: Visszanyerési együtthatók 1:4 kontrasztarányánál

A 3.4 táblázat alapján visszanyerési együtthatók tekintetében a Philips-kamera a legkisebb és a legnagyobb gömbök esetében hasonlóan jó, illetve jobb is, mint a Siemens, azonban a 17 és 22 mm átmérőjű gömbök esetében némileg gyengébb eredményt ér el. Számértékek tekintetében a Siemens FBP rekonstrukció a legjobb, a 3.9. ábrán látottakat tekintve viszont a magas visszanyerési együttható értékek nem elegendők a jó képminőséghez.

1:8 arány	Siemens – Visszanyerési együttható (%)	Philips – visszanyerési együttható (%)
Gömbátmérő (mm)	True-X	TOF
10	27,29	27,35
13	49,02	38,82
17	57,3	43,32
22	63,76	53,35
28	69,6	80,36
37	68,13	80,01

3.5. táblázat: Visszanyerési együtthatók 1:8 kontrasztarányánál

A 3.4. és 3.5. táblázat alapján általános tendencia, hogy nagyobb gömbátmérő esetén magasabb visszanyerési együttható értéket kapunk eredményül. Az 1:8 aktivitás-koncentráció arány vizsgálatánál nem végeztünk Iterative 3D rekonstrukciót 336 x 336-os mátrixméret mellett, továbbá elhibázott rekonstrukció folytán gyengítés-korrekció nélkül készültek az Iterative 2D, Iterative 3D és FBP rekonstrukciók, így a számolásokat ezekre a képekészletekre nem végeztem el (kivétel a háttér-inhomogenitás mérés). A Philips 1:4 koncentrációránál tapasztalható fölénye kis gömbméretek esetén itt már nem jelentkezik, itt a Siemens True-X rekonstrukciós algoritmus adja a legjobb értékeket. A százalékos inhomogenitás értékek a 3.6. és 3.7. táblázatban találhatók.

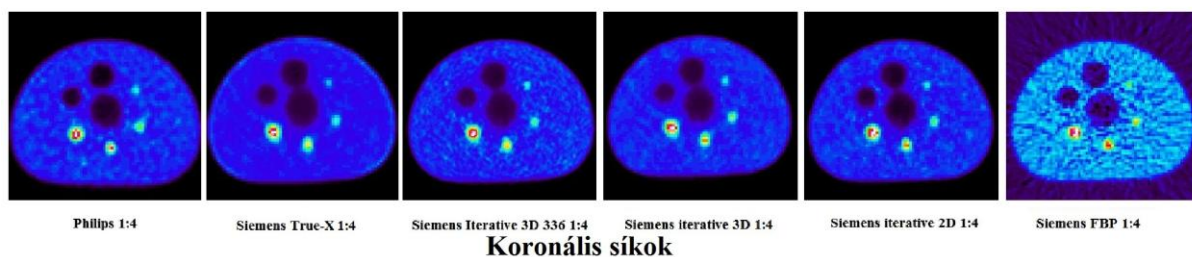
1:4 arány	Siemens – inhomogenitás(%)					Philips – inhomogenitás (%)
Gömbátmérő (mm)	True-X	Iterative3D	Iterative 2D	Iterative 3D-336	FBP	TOF
10	2,82	19,52	24,19	23,22	13,57	2,35
13	14,21	15,28	17,76	17,89	18,37	9,71
17	24,02	21,2	22,85	23,44	19,01	33,49
22	28,66	24,73	27,24	22,85	24,69	24,18
28	15,41	16	23,67	15,91	34,5	30,97
37	22,64	22,56	31,22	21,52	35,4	41,57

3.6. táblázat: A százalékos inhomogenitás értékek 1:4 kontrasztarányánál

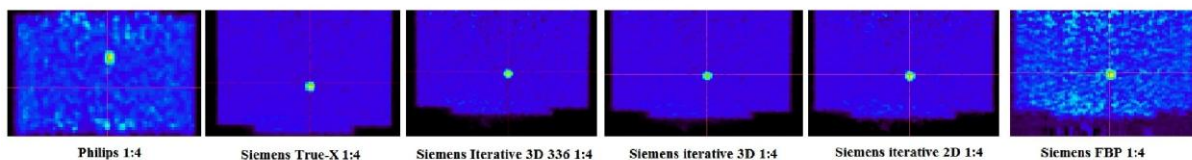
1:8 arány	Siemens – inhomogenitás(%)	Philips – inhomogenitás (%)
Gömbátmérő (mm)	True-X	TOF
10	19,33	9,35
13	32,42	15,29
17	30,5	29,8
22	19,42	25,1
28	16,98	39,74
37	22,4	52,36

3.7. táblázat: A százalékos inhomogenitás értékek 1:8 kontrasztarányánál

### Axiális síkok 1:4 kontrasztarány

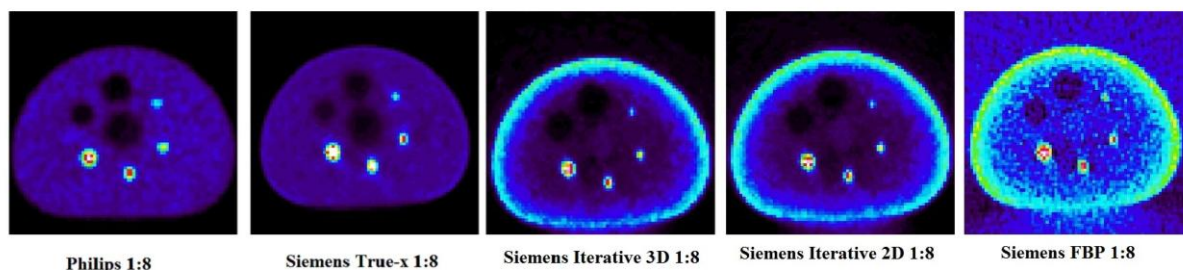


### Koronális síkok

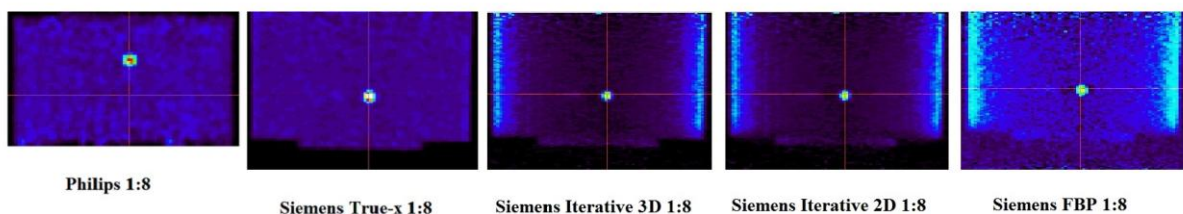


3.9. ábra: Az axiális és a koronális síkok különböző rekonstrukciós eljárások esetén 1:4 kontrasztarány mellett

### Axiális szeletek 1:8 kontrasztarány



### Koronális szeletek



3.10. ábra: Az axiális és a koronális síkok különböző rekonstrukciós eljárások esetén 1:8 kontrasztarány mellett

	Siemens - $\Delta c_{\text{lung}}$ (%)					Philips - $\Delta c_{\text{lung}}$ (%)
	True-X	Iterative3D	Iterative 2D	Iterative 3D-336	FBP	TOF
1:4 arány	23,98	23,84	17,67	23,37	2,95	16,91
1:8 arány	21,28	42,28	43,03	x	46,48	15,18

3.8. táblázat: A szóráskorrekció jóságát jelző tényező értékei

Az inhomogenitás értékek Philips-kamera esetén egyértelműen nőnek a göbmmérettel, Siemens-kamera esetében van rá példa, hogy pl. a 22 és 28 mm átmérőjű göbök inhomogenitása kisebb legyen, mint egy kisebb méretű gömbé. Ennek a klinikai gyakorlatban nagy jelentősége nincsen, itt azonban a számokban tükröződik. A szóráskorrekció jóságát

jelző tényező a legoptimálisabb esetben 0 (ekkor tökéletes a szórás- és gyengítéskorrekció), így minél kisebb számokat remélünk. Láthatóan a Philips-kamera ebből a szempontból jó eredményt ért el, 25%-kal jobbat, mint a Siemens átlagosan legjobban teljesítő True-X rekonstrukciója.

Az 1:8 koncentrációarányú axiális szeleteket megfigyelve észrevehető, hogy az Iterative 2D és 3D, illetve a FBP rekonstrukciós módszerek esetén jelentős aktivitást lehet mérni a fantom pereme mentén. Ez annak a következménye, hogy ezek a mérési adatok sajnálatos módon gyengítéskorrekció nélkül kerültek rekonstrukcióra. Az 1:8 kontrasztarányú mérésnél megpróbálkoztam azzal, hogy nem a hagyományos, teljes test-vizsgálatra szolgáló beállítással felvett CT-képek segítségével végzem a gyengítéskorrekciót, hanem csont, ill. tüdő beállítással végzett CT képekkel. A beállításnál történt valami hiba, így ezek a rekonstrukciók is gyengítés-korrekció nélküliek lettek. A hiba felismerésekor már nem volt meg a PET raw data a számítógépeken, így új rekonstrukcióra nem volt mód. A gyengítéskorrekció hiánya szemléletesen megjelenik a háttér-inhomogenitás adatokon is (3.10. táblázat).

A mérések kiértékelése után arra a következtetésre jutottam, hogy csak az eredmények számszerű ismerete nem egyértelműen meghatározó képminőség szempontjából. Például igen magas a visszanyerési arány 1:4 és 1:8 aktivitás-koncentráció arányok esetében is FBP rekonstrukcióval. Ez elvileg jó képminőségre utal, azonban, ha megnézzük a rekonstruált képeket (3.9. és 3.10. ábra), azonnal szembeütő, hogy a FBP a leggyengébb minőségű képet adja térbeli felbontásban, így összességében sem választanánk a legjobbnak. Figyelembe véve az EANM által kibocsátott dokumentumban [6] található minimális, maximális és várt visszanyerési együttható értékeket (3.9. táblázat), azt mondhatom, hogy a Siemens-kamera a várt értéket méréseink szerint nem minden esetben teljesíti, azonban a minimális értéket legtöbb esetben eléri (kivételek érdekes módon pl. True-x rekonstrukció mellett a 10 mm-es gömb esetében). A Philips-kamera méréseim szerint minden esetben (kivéve a 10 mm átmérőjű gömb) alulról súrolja a minimális visszanyerési együttható értéket. Az EANM ajánlásában csak az 1:4 kontrasztarányra találhatók visszanyerési együtthatók.

Gömbátmérő	Várt RC (%)	Minimális RC
10	30	25
13	45	38
17	60	53
22	66	59
28	73	67
37	77	71

3.9. táblázat: Az EANM által meghatározott visszanyerési együttható értékek (RC) 1:4 kontrasztarányra

	Siemens – Háttér inhomogenitás (%)					Philips – Háttér inhomogenitás (%)
	True-X	Iterative3D	Iterative 2D	Iterative 3D-336	FBP	TOF
1:4 arány	13,9	14,6	16,5	15,4	25,2	17,5
1:8 arány	13,8	39,1	35,9	x	47,9	17,9

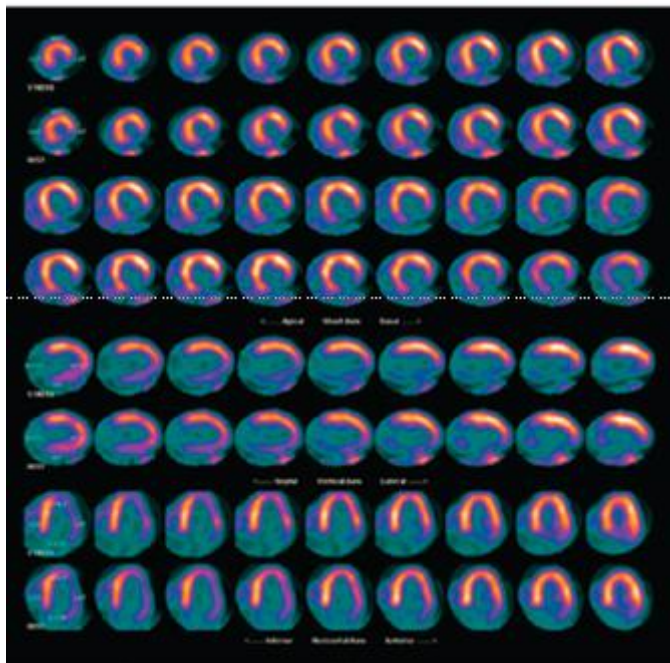
3.10. táblázat: A háttér százalékos inhomogenitásának mértéke különböző rekonstrukciók esetén

Összességében ez a mérés sikeresnek tekinthető. Kivitelezés szempontjából ez a legbonyolultabb mérés a megfelelő izotópkoncentráció-kialakítás szempontjából, azonban a klinikai használat szempontjából tényleg ez jellemzi leginkább, legsokoldalúbban a készülék teljesítményét, minőségét.



## 4. Szív-PET vizsgálat

A szív- és érrendszeri halálokok vezető helyet foglalnak el mind a világ, mind Magyarország egészségügyi statisztikáiban. A szívbetegségek felderítésére használhatunk strukturális (pl. ultrahang, CT), illetve izotópos (SPECT, PET) módszereket is. Az izotópos módszerek létjogosultságát az adja egy konkrét példával élve, hogy a szívkoszorúereken kialakuló szűkületek mértéke nem informatív tekintetben, hogy egyáltalán van-e, ill. milyen mértékű a vérellátási zavar az adott koszorúér által ellátott területen. Ez a szívben található kompenzáló mechanizmusok létevel magyarázható. A PDK-ban eltöltött másfél éves diplomamunkám alatt lehetőségem volt megismerkedni egy egyedülálló szívvizsgálati módszerrel [10]. Az izotópos módszerek segítségével szöveti szintű vérátfolyás-térképet nyerhetünk. A PET-tel végzett módszer nagy előnye az, hogy nem csak relatív vérátfolyás-térkép vehető fel vele, hanem ml/perc/g egységben abszolút vérátfolyási értékek határozhatók meg a szívizom teljes szövetállományában.



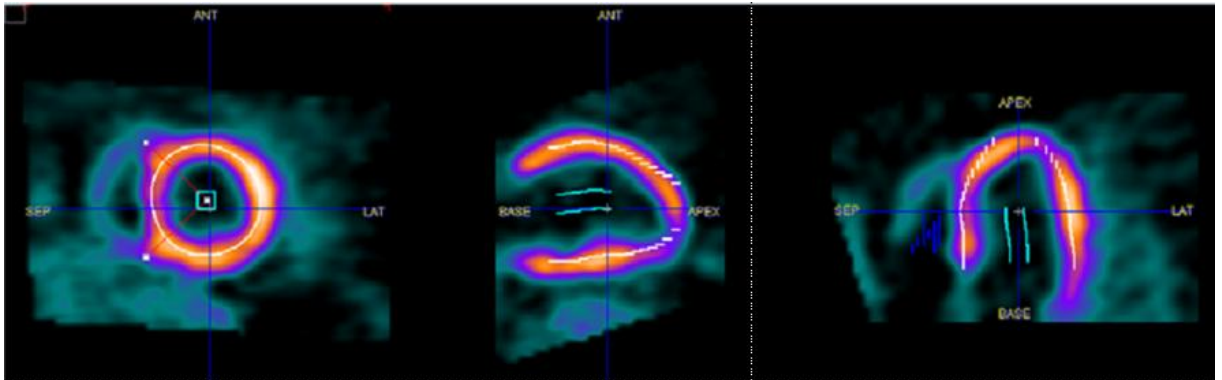
4.1. ábra: Három-ér betegségben szenvedő páciens SPECT-szív felvétele terhelés nélkül (fenn) és terhelés alatt (lent). [12]

A legelterjedtebb izotópos szívvizsgálat SPECT-el történik: a vérátfolyás vizsgálatához terhelés nélküli és terhelés melletti felvételt is készítenek a szívről, és a kettő különbségéből származtatják a vizsgálat eredményét. Ennek nagy hátrány az, hogy az ilyen jellegű vizsgálatok nem képesek kimutatni a szívnek azon megbetegedéseit, amelyek az egész szív

vérellátottságát befolyásolják, mivel csak relatív tudnak eredményt szolgáltatni. Erre példa az un. háromér-betegség, amelyről szemléltető ábra a 4.1. ábrán látható. A kvantitatív értékek ilyenkor beszédesek lehetnek, a 4.1 ábrán látható beteg kvantitatív vérátfolyás értékei 10%-ot változnak átlagosan stressz hatására az elvárható 200-300%-os változás helyett [12]. A szív-PET vérátfolyás-vizsgálathoz felhasznált radiofarmakon a  $^{11}\text{C}$ -el jelzett nátrium-acetát, a PDK Magyarországon és Európában egyedülálló módon rendelkezik a  $^{11}\text{C}$ -el jelzett nátrium acetát, márkanéven PozitronScan-CAC forgalomba hozatali engedélyével. A  $^{11}\text{C}$  rövid felezési idejű pozitron-bomló izotóp, felezési ideje 20 perc, így a  $^{11}\text{C}$ -el jelzett radiofarmakon szállítása nem lehetséges gazdaságosan. A vizsgálat során a páciens a vizsgálatra kész állapotban, gyógyszeres terhelést követően az asztalon fekvő állapotban kapja meg az izotópot, s ezzel egy időben kezdődik a vizsgálat. Ehhez a vizsgálathoz dinamikus adatgyűjtésre van szükség. Dinamikus (list-módú) adatgyűjtésnek nevezzük, mikor a tomográf minden detektált koincidenziát időbélyeggel lát el a gyűjtés során, majd a felhasználó által utólag definiált időablakokba eső koincidenziákból generálja a képet. A  $^{11}\text{C}$ -el jelzett acetátos szív PET vizsgálat számos előnnyel rendelkezik a hagyományosnak tekinthető SPECT-el végzett vizsgálatokkal szemben. Ezek közül a legfontosabb a páciens sugárvédelme szempontjából az, hogy sugárterhelése kb. 2 mSv-re tehető, míg a SPECT vizsgálatok 13-15 mSv sugárterheléssel járnak. Ennek többek között az is az oka, hogy elegendő csak terheléssel végzett vizsgálatot végezni, mivel abszolút skálán történik a mérés. További előnye a módszernek, hogy a relatív vizsgálati módszerrel ki nem mutatható elváltozásokat is detektálni lehet.

A szív PET vizsgálathoz 5 perces terhelés alatti gyűjtésre van szükség. A terhelés a PET/CT-készülékben célszerűen egy 4 perces farmakológiai hatással érhető el (dipyridamol injekció). A dinamikus gyűjtés során először az injekció helyéről a vénákon keresztül a szívbe jut az izotóp. Először a pitvari, majd a kamrai vértér fogat mutat izotóphalmozást, majd ahogy a vér a keringésbe kijut, az izotóp bekerül a koszorúereken keresztül a kamra falába, magába a szívizomba. A továbbiakban innen is kiürül, bár jóval hosszabb időskálán, ezért a szívizom izotópkoncentrációja egy csúccsal rendelkező görbét ad az idő függvényében. Ha a páciens szívéről az 5 percnél tovább 20 percnél tovább is mérést végzünk, akkor un. életképesség vizsgálatot nyerünk azáltal, hogy mérjük a szívizomból való izotópküürülés mértékét, ami arányos a szövetben zajló oxidatív metabolizmussal. A  $^{11}\text{C}$  acetát ugyanis a szívizomban energianyerésre fordítódik, azaz a kezdeti felhalmozást követően oxigén felhasználása mellett  $\text{CO}_2$ -vé és vízzé alakul. A  $^{11}\text{C}$   $\text{CO}_2$  a vérbe visszajutva a tüdőn keresztül

kilégzéssel távozik. A svájci PMOD Technologies cég azonos nevű szoftvercsomagjának egyik modulja a PCARD (Cardiac Modeling) ilyen vizsgálatok kiértékelésére kifejlesztett program. A dinamikus felvételt betöltve a programba, automatikusan megkeresi a kamrafalat, ill. a kamra lumenét (4.2. ábra) és egy ún. két-kompartmentes modellre illeszti a lement adatsorokat (vér és szöveti idő-aktivitás görbék). Ezáltal egy szöveti vérátfolyás térképet kapunk kvantitatív értékekkel a szív adott területeire.



4.2. ábra: A kamralumen (kék vonal) és a szívizomzat (fehér vonal) definiálása PCARD programban

A program lehetőséget ad a modell illesztési paramétereinek változtatásaira [11]. Feladatom volt a PCARD által számolt vérátfolyás-értékeket megfigyelni az illesztés paramétereinek függvényében. Mivel diplomamunkám elsődlegesen nem ebben a témában készült, így nem mélyedtem el a program nyújtotta rengeteg beállítási lehetőség között, így feladatom arra korlátozódott, hogy csak a legalapvetőbb paraméterektől (pl. iterációs szám) való függést ellenőrizzem. Vizsgálataim eredményeképpen azt kaptam, hogy a gyári alapbeállítások mellett a program által kiszámolt értékek igen jó egyezést mutatnak az irodalomban [12] található értékekkel (terhelés alatt 2,5-3,7 ml/perc/g). A további illesztés-finomítások változtatnak az eredményeken természetesen, de mivel a biológiai mintán mért eredmények alapvetően bizonytalanok, így a tulajdonképpen elvégzendő feladat a számolás validálása. Erre valamilyen kísérlet kidolgozása szükséges, amely túlmutat diplomamunkám keretein.

A PDK-ban az elmúlt időszakban összesen 13 beteg dinamikus szív-PET vizsgálata történt meg. Elmondható, hogy a vizsgálat rutinszerűen elvégezhető, a mérések kiértékelhetők, és a mért eredmények az irodalmi adatokkal összhangban vannak. Sajnálatos módon csak terhelés alatti vizsgálatokat végeztek, így nyugalmi viszonyokat tükröző számolt eredményünk még nincs, erről nem rendelkezünk irodalmi összehasonlítással.

## 5. Cukoroldat vízben való elegyedésének vizsgálata

A mérések kivitelezése során több szituációban felvetődik az aktivitáskoncentráció homogén eloszlásának kérdése. A szórásfrakció mérés, ill. az érzékenység mérés vizsgálatát is elméletben olyan vonalforrással kell végezni, amely homogén aktivitáskoncentrációval rendelkezik, illetve a képminőség vizsgálatára szolgáló mérésnél is igen fontos a háttér homogenitása önmagában is, hiszen ez az egyik jelenteni való tényező. A keveredés vizsgálata azért is fontos továbbá, mert a képminőség vizsgálatára vonatkozó mérés kivitelezésénél is szerepet játszik, ugyanis a legegyszerűbb módon úgy lehet beállítani a kontrasztarányt, ha a fantom testét negyedig, ill. nyolcadig töltve az összes aktivitást ebbe helyezük, s ebből töltjük meg a gömböket, majd utána töltjük tele a fantomot vízzel. Ezért merült fel bennem a kérdés, hogy egy adott térfogatú folyadékba injektált (egy adott helyre elhelyezett) a háttérnél nagyobb koncentrációval rendelkező anyag mennyi idő alatt elegyedik el, azaz a koncentráció mennyi idő alatt homogenizálódik, ez tulajdonképpen a képminőség-vizsgálathoz tartozó problémakör. A kérdésre véges elemes modellezés formájában kerestem választ.

### 5.1. Numerikus modell

A numerikus szimulációkat két-, ill. háromdimenziós Descartes rendszerben végeztük. A kétdimenziós modellezést egy 0,1 m sugarú körszimmetrikus modelltartományon végeztük; a háromdimenziós modell egy ugyanekkora sugarú 0,2 m magas henger volt. Vízbe fecskendezett izotóp koncentráció eloszlását vizsgáltuk az idő függvényében; a beinjektált tartomány két dimenzióban ellipszis volt ( $a=0,01$  m,  $b=0,015$  m), míg a háromdimenziós modellem esetén ellipszoid ( $a=0,02$  m,  $b=0,02$  m,  $c=0,03$  m). A kezdeti állapotban a víz oldott anyag koncentrációja  $0$  mol/m<sup>3</sup>, míg a beinjektált tartomány koncentrációja  $1$  mol/m<sup>3</sup>, továbbá 1% sűrűségkülönbséget definiáltam a tartományoknak. A külső határfelületek koncentráció tekintetében szigetelő, mechanikailag feszültség- és forrásmentesek. A diffúziós együtthatót izotrópna feltételeztem. A jelenséget leíró egyenletrendszer [13]: a diffúziós egyenletet (39)) valamint az összenyomhatatlan Navier-Stokes egyenletet {32)-34)} a Comsol Multiphysics [14] véges elemes programmal oldottuk meg. Megoldási módszerünk az UMFPACK (Unsymmetric MultiFrontal method) direkt eljárás volt, Lagrange-quadratic véges elem disztribúció mellett [15].

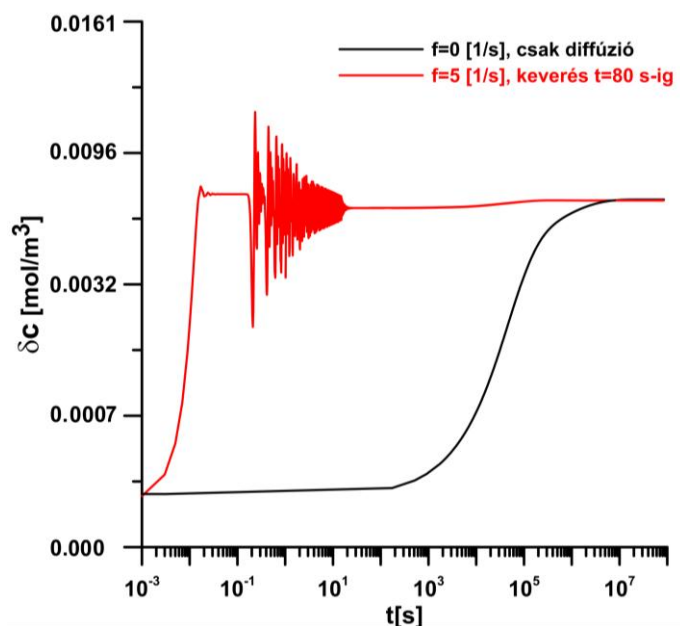
$$\frac{\partial c}{\partial t} + \text{div}(-D \text{grad} c) = -u \text{grad} c \quad (32)$$

$$\rho \frac{d\mathbf{u}}{dt} = \rho \mathbf{g} - \nabla p + \eta \Delta \mathbf{u} \quad (33)$$

$$\text{div} \mathbf{u} = 0 \quad (34)$$

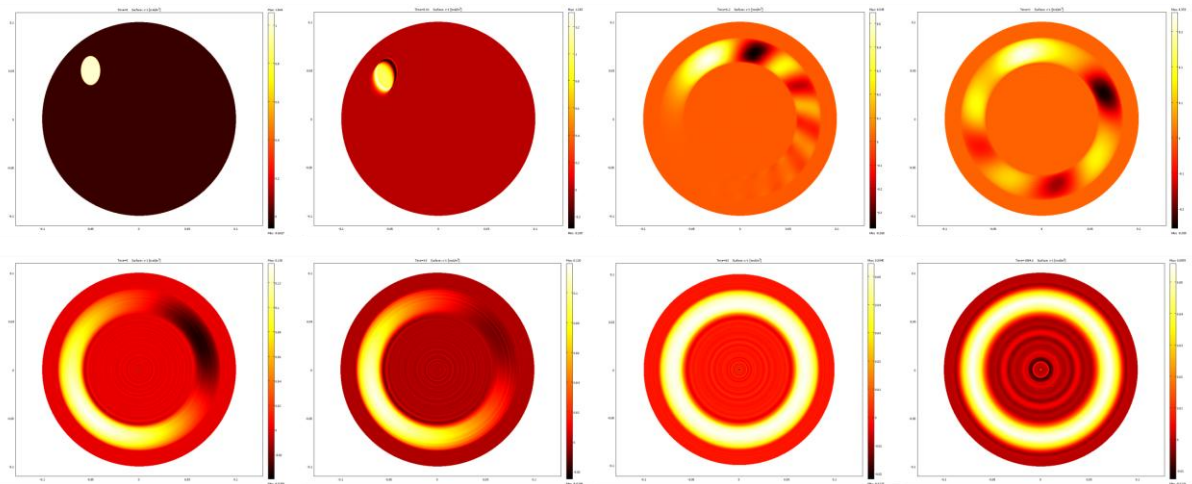
### Kétdimenziós modell

A probléma felvetésekor nem tudtam biztosan, hogy milyen számításigénnyel rendelkezik egy ilyen, keveréses-diffúziós probléma megoldása, így a kisebb számításigényű, kétdimenziós problémával kezdtem először foglalkozni. Kétféle esetet vizsgáltunk: első esetben a víz átlagos diffúziós együtthatójával számolva ( $D \sim 10^{-9} \text{ m}^2/\text{s}$ ) megnéztük, hogy a folyadék mennyi idő alatt homogenizálódik, erre közel 1000 nap adódott. A második modellsorozatban a 0. időpillanattól kezdve 80 másodpercen keresztül  $f=5 \text{ 1/s}$  keverési frekvencia mellett moving mesh (mozgó rács) modellt alkalmazva kevertük a folyadékot, majd magára hagytuk. A moving mesh technika alkalmazásánál a rács fordulatszáma függvény, ami simított heaviside függvény volt, 0,1 másodperc alatt érte el maximális értékét ( $f=5 \text{ 1/s}$ ) a numerikus hibák csökkentésének érdekében. A rács körülbelül 50000 elemet tartalmazott. Ebben az esetben a keverés hatására jóval hamarabb, már néhány perc alatt gyakorlatilag beállt a homogén állapot (5.1. ábra), természetesen a keverés után is fellép némi nagyon lassú változás a diffúzió miatt, azonban ennek hatása marginális, maximálisan 1%.



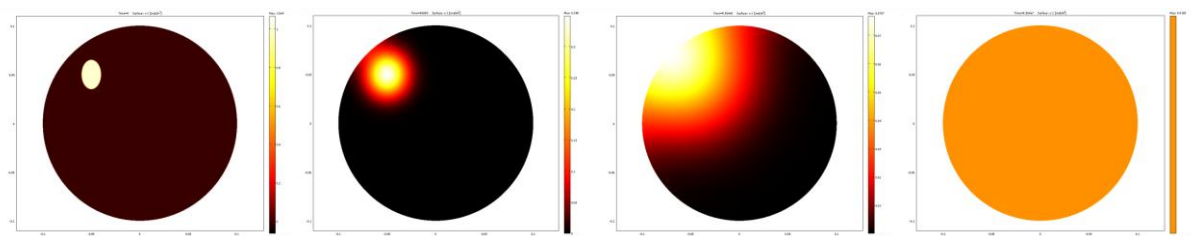
5.1. ábra: A koncentráció homogenizálódása keveréssel és csak diffúzióval

Az 5.1 ábrán és 5.4.B ábrán látható piros görbe oszcillációja arra vezethető vissza, hogy a koncentrációmérést minden tartományra átlagolva végeztem, kivéve azt a tartományt, ahová a nagyobb koncentrációjú anyag injektálása történt, ezt azért végeztem így, hogy az átlagos koncentráció zero értékről induljon a  $t=0$  s időpillanatban az ábrák szemléletessége kedvéért. Ez az oka annak is, hogy nagyon rövid idő elteltével már szinte a homogenizálódott átlagkoncentráció értékre felugrik a görbe. Rövid idő elteltével ugyanis szinte a teljes aktivitáskoncentráció kikerül abból a térfogatból ahová injektáltuk, s így az átlag nagyon közel lesz a véglegeshez, ahogy az első kör véget ér a keverésben, akkor jelennek meg az 5.1. és 5.4.B. ábrán látható piros tüskék. Az 5.2. ábrán látható pillanatképek a keveredés hatására kialakuló koncentráció eloszlást mutatják,  $t=0, 0,01, 0,2, 1, 5, 10, 60, 900$  s. Az ábrákon a színskála a többletkoncentráció megjelenése érdekében dinamikusan változik.



5.2. ábra: A keverés hatása kétdimenziós modelltartományon; ( $t=0, 0,01, 0,2, 1, 5, 10, 60, 900$  s); a színskála a koncentráció értéket jelöli dinamikus skálán

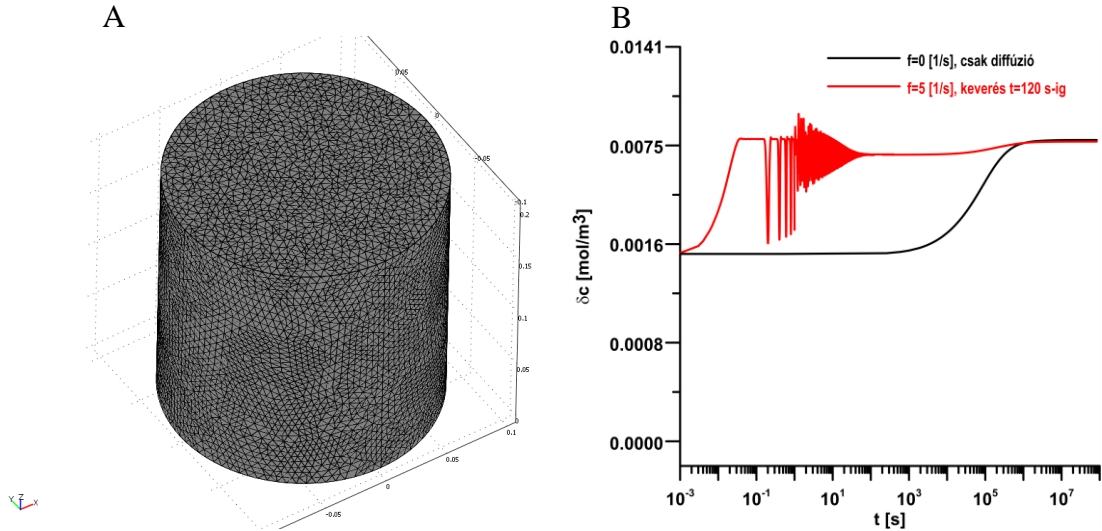
Az 5.3. ábrán a tiszta, keverés nélküli diffúzió hatása látható, 1 nap, 10 illetve 1000 nap elteltével, 1000 nap a stacionárius állapotnak felel meg.



5.3. ábra: A diffúzió hatása kétdimenziós rendszerben ( $t=0, 1, 10, 1000$  nap); a színskála az adott ponton kiszámolt koncentráció értéket jelöli dinamikus skálán

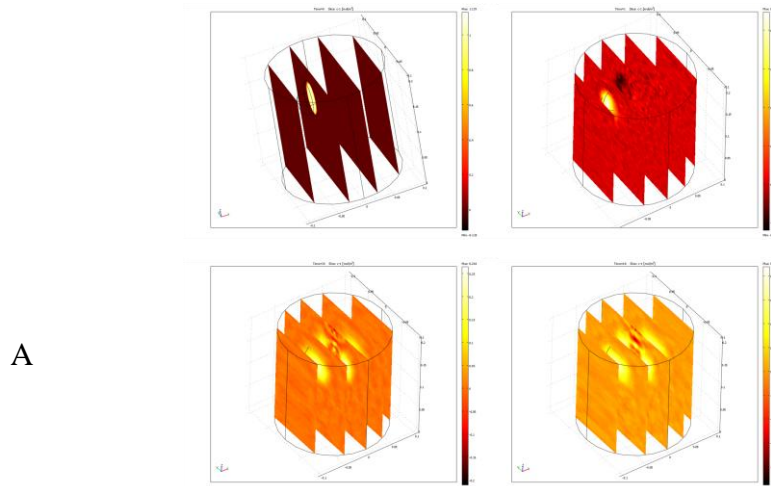
## Háromdimenziós modell

Háromdimenziós esetben is a fentiekhez hasonló vizsgálatokat végeztem el, azaz vizsgáltam csak a diffúzió hatását, illetve moving mesh módszert alkalmazva szimuláltam a keverést. A használt véges elemes rács az 5.4A. ábrán látható, körülbelül 70000 tetraéder elemből épül fel. A számítások elvégzésére az ELTE Geofizikai és Űrtudományi Tanszék szerverén (24 Intel Xeon mag és 96 GB RAM; ebből 12 GB-ra volt szükség) kaptam lehetőséget.

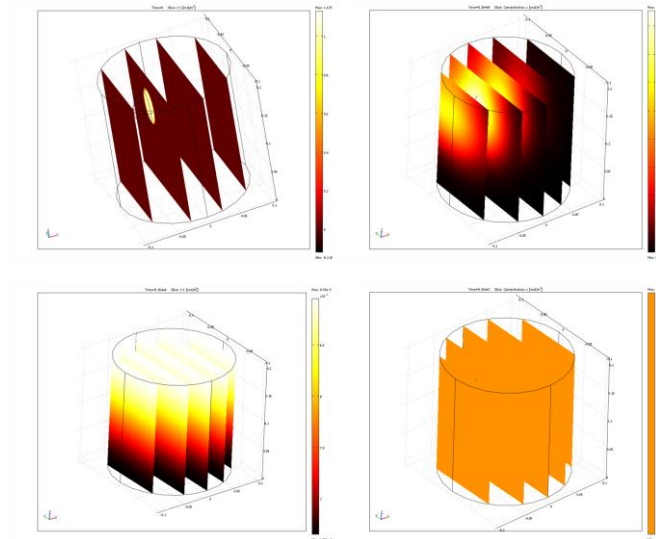


5.4. ábra: 'A': A háromdimenziós számításra használt rács; 'B': A koncentráció változása az idő függvényében keverés mellett és csak diffúzió vezérelt esetben

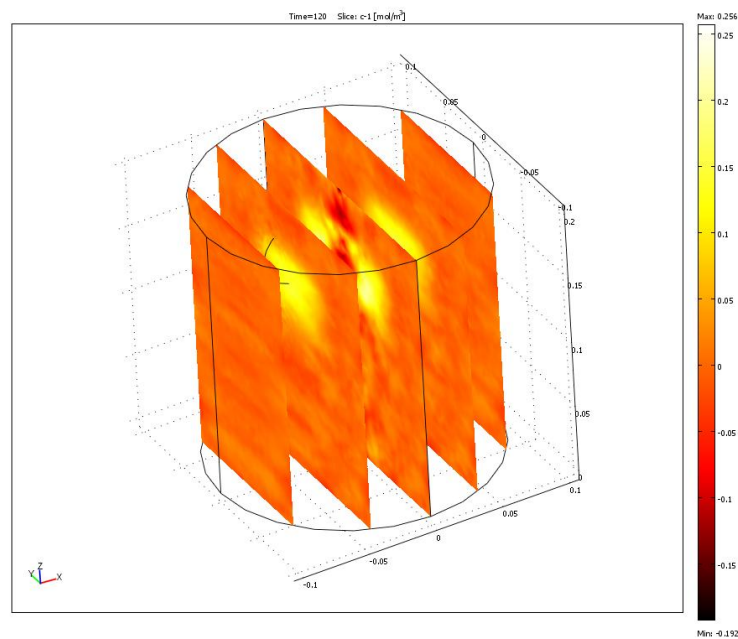
A koncentráció-idő függvényeket az 5.4B. ábra mutatja. Háromdimenziós esetben a szinte tökéletes homogenizálódáshoz (keverés mellett) kb. 120 másodperc kell, míg a kétdimenziós modellben ez 80 másodperc alatt végbement. Az 5.5.A ábra mutatja a keverés melletti koncentráció-homogenizálódást, valamint az 5.5.B ábrán látható a diffúzió vezérelte folyamat.



B



5.5. ábra: 'A': Keverés melletti koncentrációváltozás ( $t=0, 1, 30, 60$  s); 'B': Diffúzió vezérelte koncentrációváltozás ( $t=0, 1$  nap,  $100$  nap,  $1000$  nap); a színskála az adott ponton kiszámolt koncentráció értéket jelöli dinamikus skálán



5.6. ábra: 120 másodpernyi keverés után kialakult háromdimenziós koncentráció eloszlás

Az eredmények azt mutatják, hogy egyértelműen szükség van a keverésre, a valósághoz közelebb álló háromdimenziós modell két perc keverés után már az 5.6. ábrán látható homogenizálódási állapothoz jut, amelyről azt jelenthetjük ki, hogy kis térfogatban  $\sim 15\%$ -os inhomogenitás még található benne az injektálás eredeti síkjában, azonban az átlagos térfogati koncentráció már igen közel van az egyensúlyihoz, ahogy az 5.4.B ábrán látszik.



Összességében elmondható, hogy a modell az alapvető jelenséget jól leírja. A valóságban a keverés nem csupán egy szinte egyenletes forgatást jelent, így a modell alapján azt mondhatjuk, hogy 120 másodpernyi „valóságos”, azaz némileg (irány és sebesség szerint is) véletlenszerű keverés mellett nagyon jó eséllyel homogenizálódik a térfogat 1-2 %-os becsült hibával.

## 6. Összefoglalás

Diplomamunkám során a NEMA NU-2 2007-es ajánlásban szereplő méréseket végeztem el. A leírt öt mérésből mindegyiket elvégeztem a Pozitron-Diagnosztika Központban található Siemens TruePoint HD PET/CT készüléken, továbbá a képminőség vizsgálatára szolgáló mérést elvégeztem a Debreceni Egyetem Nukleáris Medicina Intézetében található Philips Gemini TF 64 PET-kamerán is. Diplomamunkám során először a PET-kamerák teljesítményét mérő kísérletek elméleti leírását tekintettem át, majd a kísérletek elvégzéséről adtam számot, később az elvégzett kísérletek eredményeit közöltem. Az ajánlásban szereplő mérésleírások elemzése során egyértelművé vált számomra, hogy az ajánlások törekednek ugyan a lehető legpontosabb fogalmazásra, de sok helyen kétséget hagynak az olvasóban. Továbbá sok olyan állítás szerepel bennük, amiket gyakorlatilag nem lehet kivitelezni; bizonyos információ gyártótól való beszerzése nem megoldható. A mérések kivitelezése és kiértékelése éppen ezért komoly kihívások elé állított és volt olyan eset, mikor már későn ébredtem rá az elkövetett hibára (érzékenység-vizsgálat szinogramjainak kitörlése), így diplomamunkám során már nem volt lehetőségem korrigálni. Diplomamunkám legfőbb témája, a PET-kamerák teljesítményellenőrzésére szolgáló mérések kivitelezése tulajdonképpen sikerrel elkészült, azokat a méréseket, amelyekhez külön kellett volna aktivitást gyártani sajnos nem tudtam elvégezni, de az vizsgálandó efféketust minden esetben sikerült kimutatnom.

A térbeli felbontás vizsgálatánál a kiértékelés egyértelműen meg van határozva, a legpontosatlanabb fogalom a pontforrás fogalma a leírás alapján is, így a mérések nehezen összevethetők más eredményekkel. Ennek fényében állíthatom, hogy ez a mérés sikeres volt, hiszen a FOV közepétől 1 cm-re a gyári értékeket ~10 %-on belül sikerült reprodukálni. A 10 cm-es radiusz eredményei nem rendelkeznek hasonló pontossággal. Együtt szeretnék említést tenni a 3.2. és 3.4. fejezetben leírt mérési eredményekről: ezek az eredmények diplomamunkámba sajnos csak tájékoztató jelleggel tudnak bekerülni, mivel nem állt módomban a klinikai vizsgálatok után használva a kamerát a méréshez szükséges aktivitás. Az adatok ugyan tájékoztató jellegűek, de a kiértékelés módszereit megfelelően kidolgoztam, így a mérés bármikor elvégezhető volna. Az egyedüli számszerűen is elfogadható eredmény ezekből a mérésekből a szórásfrakció mértéke, mert azt kis aktivitású állapotból kell számolni. Az érzékenység vizsgálatát sikeresen elvégeztem, bár a mérést-kiértékelést két pontban lehetne továbbfejleszteni, érdemes volna szinogramokkal számolni, továbbá

gondosabban ügyelni arra, hogy az aktivitáskoncentráció tényleg homogén legyen a vonalforrásban. A számszerű érték a gyári érték ~90%-nak adódott. A képminőség vizsgálat a legkomplexebb vizsgálat, kiértékelése bonyolult feladat. Az eredmények éppen ezért sokrétűek, összefoglalásként annyi mondható el, hogy a képminőség jellemzésére kiértékelt számértékek sokszor becsapósak lehetnek, így minden alkalommal valóban szükséges a tényleges képek megjelenítése a kiértékelésben.

Diplomamunkám 4. fejezetében egy új, egyedi szív-PET vizsgálati módszerrel foglalkozom. Az elmúlt másfél év során megismerkedtem a módszerrel, ami alkalmas szöveti vérátfolyás abszolút skálán való mérésére és ez által a szív vérellátásának bármilyen problémájának felderítésére. Az új módszer előnyei a hagyományosnak tekinthető SPECT-es szív vizsgálatnál szemben például a kisebb páciensdózis és a csak egyszeri, gyors vizsgálat. A legfőbb előny azonban az abszolút mérési skála, amely segítségével kimutathatók olyan betegségek, amik relatív skálán mérve nem (pl. háromér-betegség). Az elmúlt másfél évben 13 páciens vizsgálata történt meg a Pozitron-Diagnosztika Központban és az eredmények jó egyezést mutatnak az irodalomban is talált értékekkel.

Diplomamunkám 5. fejezetében egy szimulációs feladat megoldását ismertetem. A kérdés megoldása arról ad információt, hogy egy adott térfogatba injektált eltérő koncentrációjú anyagmennyiség milyen időskálán homogenizálódik. Ez a kérdés a PET-kamerák képminőség vizsgálatára szolgáló mérés kivitelezése közben fogalmazódott meg bennem, mivel ott igen fontos szempont a forró pontokként való gömbök megtöltése előtti homogenizálódás. A szimulációt Comsol Multiphysics programban végeztem diffúziót és keverést feltételezve. A keverés modellezésére moving mesh módszert alkalmaztam. A szimuláció eredményeként azt kaptam, hogy keverés nélkül az egy helyre injektálás követően napok alatt történik meg a térfogat teljes homogenizálódása, viszont a valósághoz közelebb álló, háromdimenziós modell eredményei szerint is két perc keverés hatására a koncentráció kb. 2 százalékos inhomogenitással kiegyenlítődik.

Összességében véleményem szerint egy sokrétű és érdekesítő diplomamunka eredményei olvashatók e dokumentumban.

## 7. Köszönetnyilvánítás

Szeretnék hálás köszönetet mondani Dr. Lengyel Zsoltnak, témavezetőmnek türelméért és a másfél éves diplomamunkám során nyújtott sok segítségéért.

Szeretnék köszönetet mondani Dr. Pesznyák Csillának, belső konzulensemnek a diplomamunkám során nyújtott ösztönzéséért, ötleteiért és támogatásáért.

Szeretnék köszönetet mondani Dr. Balkay Lászlónak a mérések kiértékelése során felmerült kérdéseimre adott megfontolt válaszaiért és a kiértékelő programok megírásában nyújtott jelentős segítségéért.

Szeretnék köszönetet mondani Dr. Tóth Gyulának a mérések előkészítésében való közreműködéséért.

Szeretném megköszönni a Pozitron-Diagnosztika kft.-nek, hogy diplomamunkám rendelkezésemre bocsátották a mérésekhez szükséges fantomokat, illetve lehetőséget kaptam a PET/CT készülék használatára.

Szeretném megköszönni a Scanomed kft.-nek, hogy mérést végezhettem PET/CT kamerájukon.

Végül, de nem utolsó sorban szeretnék köszönetet mondani bátyámnak, Herein Mátyásnak a szimulációs számítások kivitelezésében nyújtott segítségéért és az ELTE, TTK Geofizikai és Űrtudományi tanszékének, hogy a szimulációs számításokhoz rendelkezésemre bocsátották a Comsol Multiphysics programot és a tanszék egyik szerverét.

## 8. Irodalomjegyzék

- [1] National Electrical Manufacturers Association. NEMA Standards Publication NU-2-2007: Performance Measurements of Positron Emission Tomographs. Rosslyn, VA: National Electrical Manufacturers Association; 2007
- [2] International Atomic Energy Agency. IAEA Human Health Series No. 1: Quality Assurance for PET and PET/CT Systems, Vienna, VA: International Atomic Energy Agency, 2009
- [3] Let's Play PET, 2002  
[http://www.uib.no/med/avd/miapr/arvid/MOD3\\_2002/Billedannelse/lets\\_play\\_PET.pdf](http://www.uib.no/med/avd/miapr/arvid/MOD3_2002/Billedannelse/lets_play_PET.pdf)
- [4] Siemens Medical, Biograph TruePoint PET CT, Systems Specification, Siemens Medical Solutions USA, 2006
- [5] Tankönyv Fizikusoknak, 3. fejezet: Nukleáris Medicina, 2012,  
<http://oftankonyv.reak.bme.hu/tiki-index.php?page=TankonyvFizikusoknak>
- [6] FDG PET and PET/CT: EANM procedure guidelines for tumour PET imaging: version 1.0, Eur J Nucl Med Mol Imaging, 2010 January, 37(1), 181-200
- [7] PTW Freiburg gyári honlap: [http://www.ptw.de/quality\\_control\\_nm.html](http://www.ptw.de/quality_control_nm.html)
- [8] Frederic H. Fahey, Data Acquisition in PET Imaging, PET Center, Wake Forest University School of Medicine, Winston-Salem, North Carolina, 2002
- [9] IEEE Trans Med Imaging. PET Image Reconstruction Using Information Theoretic Anatomical Priors, 30(3): 537-549, 2011
- [10] Porenta et al.: Noninvasive determination of myocardial blood flow, oxygen consumption and efficiency in normal humans by carbon-11 acetate positron emission tomography imaging; Eur J Nucl Med, 1999 26:1465-1574
- [11] PMOD Technologies, PMOD Cardiac Modeling (PCARD) User's Guide, Version 3.2, 2010
- [12] Integration of Coronary Anatomy and Myocardial Perfusion Imaging, Marcelo F. Di Carli et al. J Nucl Med 2007; 48:783–793

- [13] S. CHANDRASEKHAR 1961. Hydrodynamic and Hydromagnetic stability. Clarendon; press. Oxford.
- [14] Zimmerman W. B. J. 2006: Multiphysics modeling with finite element methods. World Scientific Publishing Company, 2006, pp. 432.
- [15] M. FEISTAUER 1993. Mathematical methods in fluid dynamics. Longman Scientific and Technical. New York.

## 9. Függelékek

### 9.1. I. függelék

Gyűjtési protokoll a 2.2. fejezetben leírt méréshez.

	Időtartam (s)	Szünet (s)	Aktivitás (gyűjtés kezdetekor) (kBq)	Gyűjtési intervallumok másodpercben	Átlagos aktivitás
1. gyűjtés	900	2100	185000	<b>1-900</b>	176503,52
2. gyűjtés	900	2100	134933,50	<b>3001-3900</b>	128736,42
3. gyűjtés	900	2100	98416,48	<b>6001-6900</b>	93896,51
4. gyűjtés	900	2100	71782,05	<b>9001-9900</b>	68485,33
5. gyűjtés	900	2100	52355,70	<b>12001-12900</b>	49951,16
6. gyűjtés	900	2100	38186,69	<b>15001-15900</b>	36432,89
7. gyűjtés	900	900	27852,23	<b>18001-18900</b>	26573,07
8. gyűjtés	600	600	23047,77	<b>19801-20400</b>	22334,72
9. gyűjtés	600	600	20314,59	<b>21001-21600</b>	19686,10
10. gyűjtés	600	600	17905,54	<b>22201-22800</b>	17351,58
11. gyűjtés	600	600	15782,16	<b>23401-24000</b>	15293,90
12. gyűjtés	600	600	13910,60	<b>24601-25200</b>	13480,23
13. gyűjtés	600	600	12260,97	<b>25801-26400</b>	11881,65
14. gyűjtés	600	600	10806,98	<b>27001-27600</b>	10472,63
15. gyűjtés	600	1200	9525,40	<b>28201-28800</b>	9230,71
16. gyűjtés	900	900	7882,29	<b>30001-30900</b>	7520,28
17. gyűjtés	900	900	6522,61	<b>31801-32700</b>	6223,04
18. gyűjtés	900	900	5397,47	<b>33601-34500</b>	5149,58
19. gyűjtés	600		4466,41	<b>35401-36000</b>	4328,23

## 9.2. II. függelék

A 3.1. pontban leírt kiértékelés tizedértékszélességei

FBP - Tizedértékszélesség (mm)	FOV középpontjában			Eltolt helyzetben		
	1. pont	2. pont	3. pont	1. pont	2. pont	3. pont
Laterális irány	7,22	8,7	8,78	7,44	7,84	9,26
Anterior-Posterior irány	7,68	9,18	8,02	7,46	9,42	7,84
Axiális irány	10,86	12,63	11,76	10,8	11,04	12,63
TrueX - Tizedértékszélesség (mm)	FOV középpontjában			Eltolt helyzetben		
	1. pont	2. pont	3. pont	1. pont	2. pont	3. pont
Laterális irány	3,88	5,56	5,82	5,4	5,82	6,6
Anterior-Posterior irány	4,06	5,98	5,8	3,94	6,1	5,64
Axiális irány	4,86	5,6	5,36	5,24	5,74	5,56

## 9.3. III. függelék

### Analízis a véletlen beütések ismeretében

Minden  $j$ . gyűjtés  $i$ . szinogramjában a középponttól 12 cm-nél távolabb lévő pixelek értékét 0-val kell egyenlővé tenni. A véletlen beütések száma ( $C_{r,i,j}$ ) úgy kapjuk, hogy minden egyes beütést összeadunk a szinogramon.

### Szórási frakció meghatározása

A szórási frakciót minden  $j$ . gyűjtés  $i$ . szeletére meg kell határozni. ( $SF_{i,j}$ ). A következő képlet szolgál a meghatározásra.

$$SF_{i,j} = \frac{\sum_{j'} C_{r+s,i,j} - \sum_{j'} C_{r,i,j}}{\sum_{j'} C_{TOT,i,j} - \sum_{j'} C_{r,i,j}}$$

A teljes rendszer szórási frakcióját a következő képpen kapjuk:

$$SF_j = \frac{\sum_i \sum_{j'} C_{r+s,i,j} - \sum_i \sum_{j'} C_{r,i,j}}{\sum_i \sum_{j'} C_{TOT,i,j} - \sum_i \sum_{j'} C_{r,i,j}}$$



Számlálási sebességek (ráták) és zaj ekvivalens számlálási sebesség (NECR)

Minden j. gyűjtésre ki kell számolni a következőket:

- A teljes esemény ráta ( $R_{TOT,i,j}$ )

$$R_{TOT,i,j} = \frac{C_{TOT,i,j}}{T_{acq,j}}$$

- A valós esemény ráta ( $R_{t,i,j}$ )

$$R_{t,i,j} = \frac{(C_{TOT,i,j} - C_{r+s,i,j})}{T_{acq,j}}$$

- Random ráta ( $R_{r,i,j}$ )

$$R_{r,i,j} = \frac{C_{r,i,j}}{T_{acq,j}}$$

- Szórt esemény ráta ( $R_{s,i,j}$ )

$$R_{s,i,j} = \frac{C_{r+s,i,j} - C_{r,i,j}}{T_{acq,j}}$$

ahol  $T_{acq,j}$  a j. gyűjtés hossza.

Minden rendszerben (kivéve azokat, amikben követlen véletlen esemény kivonás van beépítve) ki kell számolni a zaj ekvivalens számlálási sebességet ( $R_{NEC,i,j}$ ) minden j. gyűjtés minden i. szeletére. A következő képletet kell használni:

$$R_{NEC,i,j} = \frac{R_{t,i,j}^2}{R_{TOT,i,j}}$$

Azokban a rendszerekben, amikben közvetlen véletlen esemény kivonás van beépítve, a következő képlet használata szükséges:

$$R_{NEC,i,j} = \frac{R_{t,i,j}^2}{R_{TOT,i,j} + R_{r,i,j}}$$

A teljes rendszerre jellemző számlálási sebességek a szeleteken mért számlálási sebességek összegeként kapható meg:

$$R_{TOT,j} = \sum_i R_{TOT,i,j}$$

$$R_{t,j} = \sum_i R_{t,i,j}$$

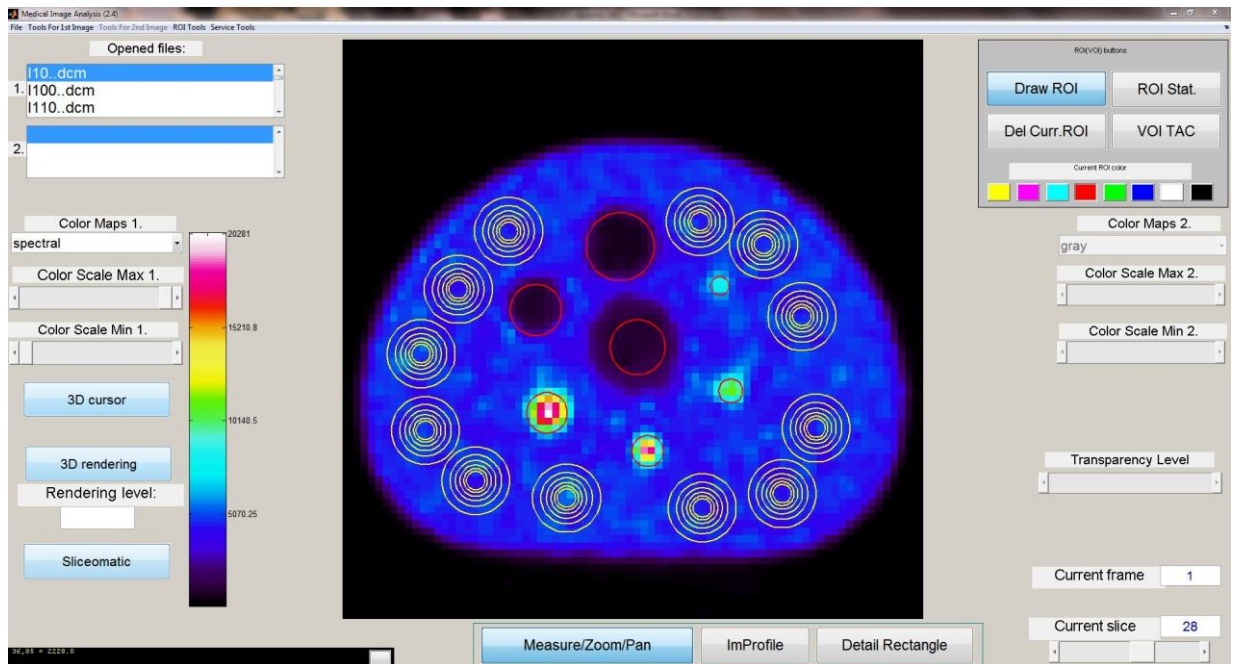
$$R_{r,j} = \sum_i R_{r,i,j}$$

$$R_{s,j} = \sum_i R_{s,i,j}$$

$$R_{NEC,j} = \sum_i R_{NEC,i,j}$$

## 9.4. IV. Függelék

A MIA kiértékelő program grafikus felületét és a rajta elhelyezhető ROI-kat bemutató ábra.



9.1. ábra: A MIA program grafikusfelülete és az IQ kiértékeléshez elhelyezett ROI-k