

MSC DIPLOMAMUNKA

CT KAMERÁK LEKÉPEZŐ-KÉPESSÉGEINEK
ÖSSZEHASONLÍTÓ VIZSGÁLATA

BOJTOS I. PÉTER

TÉMAVEZETŐ:

Dr. Balkay László

tudományos főmunkatárs
Nukleáris Medicina Intézet

Debreceni Egyetem
Orvos- és Egészségtudományi Centrum

TANSZÉKI KONZULENS:

Dr. Légrády Dávid

egyetemi docens
Nukleáris Technikai Intézet

Budapesti Műszaki
és Gazdaságtudományi Egyetem



M Ű E G Y E T E M 1 7 8 2

Orvosi fizika MSc szak
Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem
Természettudományi Kar

2012

CÉLKITŰZÉS

Diplomamunkám során célul tűzöm ki három – különböző gyártmányú (GE, Philips, Siemens) – 64 szeletes rétegfelvételező diagnosztikai berendezés (a továbbiakban CT készülék¹) PT² paramétereinek vizsgálatát, a Philips kamerához tartozó speciális fantom segítségével.

Munkám során tervezem elvégezni az egyes PT adatok meghatározását változó scan paraméterek mellett. Terveim közt szerepel továbbá olyan jelenségek és összefüggések vizsgálata, melyeket a három kamerával történő mérések miatt nem lehet készülék, illetve gyártóspecifikusnak tekinteni. Ilyen paraméterek például a Hounsfield egység állandósága, vagy a szórás paraméterfüggősége. Nem utolsósorban célom készülékek összehasonlítása a képalkotó képességek és dózisok együttes figyelembevételével, valamint az ehhez szükséges módszer megalkotása.

A TÉMAVÁLASZTÁS INDOKLÁSA

A CT készülékek összehasonlítására nem létezik általánosan elfogadott protokoll. A szakirodalomban fellelhető néhány cikk a CT berendezések összehasonlíthatóságának vizsgálatára, viszont egyik sem nevezhető átfogó tanulmánynak. Munkám során célom kidolgozni a készülékek összehasonlításához használatos protokollt, melyben megadom az összehasonlítás módját és a kiértékelés menetét. A munkám gyakorlati alkalmazása segítségével a későbbiekben sorrendet lehet tenni a készülékek között egy "jósági" paraméter segítségével.

¹ A képalkotásban használt terminológia alapján a kamera fogalmat is használom a CT készülék helyett.

² PT – Performance Test.

ÖNÁLLÓSÁGI NYILATKOZAT

Alulírott Bojtos István Péter orvosi fizika szakos hallgató kijelentem, hogy a dolgozatomat a Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem Nukleáris Technikai Intézetében készítettem Orvosi Fizika MSc diploma megszerzése érdekében.

Kijelentem, hogy a dolgozatot más szakon korábban nem védtem meg, saját munkám eredménye, és csak a hivatkozott forrásokat (szakirodalom, eszközök, stb.) használtam fel.

Budapest, 2012. május 23.

.....

aláírás

TARTALOMJEGYZÉK

1	ELMÉLETI BEVEZETŐ	1
1.1	A tomografikus képalkotó technikák	1
1.2	A CT képalkotás fizikai alapjai	1
1.2.1	Fotonok kölcsönhatása anyagi közeggel	1
1.2.2	Polikromatikus röntgenforrások	4
1.2.3	Fotonok detektálása CT készülékekben	6
1.3	A CT berendezés működése	6
1.3.1	A gantry szerepe, a forgó cső-detektor páros	7
1.3.2	A rebin szerepe (parallel-beam, fan-beam)	7
1.3.3	A projekciók szerepe, minimális száma	7
1.3.4	Szinogram	8
1.3.5	Rekonstrukciós algoritmusok	8
1.4	A Hounsfield egység, mint a gyengítés mértéke	9
1.4.1	A Hounsfield-skála tulajdonságai	9
1.5	A CT készülékekben alkalmazott leggyakoribb kalibrációk és korrekciók	10
1.5.1	Alapvonal-visszaállítás	10
1.5.2	Levegő-kalibráció és korrekció	10
1.5.3	Nyalábkeményedés korrekciója	10
1.6	A CT dózisének meghatározása	10
2	VIZSGÁLT ÖSSZEFÜGGÉSEK LEÍRÁSA	12
2.1	Hounsfield egység reprodukálhatósága, linearitása, áramfüggetlensége	12
2.2	Hounsfield egység szórásának áramfüggése	12
2.3	CNR értékének függése a fizikai paramétereiktől	13
2.4	Hounsfield egység feszültségfüggése	13
2.5	Fizikai méretek megbízhatóságának vizsgálata	13
3	A MÉRÉS KÖRÜLMÉNYEI ÉS A MÉRÉSI PARAMÉTEREK	14
3.1	A mérés helyszínei és időpontjai, az alkalmazott berendezések	14
3.2	A méréshez használt humán-fantom	14
3.2.1	A fantom test része	15
3.2.2	A fantom fej része	15
3.2.3	A fantom régióinak anyaga és Hounsfield értékei	16
3.3	A felvételek és a rekonstrukciók változtatott paramétere	16
3.4	A kész mérési adatok	17
4	A MÉRÉSI ADATOK FELDOLGOZÁSA	18
4.1	A DICOM formátumról röviden	18
4.2	A Medical Image Analysis (MIA) programcsomag	18
4.2.1	Változtatásaim a MIA programcsomagban	18
4.3	A Gnuplot frontend	19
4.4	A mérési adatok kiértékelésének menete	20

4.4.1	A Hounsfield egységekkel kapcsolatos eredmények előállítása	20
4.4.2	A méretek megbízhatóságával kapcsolatos vizsgálatok eredményeinek előállítása	20
5	VIZSGÁLT ÖSSZEFÜGGÉSEK ÉS EREDMÉNYEIK	21
5.1	Hounsfield egység reprodukálhatósága, linearitása, áramfüggetlensége	21
5.2	Hounsfield egység szórásának áramfüggése	21
5.2.1	Konklúzió	22
5.3	CNR értékének függése a fizikai paraméterektől	24
5.3.1	Konklúzió	24
5.4	Hounsfield egység feszültségfüggése	25
5.4.1	Konklúzió	26
5.4.2	A feszültségfüggés vizsgálata szimulációval	29
5.5	Fizikai méretek megbízhatóságának vizsgálata	29
5.5.1	Konklúzió	30
6	CT KAMERÁK ÖSSZEHASONLÍTÁSA	31
6.1	AZ összehasonlítás lehetséges módozatai	31
6.1.1	Kvalitatív összehasonlítás	31
6.1.2	CT számok szórásának összehasonlítása	31
6.1.3	CNR értékek összehasonlítása	31
6.1.4	Dózissal normált CNR bevezetése	32
6.2	Készülékek összehasonlítása FOM értékeik segítségével	33
6.2.1	Összehasonlítás eredménye	34
7	ÖSSZEFOGLALÁS	35
	Irodalomjegyzék	37

ELMÉLETI BEVEZETŐ

1.1 A TOMOGRAFIKUS KÉPALKOTÓ TECHNIKÁK

A mindennapi orvosi gyakorlatban egyre nagyobb szerephez jutnak a tomográfiás képalkotó módszerek, segítségükkel az emberi test egészéről térbeli strukturális és funkcionális információkhoz jutunk. Strukturális képalkotásnak nevezzük az olyan modalitásokat, melyek a szervekről valamilyen fizikai tulajdonság (például protonszűrűség, elektronsűrűség) alapján anatómiai információt szolgáltatnak. Funkcionális képalkotásnak azokat a módokat kell tekinteni, ahol a sejtek működéséről (tipikusan szőlőcukor-halmozás) nyerünk információt.

A leggyakoribb strukturális képalkotó technikák:

- a CT (Computed Tomography) és
- az MRI (Magnetic Resonance Imaging)
- a 3D ultrahang
- az optikai tomográfia.

A leggyakoribb funkcionális képalkotó technikák:

- a SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography)
- a PET (Positron Emission Tomography) és
- az MRI¹.

A tomográfiás képalkotás eredménye egy olyan szelet-sorozat, melyeket egymás után helyezve valódi térbeli információt kapunk, ahol a szeletek vastagsága többnyire módosítható.

A képalkotás folyamata két önálló lépésből áll: az **adatgyűjtés** során valamilyen módon adatot gyűjtünk mérés által, majd a **képrekonstrukciókor** a gyűjtött adatokból előállítjuk a képeket. Mivel ezek a lépések különállóak, lehetőségünk van egy adatgyűjtés eredményét többféle paraméterrel rekonstruálni, így különböző információkhoz juthatunk újabb mérés nélkül.

1.2 A CT KÉPALKOTÁS FIZIKAI ALAPJAI

1.2.1 Fotonok kölcsönhatása anyagi közeggel

Amikor egy polikromatikus fotonnyaláb keresztülhalad az emberi testen, számos bonyolult folyamatot válthat ki. Röviden áttekintem a

¹ Az MRI szekvenciától függően alkalmas funkcionális vagy strukturális képek előállítására egyaránt.

következőkben a fotonok kölcsönhatásának módjait anyagi közeggel, ezáltal vázolva a képképzés során mért mennyiség mögött található fizikai jelenségeket.

A fotonok az anyag több alkotójával is kölcsönhatásba léphetnek, melyek a következők:

- **elektron** - gerjesztést vagy ionizációt okozhat, akár több lépésben
- **atommag** - abszorpció (5 MeV feletti energiákon)
- **atom elektromágneses tere** (1 MeV feletti energiákon párkeltés formájában)

Mivel a CT-s képképzés esetén ritkán fordulnak elő 140 keV-nél nagyobb energiájú fotonok, így csak az elektront, mint kölcsönható partnert tekintem a továbbiakban.

Foton-elektron kölcsönhatások

A foton-elektron kölcsönhatás eredménye lehet ionizáció nélküli gerjesztés, további ionizáció (ilyenkor az elektronpályáról kilökött elektron béta sugárzásként viselkedik), vagy szekunder fotonsugárzás is. Ezen folyamatok mindegyikére jellemző, hogy a kölcsönhatás után a foton nem a kölcsönhatás előtti energiával és nem az eredeti irányban fog továbbhaladni, tehát mérhetővé válik a jelenségek valószínűsége. [1, 2]

Ha tekintünk egy adott energiával rendelkező fotonra, mely valamilyen anyagon halad át, akkor a foton bizonyos valószínűséggel kölcsönhatásba lép az anyag valamely atomjával. Ez a valószínűség függ a foton energiájától, az adott anyagtól és attól a hosszától, melyet a foton az anyagban megtesz. Az anyagoknak ezt a tulajdonságát jellemezzük lineáris gyengítési tényezőjükkel, mely azt mutatja meg, hogy a benne adott energiával és adott hosszon áthaladó foton mekkora valószínűséggel lép kölcsönhatásba az anyag egy atomjával. A lineáris gyengítési tényező jele μ , mértékegysége pedig $\frac{1}{cm}$. A lineáris gyengítési tényezőtől kölcsönhatási valószínűséget lehet meghatározni, nagysága pedig nem lehet nagyobb, mint 1.

Foton-elektron kölcsönhatások fajtái

A foton-elektron kölcsönhatás lehet teljes abszorpció², Compton-szórás és extrém esetekben rugalmas szórás is.

Teljes abszorpció során a foton a teljes energiáját átadja egy – rendszerint belső (K, L) elektronhéjon lévő – elektronnak. Mivel a foton energiája jóval nagyobb az ionizációs küszöbenergiánál, ezért a foton energiájának és az ionizációs energiának a különbsége az elektron kinetikus energiáját fogja növelni.

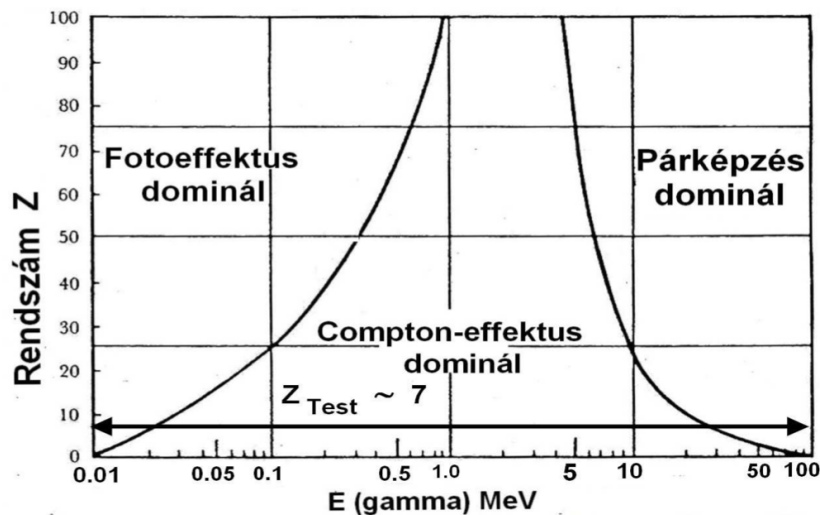
Compton-szórás során a beérkező foton az atom egy – általában külső héjon elhelyezkedő – elektronján szóródik, miközben energiájának egy részét átadja a szóró elektronnak.

2 A teljes abszorpciót nevezik még fotoeffektusnak is.

A párkeltés nem lehetséges a kis energiák miatt, a Rayleigh- és Thomson-szórás pedig nem jellemző a CT képalkotás során használt fotonenergiákon és a vizsgált atomokkal.

A fentiek alapját tehát a Compton-szórás és a teljes abszorpció határozza meg a röntgensóból érkező fotonok elnyelését.

Az egyes energiákon és különböző rendszámú anyagok elektronjain más és más kölcsönhatások dominálnak. Az energia és rendszám-függés az 1. ábrán látható.



1. ábra. Az egyes kölcsönhatások rendszám és energiafüggése (forrás: [2])

Nyalábgyengülés modellje

Eddig a fotonok anyaggal való kölcsönhatását ismertettem. Mivel egyetlen foton esetén csak valószínűségről lehet kijelentéseket tenni, a gyakorlatban nem mérhető közvetlenül a kölcsönhatás valószínűsége. Képalkotás során a korábban ismertetett lineáris gyengítési tényezőt mérjük fotonnyaláb statisztikája segítségével.

Ha egy anyagrészen áthaladó fotonnyalábot tekintünk, melynek minden fotonja azonos energiával rendelkezik³, akkor a nyaláb minden egyes fotonja a fenti valószínűség szerint lép kölcsönhatásba az anyaggal. Így kellő számú foton esetén a kölcsönhatásban résztvevő fotonok aránya közelíteni fogja a lineáris gyengítési tényezővel jelzett valószínűséget, ezáltal közvetlenül becsülhetővé válik a lineáris gyengítési tényező.

Tekintsünk egy elhanyagolható átmérőjű monoenergiás fotonnyalábot, melyben egy homogén anyagba való belépése előtt a fotonok száma $N(0)$. Ha felírjuk a kölcsönható fotonok számát egy infinitezimális dx szakaszra, ahol a τ és σ a fotoeffektus és Compton-szórás lineáris gyengítési tényezője a vizsgált energián, az (1) egyenlethez jutunk. Mivel a Compton-szórás és a fotoeffektus egymástól függetlenül következnek be, a két valószínűség összeadható, így összegüként képezhető a teljes lineáris gyengítési tényező. [3]

3 Az ilyen nyalábot nevezzük monoenergiás nyalábnak.

$$\frac{dN(x)}{dx \cdot N} = -\tau - \sigma = -\mu \quad (1)$$

Az (1) egyenletet megoldásával a monoenergiás fotonnyaláb foton-számának mélységtől való függéséhez jutunk ((2) egyenlet). A megoldáskor fel kell tételezni, hogy a lineáris gyengítési tényező csak az energiától függ és a helytől nem (vagyis a kölcsönható anyag homogén).

$$N(x) = N(0) \cdot e^{-\mu \cdot x} \quad (2)$$

A (2) egyenlet általánosítható, ha meg kívánjuk határozni az egyes energiákkal rendelkező fotonokat. A (3) képlet az E energiájú fotonok számát adja meg a hely függvényében:

$$N(x, E) = N(0, E) \cdot e^{-\mu(E) \cdot x} \quad (3)$$

A valóságos esetekben általában nem homogén anyagokkal dolgozunk, ezért a fenti egyenletek nem használhatóak valós esetekre. Az inhomogenitást figyelembe vehetjük a lineáris gyengítési tényező helyfüggésének bevezetésével. Ha ismert μ energia- és helyfüggése ($\mu(\vec{x}, E)$) valamint a forrás által E és $E + dE$ energiaintervallumban emittált fotonok száma ($S(E)$), akkor a detektálható fotonok teljes száma a (4) képletből számolható.

$$N_{det} = \int S(E) \cdot e^{-\int_{path} \mu(\vec{x}, E) d\vec{s}} dE \quad (4)$$

1.2.2 Polikromatikus röntgenforrások

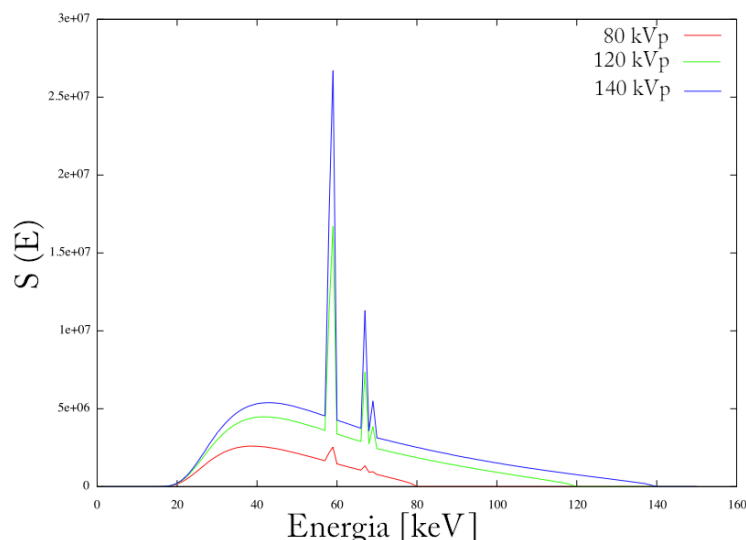
A CT képalkotó alkalmazások során általában nem monoenergiás fotonnyalábokat használunk, hanem valamilyen mesterséges röntgenforrást, például röntgensövet. Ennek fizikai hátterét és műszaki megvalósítását tekintem át röviden a következőkben.

A röntgensövek működésének fizikai alapjai

A röntgenforrások működésének fizikai elve az, hogy ha egy anyagot elektronokkal bombázunk, akkor az elektronok fékezési röntgensugárzás⁴ és karakterisztikus röntgensugárzás során fotonemissziót váltanak ki. A fotonok spektrumát jelentősen befolyásolja a fotonok elnyelődése az elektronokkal bombázott anyagban, azaz az önabszorpció. Az önabszorpció hatása, hogy az alacsonyabb energiás komponensek alulreprezentáltak a spektrumban.

A spektrumra egy példa látható a 2. ábrán.

⁴ Nemzetközi szakirodalomban egységesen Bremsstrahlung.



2. ábra. Szimulált röntgenspektrum egy cső 80, 120 és 140 kVp feszültsége esetén [4, 5]

A röntgensövek műszaki megvalósítása

A röntgenső egy üvegfalú vákuumcső, melynek katódja és anódja közé nagyfeszültséget (~30-300 kV) kapcsolnak, majd a katódból kilépő elektronok az anód felé gyorsulnak a feszültség hatására. A röntgenső egyik problémája, hogy az elektronok által szállított energia nagy része (~99%-a) hőként jelenik meg az anódon, nem távozik onnan foton formájában. Ennek kiküszöbölésére a mai, modern, nagy hőkapacitású röntgenforrások forgó anódot tartalmaznak, melyek több ezres fordulatszámuk révén már nem mennek tönkre huzamosabb igénybevétel esetén sem, a forgás révén ugyanis egyenletesebb lesz a hőterhelésük. Egy mai, átlagos forgóanódos röntgenső terhelhetősége megközelíti vagy meg is haladja a 100 kW-ot.

A CT berendezésekben használt röntgensövek kapacitása indokoltá teszi az aktív hűtést, melyet általában olaj keringetésével szoktak megvalósítani.

A tápfeszültség szabályozásáról nagyfeszültségű táp gondoskodik, ez felel a röntgenső teljesítményének szabályozásáért. További feladata a dózismoduláció által igényelt gyors áramváltozások biztosítása.

A röntgensövek spektrumának szerepe a képalkotásban

A röntgensőből kilépő fotonok energia szerinti eloszlása (lásd: 2. ábra) messze nem közelíthető monoenergiásként. Mivel minden cső spektruma más és más, a CT képek nem lennének összehasonlíthatóak. Tekintsük azt az esetet, amikor ismert a röntgenforrás energiaspektruma ($S(E)$) és a gyengítési tényező energiától való függése ($\mu(E)$). Ekkor az adott polikromatikus forrással meghatározható μ értéke az (5) képlet alapján lesz számolható.

$$\mu_{mért} = \frac{\int \mu(E) \cdot S(E) dE}{\int S(E) dE} \quad (5)$$

1.2.3 Fotonok detektálása CT készülékekben

A nagyenergiás röntgen fotonok detektálása a CT készülékekben nem közvetlenül, hanem általában valamilyen kristály segítségével történik, amely a röntgensugárzást látható fényvé alakítja.

A CT-s képalkotásban viszonylag nagy fotonszámokkal dolgozunk, az egyes események pedig nem kell, hogy megkülönböztethetők legyenek. Ezért a CMOS vagy CCD fotodiódák használata terjedt el, ezekkel alakítják át a látható fényt elektromos jellé, a dióda elektromos jelét AD-k segítségével digitalizálják. Így kapható a CT képrekonstrukciójának nyers bemenete.

A detektálás fizikai alapjai

A kristályban zajló fizikai folyamat a szcintilláció. A szcintilláció egy olyan lumineszcens folyamat, amely során az abszorbeált sugárzást követően látható fényt emittál a kristály.

A kristályban lévő elektronok energianívójában található egy valenciasáv (melyben alapállapotú energiával rendelkező elektronok helyezkednek el) és egy vezetési sáv. A két energiasáv közötti állapot a tiltott sáv, ezt nem tölthetik be elektronok. A sugárzás hatására a kristály elektronjai felgerjesztődnek a vezetési sávba, ahonnan a legerjesztődés energiakülönbségét látható fényfoton formájában adják le, ezt detektáljuk a diódák segítségével.

A CT detektorok jellemzői

A CT készülékek detektor-rendszerében detektorok sokasága helyezkedik el egy sorban. Egy modern CT több száz detektort tartalmaz. Ezen detektorokat a könnyebb javíthatóság és gyártás érdekében detektor-modulokba rendezik. A detektorok által gyűjtött analóg jelet digitalizálják, amit különféle technikákkal (csúszógyűrű, vezeték nélküli adatátvitel, stb.) juttatnak el az adatgyűjtő és feldolgozó rendszernek.

A detektorok egyes pixelei sorokban helyezkednek el. A CT-k fejlődése részben abban mutatkozik meg, hogy egyre több és több detektorsort tartalmaznak a készülékek. A CT szeleteinek maximális száma megegyezik a CT detektorainak soraival.

1.3 A CT BERENDEZÉS MŰKÖDÉSE

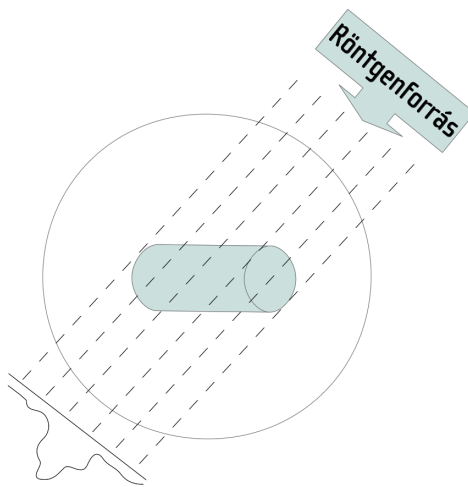
A CT berendezések tomografikus képeiket alapvetően két adatgyűjtési módban képesek elkészíteni. **Axiális** felvételkor a cső-detektor páros a páciens körül kör alakú pályát ír le. Ennél valamivel bonyolultabb a **spirális** képalkotás, amikor a cső-detektor páros egy spirális pályát ír le.

Az egyszerűség érdekében a CT működését egyszeteles modellen fogom áttekinteni axiális felvétel esetére. A többszeletes és spirális felvételek ennél jóval bonyolultabbak, de visszavezethetők az itt ismertetett eljárásra.

1.3.1 A gantry szerepe, a forgó cső-detektor páros

Az első generációs CT berendezésekben – a röntgenforrással szemben – pusztán egyetlen detektor volt, ezt kellett lineárisan mozgatni. Miután lineárisan több lépésben felvettek egy projekciót, el kellett forgatni az egész berendezést (vagy a mérendő testet). A mai berendezések már úgy oldják meg a felvételt, hogy egy forgó gyűrűre helyezik a cső-detektor párost, és a gyűrű belső részében foglal helyet a páciens. A forgó gyűrűt szokás gantry-nek is nevezni.

A több mérési pontban történő mérés az 1.2.3. szakaszban ismertett detektorsorral valósul meg, így egyszerre többszáz pontban mérhető meg egyidejűleg a páciensből kilépő fotonnyaláb. A gantry forgatásával az egyes projekciók gyors egymásutánban vehetők fel⁵. A felvételt szemlélteti a 3. ábra.



3. ábra. Projekció parallel-beam esetén

1.3.2 A rebin szerepe (parallel-beam, fan-beam)

A gantry megjelenésével szükségessé vált a felvételezett adatok átrendezése, azaz a rebin, ennek oka a következő: a CT forrása úgynevezett fan-beam nyalábot állít elő, melyet a körívben elhelyezett detektorokkal detektálnak. Mivel a képrekonstrukció során alkalmazott matematikai formulák párhuzamos röntgennyalábok esetén állnak csak fent, ezért szükséges a gyűjtött adatokat átcsoportosítani. Az átcsoportosításkor nem történik a nyersadatoknak semmilyen változtatása, csak azok átcsoportosítása interpoláció közbeiktatásával.

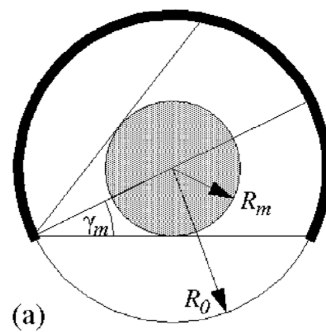
1.3.3 A projekciók szerepe, minimális száma

A képalkotáshoz szükséges minden egyes trajektóriáról legalább egyetlen nyalábot lemérnünk⁶. Párhuzamos nyalábok (úgynevezett

⁵ A leggyorsabb mai CT-k esetén nem ritka a 2-3 fordulat/másodperc forgási sebesség sem.

⁶ Az egyes projekciók és a 180°-kal elforgatott társaik ugyanazt az eredményt adják, ezért ez már redundáns mérési adatot adna.

parallel-beam) esetén elegendő lenne 180° -nyi adat, de az alkalmazott fan-beam nyaláb miatt $180^\circ + \gamma_{fan}$ felvételre van szükségünk (ahol γ_{fan} a sugarak nyílásszögének a fele). [6] Ezt szemlélteti a 4. ábra.

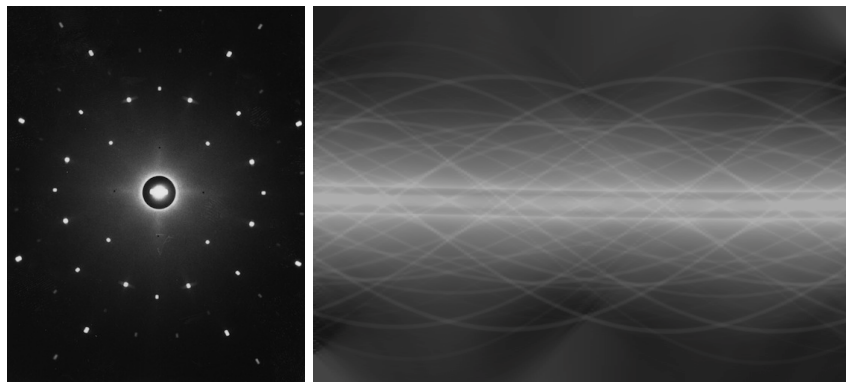


4. ábra. Fan-beam esetén szükséges felvételek számának ábrája (forrás: [6])

1.3.4 Szinogram

A képrekonstrukciós algoritmus tényleges bemenete a szinogram, mely nem más, mint az egyes projekciók (1 dimenzió) szög szerint növekvő sorrendben történő egymás mellé helyezése. Ennek pixelmérete a projekció pontjainak száma (jellemzően a soronkénti detektor-szám) és a felvett projekciók szorzata (ennek minimális számáért lásd az 1.3.3. szakaszt).

Egy példa a szinogramra az 5. ábrán látható.



5. ábra. Kép és annak radon transzformáltja, azaz a szinogram

1.3.5 Rekonstrukciós algoritmusok

A CT képrekonstrukciójának legelterjedtebb algoritmus a szűrt visszavetítés (FBP: Filtered BackProjection), mivel a magas fotonszám miatt nem generál lényeges zajt a képekre. Emellett kezdenek terjedni az iteratív képrekonstrukciós algoritmusok.

Az iteratív módszerek elterjedésének elsődleges oka az, hogy kisebb fotonszám – és ezáltal alacsonyabb dózis – mellett is elfogadható, zajjal kevésbé terhelt képeket eredményeznek. Az iteratív algoritmu-

sok ugyanakkor nagyobb számítási kapacitást igényelnek, ezért várható magára a módszer széleskörű alkalmazása, ugyanis mára váltak csak általánosan elérhetővé a nagy (több Tflops⁷) számítási kapacitású GPU⁸-k és klaszterek, melyeken elfogadható idő alatt lefuttathatók a kívánt algoritmusok.

1.4 A HOUNSFIELD EGYSÉG, MINT A GYENGÍTÉS MÉRTÉKE

Ha az (5) alapján meg akarjuk határozni az egyes mért anyagaink gyengítési tényezőjét, akkor bonyolult eljárásokat kellene alkalmaznunk. Ehhez szükség lenne arra, hogy megismerjük a röntgenspektrumot és az adott mérési konfigurációt, valamint a detektálni kívánt anyag gyengítési-spektrumát. Sokkal egyszerűbb relatív skálát bevezetnünk, ahol előre meghatározott anyag gyengítési tényezőjéhez viszonyítjuk a vizsgált anyag gyengítési tényezőjét.

Annak érdekében, hogy a különböző CT eszközökkel mért gyengítési együtthatókat össze lehessen hasonlítani, a (6) képlettel a víz és a levegő gyengítési tényezőjének segítségével a μ értékeket a dimenziótlan ún. Hounsfield-skálára transzformálják.

$$HU = \frac{\mu_{mért} - \mu_{H_2O}}{\mu_{H_2O}} \cdot 1000 \quad (6)$$

Ebből a képletből definíciószerűen következik, hogy a víz HU-ja 0, a levegőé pedig -1000 , mivel jó közelítéssel 0 a lineáris gyengítési tényezője.

A Hounsfield egységet szokták CT-számnak is nevezni, ezt is használni fogjuk a továbbiakban.

1.4.1 A Hounsfield-skála tulajdonságai

A Hounsfield-skála elméletileg tehát független a mérési konfigurációtól, mivel nem abszolút skálát, hanem relatív skálát használ: a víz és a levegő gyengítésére vezeti vissza a teljes mérést. Így két különböző készüléken egy adott anyag gyengítésére azonos értéket kell kapjunk.

A Hounsfield skálának a legnagyobb problémája az, hogy ha az adott anyag gyengítési spektruma lényegesen eltér a víz gyengítési spektrumától, akkor a Hounsfield skála az anyagon áthaladó fotonok energiaspektrumától erősen fog függeni.

⁷ FLOPS (vagy flops) - Floating point Operations Per Second – azaz egy másodperc alatt elvégezhető lebegőpontos műveletek száma.

⁸ GPU: Graphics Processing Unit.

1.5 A CT KÉSZÜLÉKEKBEN ALKALMAZOTT LEGGYAKORIBB KALIBRÁCIÓK ÉS KORREKCIÓK

1.5.1 Alapvonal-visszaállítás

A CT detektorok általában rendelkeznek egy sötétárammal, vagyis akkor is produkálnak jelet, amikor egyáltalán nincs röntgensugárzás. Ezen jel időbeli átlagát le kell vonni a jelből. Az időbeli átlag levonását hívjuk alapvonal-visszaállításnak.

1.5.2 Levegő-kalibráció és korrekció

Ez a korrekció hivatott kiküszöbölni az egyes detektormodulok csekély érzékenységbeli eltérését. Ezzel a rutinszerűen elvégzett kalibrációval meghatározzák, hogy az egyes detektorok mekkora jelet adnak gyengítés nélkül és ehhez viszonyítják a páciens gyengítésének mértékét.

1.5.3 Nyalábkeményedés korrekciója

A nyalábkeményedés (beam hardening) az a jelenség, amikor a röntgenspektrum kisebb energiás komponensei jobban elnyelődnek, így a teljes spektrum átlaga a nagyobb energiák felé tolódik. A képalkotásban figyelembe kell venni ezt a hatást.

A gyártók különféle algoritmusokat és kalibrációkat alkalmaznak, hogy csökkentsék a nyalábkeményedésből eredő műtermékek megjelenését.

1.6 A CT DÓZISÁNAK MEGHATÁROZÁSA

A vizsgálataimhoz az egyes CT készülékek dózist nem mértem, ennek oka a következő: a CT által okozott dózist a gyártó köteles speciális fantommal az átadás előtt megmérni és azt a készülékbe „betáplálni”, így a készülék minden egyes vizsgálat által okozott dózistól ad egy becslést. Mivel minden gyártó ugyanazt a fantomot használja ugyanolyan mérési leírás szerint, ezért az egyes készülékek dózisa összemérhető.

A vizsgálat során a vizsgált szervek nem ismertek a rendszer számára, így csak fizikai dózistra vonatkozó információk jelennek meg a szoftverben. A dózist a szoftvernek bele kell írnia a képek DICOM fejlécébe is, így az később is visszakereshető és a képpel együtt tárolódik.

A dózist két formában is megadják, ezek a következők:

- $CTDI_{VOL}$ (CT dose index térfogatra vetítve): a vizsgálat egységnyi hosszegységére eső fizikai dózis (mGy-ben kifejezve), mely figyelembe veszi az esetleges pitch értékét is.

- DLP (Dose Length Product): a vizsgálat teljes hosszára eső fizikai dózis (a $CTDI_{VOL}$ és a scanhossz szorzata mGycm-ben kifejezve).

Mivel vizsgálataim során a scan teljes hossza irreleváns, ezért csak a $CTDI_{VOL}$ értékét veszem figyelembe. Ez önmagában kifejezi a beállított fizikai paraméterek mellett leadott dózist és az összehasonlítást lehetővé teszi, ugyanis a scanhossz nem pontosan volt azonos a vizsgálatokban.

VIZSGÁLT ÖSSZEFÜGGÉSEK LEÍRÁSA

Számos összefüggést kívántam megvizsgálni diplomamunkám során. Ezek egy része fizikai törvényekből, a többi pedig az ezekből következő okfejtésekből származik. Minden vizsgált összefüggésnél kifejtem, hogy milyen alapgondolat alapján jutottam az összefüggésre, illetve milyen hozzátartozó matematikai/fizikai törvények és képletek tartoznak hozzá.

2.1 HOUNSFIELD EGYSÉG REPRODUKÁLHATÓSÁGA, LINEARITÁSA, ÁRAMFÜGGETLENSÉGE

Az egyes anyagok Hounsfield értékének pontos reprodukálhatósága klinikai jelentőségű. Nagyon fontos, hogy egy anyag HU értéke mindig azonos legyen. Meg fogom vizsgálni, hogy ismert gyengítési tényezőjű anyagok Hounsfield értéke mennyiben egyezik meg az irodalmi adatokkal.

2.2 HOUNSFIELD EGYSÉG SZÓRÁSÁNAK ÁRAMFÜGGÉSE

A kép zaját első közelítésben jól jellemzi a Hounsfield egység szórása a fantom egy homogén részén. Az anyaggal való kölcsönhatásban résztvevő adott energiájú fotonok száma Poisson eloszlást követ (mely a fotonszám nagysága miatt közelíthető normál eloszlásként), ezért monoenergiás nyaláb esetén közelítőleg a fotonszám négyzetgyökének reciprokával kell csökkennie a Hounsfield egység szórásának. Mivel a röntgenforrásból távozó fotonok energiája egy meghatározott eloszlást követ, a fotonszám változása nem változtatja meg az energia szerinti eloszlását a fotonoknak, azaz nem fogja befolyásolni a jelenlegi feltevést a fotonszám-változás.

A várt eredmény az tehát, hogy a HU értékének szórása a (7) szerint változik (ahol C egy tetszőleges konstans, σ^2 a kölcsönhatásban résztvevő fotonok eloszlásfüggvényének szórása, n_{foton} a képkalkotás-hoz „használt” fotonok száma). Mivel a fotonszám és a csőáram egyenes arányosságban állnak egymással, ezért a csőáram gyökével arányosan csökken a Hounsfield egység szórása.

$$D^2(HU) = \frac{C \cdot \sigma^2}{n_{foton}} \quad (7)$$

2.3 CNR ÉRTÉKÉNEK FÜGGÉSE A FIZIKAI PARAMÉTEREKTŐL

A (8) képlettel definiált CNR^1 értéke jól jellemzi a kész képet az egyes régiók detektálhatósága szempontjából. Mivel a háttér és a ROI² szórása eltérő, ezért a CNR-re csak annyi adható meg első közelítésben, hogy monoton növekvő értéket kell mutasson az áram és a szeletvastagság növelésével.

$$CNR = \frac{HU_{ROI} - HU_{Background}}{\sqrt{\frac{STD_{ROI}^2 + STD_{Background}^2}{2}}} \quad (8)$$

2.4 HOUNSFIELD EGYSÉG FESZÜLTSGFÜGGÉSE

A Hounsfield egység elméletileg független a mérési konfigurációtól. Megvizsgálom ezen kijelentés helytállóságát. Amennyiben a feszültségfüggés mégis igazolható, megkísérlem megmagyarázni a jelenséget.

2.5 FIZIKAI MÉRETEK MEGBÍZHATÓSÁGÁNAK VIZSGÁLATA

A klinikai gyakorlatban óriási jelentőséggel bír, hogy a rekonstruált felvételen az objektumok mérete megfeleljen azok valóságos méretének. Ennek vizsgálatát úgy végzem el, hogy megmértem az ismert méretű régiók méretét a képeken és összehasonlítom azokat az irodalmi méretükkel.

Emellett tervezem a szeletvastagság megbízhatóságának vizsgálatát is a fantom egy speciális régiójának segítségével (lásd a 3.2.2. szakaszt).

¹ CNR – Contrast to Noise Ratio, azaz jel-zaj arány, a detektálhatóság kvantitatív jellemzője.

² ROI – Region Of Interest, azaz releváns tartomány. A vizsgálatok alapja egy olyan tartomány, ahol valamilyen anyag helyezkedik el és jól elkülöníthető a többi anyagtól.

A MÉRÉS KÖRÜLMÉNYEI ÉS A MÉRÉSI PARAMÉTEREK

3.1 A MÉRÉS HELYSZÍNEI ÉS IDŐPONTJAI, AZ ALKALMAZOTT BE- RENDEZÉSEK

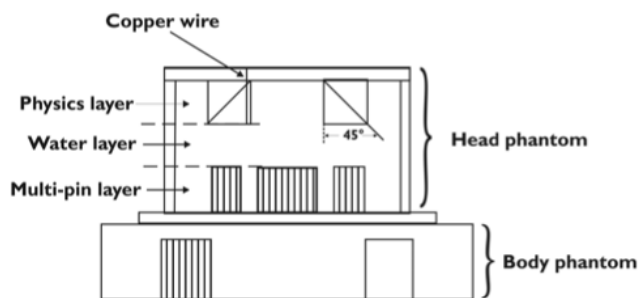
A mérésekhez használt CT berendezések és a mérések helyszínei-
időpontjai az alábbiak voltak:

- GE Lightspeed VCT
 - 2010. július 31.
 - Euromedic Diagnostics Magyarország Kft, Debrecen
- Siemens Somatom 64
 - 2010. október 2.
 - Országos Idegtudományi Intézet, Budapest
- Philips Brilliance 64
 - 2011. május 13.
 - Scanomed Kft., Debrecen
- Siemens Definition Dual Source CT
 - 2011. november 30.
 - Budafoki PET Centrum, Budapest

A legutolsó (PET Centrumban működő Dual Source CT) berende-
zés adataival való további munkát elvettem, ugyanis ez a készülék
a legnagyobb áram és feszültségérték mellett is nagyobb zajjal ren-
delkező képeket eredményezett, mint a többi készülék a legkisebb
feszültség és áram mellett.

3.2 A MÉRÉSHEZ HASZNÁLT HUMÁN-FANTOM

A mérésekhez egy – a Philips Medical Systems által a Philips Bril-
liance 64 készülékének napi rutinellenőrzéséhez használt – speciális,
a humán test összetételét szimuláló fantomot használtam. A fantom
két részből áll: test és fej részből. A test és fej rész pontos részleteit
a következőkben ismertetem. A fantom sematikus rajza a 6. ábrán
látható.



6. ábra. A Philips kamerához tartozó humánfantom felépítésének szemantikuss ábrája (forrás:[7])

3.2.1 A fantom test része

A fantom testet szimuláló része egy 300 mm átmérőjű nylon henger, melyben egy 25 mm átmérőjű teflon henger és egy szintén henger alakú 35 mm átmérőjű vizet tartalmazó lyuk van. A fantom test részének rekonstruált képe és a rajta kijelölt ROI-k a 7a. ábrán láthatóak.

3.2.2 A fantom fej része

A fantom fejet szimuláló része egy 200 mm átmérőjű, vízzel teli henger, melyben különféle anyagok helyezkednek el. A fantom fej részét körülveszi egy nagysűrűségű PVC héj, melynek CT-száma 1000 körül van, ez hivatott szimulálni a koponyacsont okozta sugárgyengülést.

A fej rész alján található hat darab, különböző anyagból készült henger, melyek anyaga lexan¹, perspex², polietilén³ és teflon⁴. Ebből négy homogén henger, melyek a Hounsfield egység ellenőrzésére szolgálnak. A másik két elem lyukak találhatóak, melyek közül az egyiket a lyukak félértékszélességének vizsgálatához használtam fel.

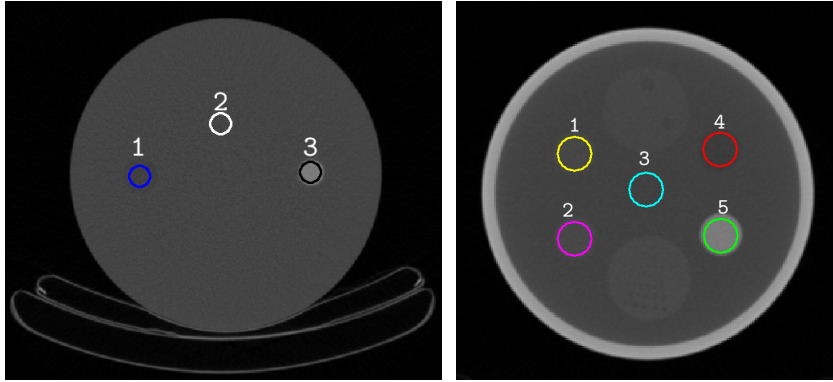
A fej részben a Hounsfield egység linearitását és reprodukálhatóságát a 7b. ábrán látható ROI-k segítségével határoztam meg.

1 Lexan – víztiszta, jó optikai tulajdonságokkal, hő- és ütésállóképességgel rendelkező, hőre lágyuló polikarbonát.

2 Perspex – üvegszerű, átlátszó műanyag (polimer), amely a metakrilsav metilészterének polimerje.

3 Polietilén – A polietilén az etilén polimerizációjaként jön létre, víztiszta műanyag.

4 Teflon – Poli(tetrafluoroetilén), vagy Politetrafluoretilén,. Fluoropolimer amit a tetrafluoroetilén monomer polimerizációs reakciójával gyártanak. Nem átlátszó.



(a) A fantom test részében kijelölt ROI-k (b) A fantom fej részében kijelölt ROI-k

7. ábra. A fantom egyes részei és az azokban kijelölt ROI-k

3.2.3 A fantom régióinak anyaga és Hounsfield értékei

A fantom ismert gyengítésű régiói 6 féle anyagból állnak. Ezek közül a víz és a teflon kétszer szerepel: a test és a fej egyaránt tartalmazza őket. Az egyes anyagok elhelyezkedését, környezetét és irodalmi Hounsfield értékét az 1. táblázatban tüntettem fel.

1. táblázat. A vizsgált anyagok és irodalmi Hounsfield értékeik [7]

Anyag	Környezet	Irodalmi Hounsfield érték
Lexan	Víz (FEJ)	116 ± 15
Perspex	Víz (FEJ)	140 ± 15 vagy 122 ± 15 [8]
Víz	Víz (FEJ)	0 ± 4
Polietilén	Víz (FEJ)	-75 ± 10
Teflon	Víz (FEJ)	1035 ± 50
Víz	Nylon (TEST)	0 ± 4
Nylon	Nylon (TEST)	100 ± 15
Teflon	Nylon (TEST)	890 ± 50 / 900 ± 50

3.3 A FELVÉTELEK ÉS A REKONSTRUKCIÓK VÁLTOZTATOTT PARAMÉTEREI

Vizsgálataim során igyekeztem az adott berendezés klinikai gyakorlatában alkalmazott protokollokat használni és azokon minimálisan módosítani csak, így például a kollimációt és a beállított rekonstrukciós kernelt változatlanul hagytam. Egyedül a röntgenső paramétereit változtattam, a minimális és maximális csőáram és csőfeszültség között több értéket is beállítottam. Ahol tudtam, a 2. táblázatban található csőparamétereket állítottam be a felvételhez⁵.

⁵ A Siemens készülékben a nagyfeszültségű táp nem tette lehetővé nagy feszültségek mellett nagy áramok alkalmazását, a Philips készülék szoftvere pedig nem engedte a 100 kV-os csőfeszültség beállítását.

2. táblázat. Beállított scan paraméterek

Csőfeszültség [kVp]	A csőfeszültséghez beállított csőáramok [$\frac{mAs}{slice}$]
80	50, 100, 150, 200, 250, 300, 400, 500
100	50, 100, 150, 200, 250, 300, 400, 500
120	50, 100, 150, 200, 250, 300, 400, 500
140	50, 100, 150, 200, 250, 300, 400, 500

3.4 A KÉSZ MÉRÉSI ADATOK

A berendezések mindegyike lehetővé tette az összes rekonstruált kép optikai lemezre történő kiírását, így a képeket elhozhattam későbbi kiértékeléseimhez. A kiírt adatok formátumát később ismertetem a [4.1.](#) szakaszban.

A MÉRÉSI ADATOK FELDOLGOZÁSA

A mérések adatait a rendszerek DICOM formátumban tették hozzáférhetővé. Ezen mérési adatokat dolgoztam fel, majd előállítottam belőlük a megfelelő grafikonokat a Hounsfield értékekkel kapcsolatos vizsgálataimhoz. Ezen kívül elvégeztem néhány speciális – a méretek megbízhatóságával kapcsolatos – kiértékelést is.

A feldolgozáshoz az alábbiakban ismertetett MIA programcsomagot és az általam írt Gnuplot alapú alkalmazást is használtam, melyeket a továbbiakban részletesen bemutatok.

4.1 A DICOM FORMÁTUMRÓL RÖVIDEN

A DICOM formátumot a NEMA¹ dolgozta ki és szabványosította az ISO 12052 szabványban. Diplomamunkám szempontjából csak a DICOM adattárolása lényeges, emiatt csak ezt tekintem át röviden.

A DICOM formátumban tárolt képek mindegyike külön fájlban van. Minden kép saját fejléccel rendelkezik, melyben a kép metaadatai találhatóak. Ez azért is előnyös, mert így elkerülhető, hogy a mérés paraméterei „elkavarodjanak” a képtől, annak szerves részét képezik.

A DICOM képek tömörítetlenek és a Hounsfield értéket tárolják minden pixelre.

4.2 A MEDICAL IMAGE ANALYSIS (MIA) PROGRAMCSOMAG

A DICOM formátumú képek megjelenítéséhez és feldolgozásához a Debreceni Egyetem Nukleáris Medicina Intézetében Matlab környezetben fejlesztett MIA programcsomagot használtam. A MIA előnye, hogy a szabványok szerint jeleníti meg a DICOM fájlokat, így elkerülhető, hogy egy CT-gyártó DICOM-megjelenítője gyártóspecifikus utófeldolgozást hajtson végre az adatokon. Erre a jelenségre hívta fel a figyelmet Jane Edwards is. [9]

Mivel a program binárisain túl megkaptam a forráskódot is, így azt szabadon módosíthattam az igényeimnek megfelelően.

A MIA azon túl, hogy képes olvasni a DICOM struktúrát és megjeleníteni a mérések adatait szeletenként, lehetőséget nyújt ROI-kat kijelölve a ROI-n belüli terület átlagának és szórásának meghatározására.

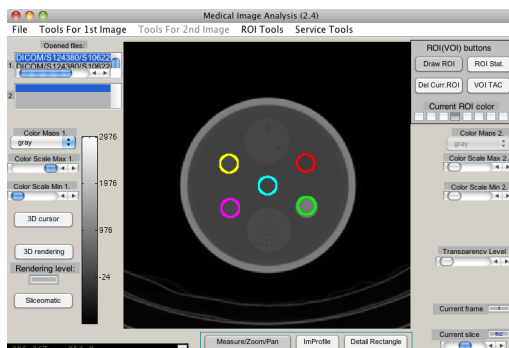
A MIA programcsomag képernyőképei a 8. ábrán láthatóak.

4.2.1 Változtatásaim a MIA programcsomagban

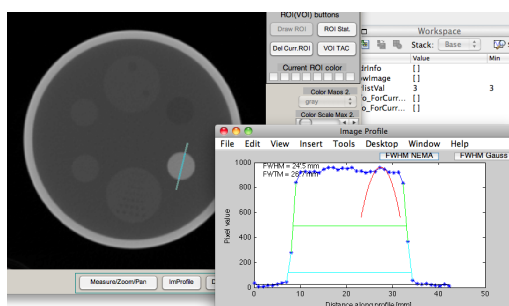
A félértékszélesség-mérő eszköz esetén éltem a forráskódhoz való hozzáférés előnyével. A félértékszélességet az eszköz a 0 alapvonal-

¹ NEMA – National Electrical Manufacturers Association.

hoz mérte, ami sok esetben a felvételeimen nem helytálló. Úgy módosítottam a forráskódon, hogy a félértékszélesség alapvonalát a régió legkisebb és legnagyobb értékei közötti alsó 10%-ba eső értékeire illesse és ahhoz képest mérje az objektum félértékszélességét. Az eszköz a 8b. ábrán látható.



(a) A MIA főablaka



(b) A MIA félértékszélesség-mérő modulja

8. ábra. A MIA csomag képernyőképei

4.3 A GNUPLOT FRONTEND

A Hounsfield egységgel kapcsolatos adatok grafikonon történő ábrázolásához írtam egy megfelelő programot, mely képes bemenetként az egyes ROI-k Hounsfield egységének átlaga és szórása alapján ábrázolni azok függését tetszőleges paraméterektől. Ezen felül képes a CNR értékének kiszámítására is a megadott ROI-ra.

A program további előnye, hogy kötegelten képes feldolgozni több ROI adatait több áram és feszültség mellett, így az összes általam igényelt grafikont képes előállítani viszonylag rövid idő alatt. Amennyiben szükséges az összes ROI-t is képes ábrázolni egy közös grafikonon.

A frontend UNIX-szerű rendszereken működik, ugyanis az azokon elterjedt eszközöket (bash, seq, make, stb.) használja, így használható Mac OSX és GNU/Linux rendszereken egyaránt. A program a Gnuplot legalább 4.2-es verzióját igényli, mivel azt használja a grafikonok előállítására.

4.4 A MÉRÉSI ADATOK KIÉRTÉKELÉSÉNEK MENETE

A mérési adataimat a MIA programcsomaggal és a Gnuplot-alapú programommal az alábbiakban ismertetett módon dolgoztam fel.

4.4.1 *A Hounsfield egységekkel kapcsolatos eredmények előállítása*

Az adatkiértékelés során a legjobb láthatóságú szeleten megrajzoltam a ROI-kat, majd kiszámoltam az adott ROI-kon belül a Hounsfield egység átlagát és szórását. Tettem ezt a fantom fej-részében és test-részében egyaránt.

A ROI-rajzolást és HU átlag-szórás számítást elvégeztem az összes felvételre, így kaptam a Gnuplot alapú program bemenő adatait. A programmal feldolgoztam az adatokat és megrajzoltattam vele a grafikonokat. A későbbi, könnyebb összehasonlíthatóság érdekében az egyes régiók Hounsfield egységeinek paraméterfüggését készülékenként közös y-tengellyel rajzoltam meg, hogy könnyedén összehasonlíthatóak legyenek az egyes készülékek grafikonjai.

4.4.2 *A méretek megbízhatóságával kapcsolatos vizsgálatok eredményeinek előállítása*

A MIA programcsomag módosított FWHM moduljával egy tetszőleges profil mentén meg tudtam határozni bármilyen objektum méretét. Meghatároztam a kisebbik lyukakat tartalmazó hengerbe fűrt lyukak méretét. Így meghatározhatom a leképezés méretbeli megbízhatóságát.

VIZSGÁLT ÖSSZEFÜGGÉSEK ÉS EREDMÉNYEIK

Jelölések a grafikonokon

Mivel számos adatot akartam egy grafikonon ábrázolni, ezért az áttekinthetőség kedvéért az alábbi jelölésekkel éltem, ahol szükségem láttam:

- Azon grafikonok esetében, melyeken a vízszintes tengelyen a feszültséget ábrázoltam, a következő konvencióval élék: az egyes adatpontok el vannak tolvva vízszintesen egymáshoz képest $3 - 3kVp$ értékkel, így ha a szórásokat is ábrázoltam, azok nem kerülnek fedésbe és áttekinthető marad a grafikon, ugyanakkor még egyértelműen leolvasható, hogy a 80, a 100, a 120, vagy a $140kVp$ értékhez tartozik-e az adott adat.
- Hasonló a konvenció a szeletvastagság esetén is, itt $0,3mm$ eltérésekkel ábrázoltam az adatokat.
- Az egyes ábrákon a pontok önkényes összekötése nem hivatott az interpolációt szemléltetni, oka pusztán az adatsorok és az adatok változásainak jobb reprezentálása.

5.1 HOUNSFIELD EGYSÉG REPRODUKÁLHATÓSÁGA, LINEARITÁSA, ÁRAMFÜGGETLENSÉGE

Megvizsgáltam, hogy az egyes készülékeken ismert gyengítésű anyagokra milyen Hounsfield értékeket kapok és azok megfelelnek-e az 1. táblázatban ismertetett irodalmi értékeknek. Ezen felül ellenőriztem, hogy a HU várható értéke független-e a beállított áramértéktől vagy sem.

A Hounsfield egység várható értékét az 5.4. szakaszban is használt grafikonokon vizsgáltam meg, ahol az adott feszültséghez, de különböző áramhoz tartozó értékeket hasonlítottam össze.

A grafikonok alapján elmondható, hogy a Hounsfield egység várható értéke független a vizsgálat során alkalmazott csőáramtól. Az ábrák alapján elmondható továbbá, hogy mindhárom készülék megfelelő a HU reprodukálhatósága és linearitása szempontjából. Fontos megjegyezni azonban, hogy a Hounsfield értékek nem függetlenek az anyagot körülvevő környezettől, ezt a Philips dokumentációja is feltünteti [7], ezért meg kell különböztetni az azonos anyagú, de különböző közegben lévő inhomogenitásokat.

5.2 HOUNSFIELD EGYSÉG SZÓRÁSÁNAK ÁRAMFÜGGÉSE

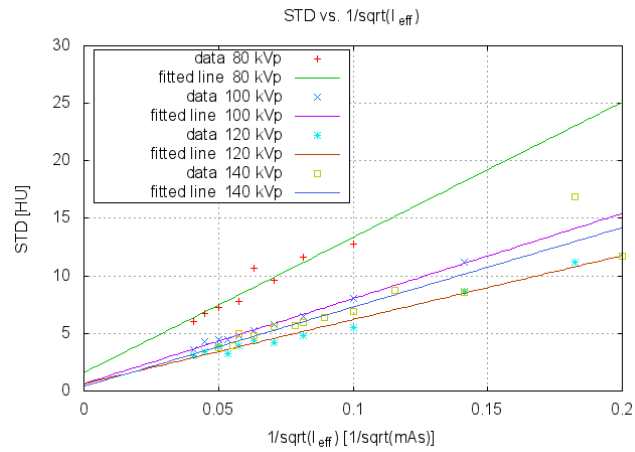
A 2.2 szakaszban leírtak alapján a szórás csökkenését az áram gyökével arányosnak vártam. Ennek bizonyítására a Hounsfield egység

szórását az áram gyökének reciproka függvényében ábrázoltam. Ha a feltevésem helyes, akkor a grafikon pontjai egy-egy egyenesbe kell essenek, melyek a nullában metszik a függőleges tengelyt¹.

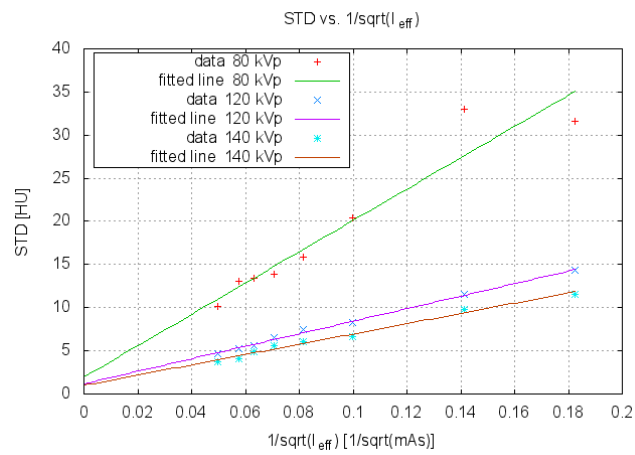
5.2.1 *Konklúzió*

Amint a 9. ábra grafikonjain látható, a CT szám szórásáról elmondhatjuk, hogy jó közelítéssel a csőáram gyökével skálázódik, tehát az elmélet beigazolódott.

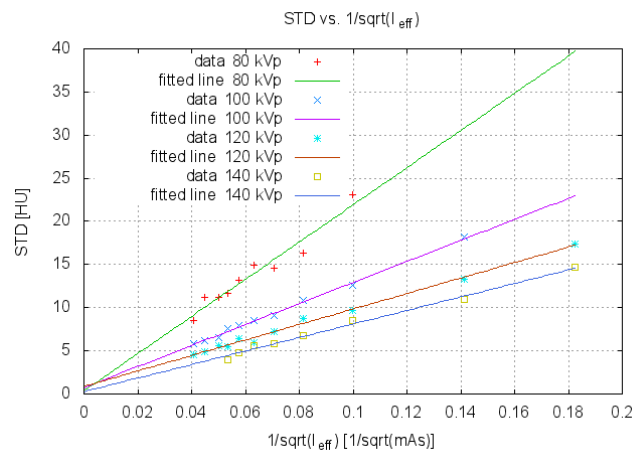
¹ A tengelymetszet oka, hogy végtelen áram (és ezáltal végtelen fotonszám) esetén a szórás nulla kell legyen.



(a) Vízben lévő teflon GE készüléken mérve



(b) Víz háttér Philips készüléken mérve



(c) Vízben lévő perspex Siemens készüléken mérve

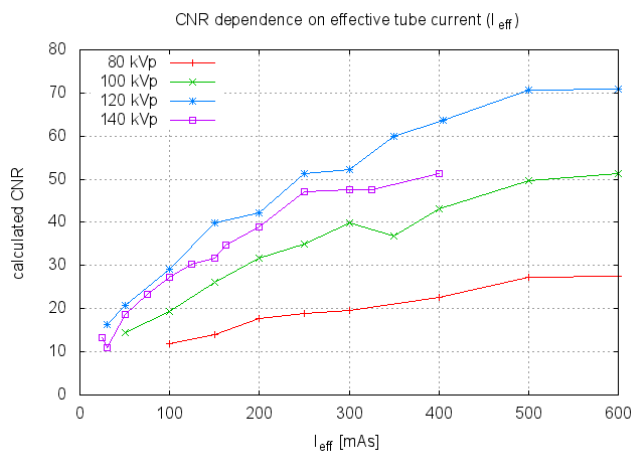
9. ábra. Anyagok Hounsfield értékének szórása és az effektív csőáram kapcsolata

5.3 CNR ÉRTÉKÉNEK FÜGGÉSE A FIZIKAI PARAMÉTEREKTŐL

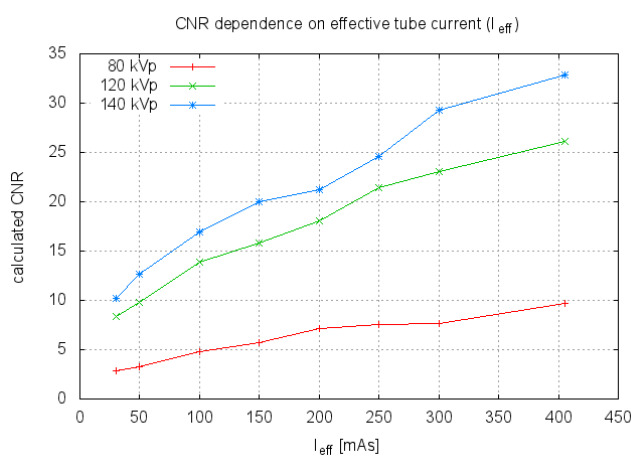
A 2.3 szakasz feltevését megvizsgáltam, miszerint a CNR monoton növekvő függvény az áram és feszültség növelésekor egyaránt. Ennek megállapítására ábrázoltam az egyes feszültségek mellett számított CNR értéket az áram függvényében minden anyagra. A CNR kiszámítására a (8) képletet alkalmaztam, háttérnek mindig a fantom adott részének legnagyobb volumenű anyagát tekintettem: a fantom test részében a vizet, a fej részében pedig a nylon-t.

5.3.1 Konklúzió

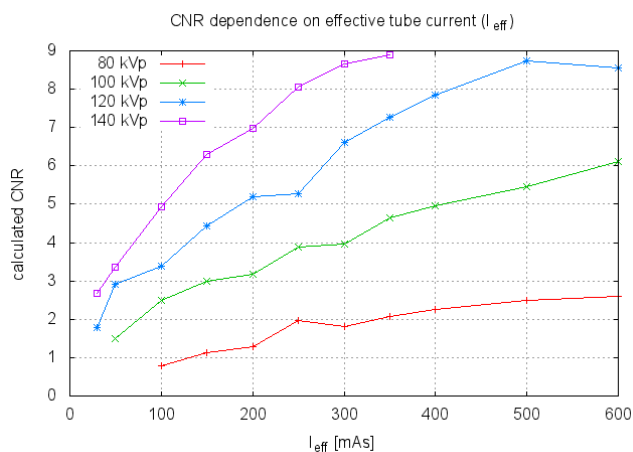
A 10. ábra grafikonjai alapján elmondható, hogy a CNR értéke valóban monoton növekvő függvénye a csőáramnak és csőfeszültségnek. (Kivételt képez a GE kamera 140 kV csőfeszültségű mérés-sorozata, ahol feltételezhetően kalibrálatlanság folytán a 140 kV-os mérések szórása nagyobb, mint a kisebb feszültségek esetén. Ennek következménye, hogy a CNR értéke alacsonyabb a többi mérésénél.)



(a) Vízben lévő perspex GE készüléken mérve



(b) Lexan vízben a Philips készüléken mérve



(c) Vízben lévő perspex Siemens készüléken mérve

10. ábra. Anyagok CNR értékeinek függése az effektív csőáramtól

5.4 HOUNSFIELD EGYSÉG FESZÜLTSGFÜGGÉSE

Az (5) képlet alapján más és más gyengítési tényezőt mérnénk minden készüléken, melyet különböző röntgensővel szerelnek a csövek

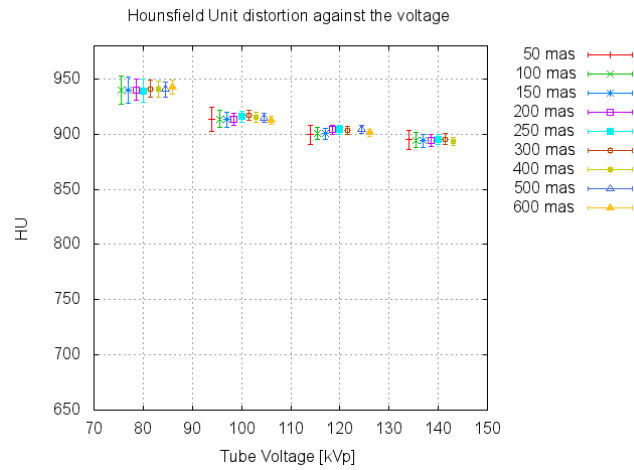
spektrumainak eltérése miatt. Ha bevezetjük a Hounsfield egységet az (6) képlet alapján, akkor elvileg ettől az energiatartól megszabadulunk. Ennek igazolására ábrázoltam a feszültség függvényében az egyes anyagok CT számát és hozzá tartozó szórását mindhárom készülék mérési adatai alapján.

A mérési adatok egybevágnak olyan tekintetben, hogy bizonyos anyagok Hounsfield értékének torzulása minden készüléken azonos irányú a feszültség növekedtével. A jelenséget két anyagon szemléltetem: teflonnal és perspex-szel. Ezen grafikonok a 11. és a 12. ábrákon láthatóak. A jobb áttekinthetőség érdekében azonos skálát használtam a három grafikon függőleges tengelyén.

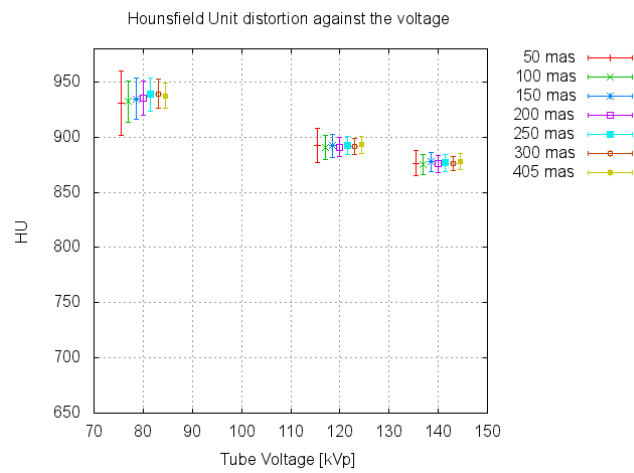
5.4.1 *Konklúzió*

A Hounsfield skála bevezetése tehát a vízhez hasonló anyagok gyengítési tényezőjét a készülékek közt összehasonlíthatóvá teszi, de a víztől jelentősen eltérő gyengítési spektrummal rendelkező anyagok esetén behoz egy feszültségfüggést.

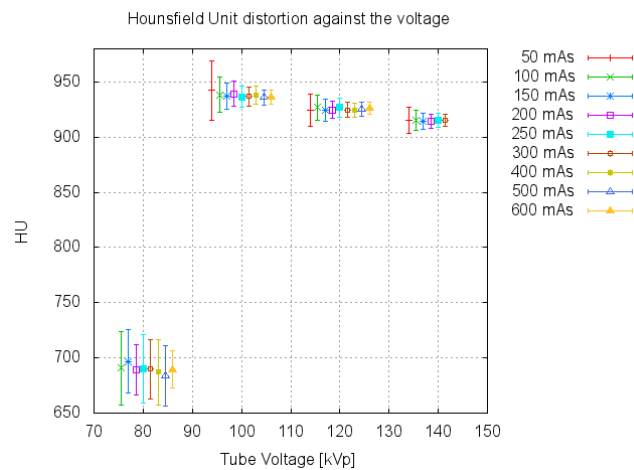
Ezt a jelenséget tanulmányozták M. A. Ebert és munkatársai [10], akik az elektronsűrűség és a CT-szám kapcsolatát vizsgálták. Megállapításuk szerint az elektronsűrűséget növelve a CT-szám monoton csökkenő kapcsolatban van a feszültséggel, az eltérés mértéke pedig arányos az elektronsűrűséggel.



(a) Teflon HU-jának torzulása GE készüléken mérve

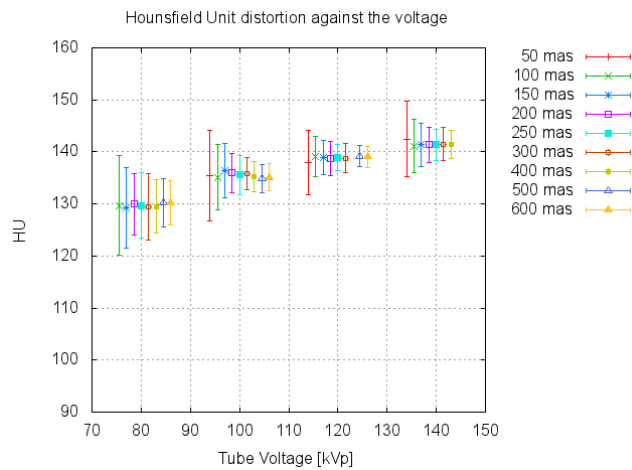


(b) Teflon HU-jának torzulása Philips készüléken mérve

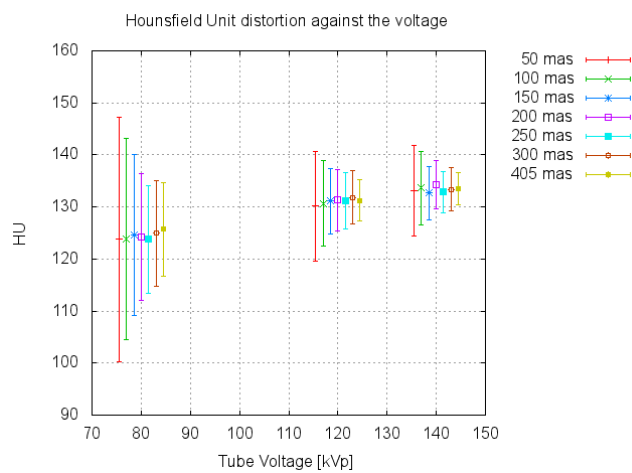


(c) Teflon HU-jának torzulása Siemens készüléken mérve

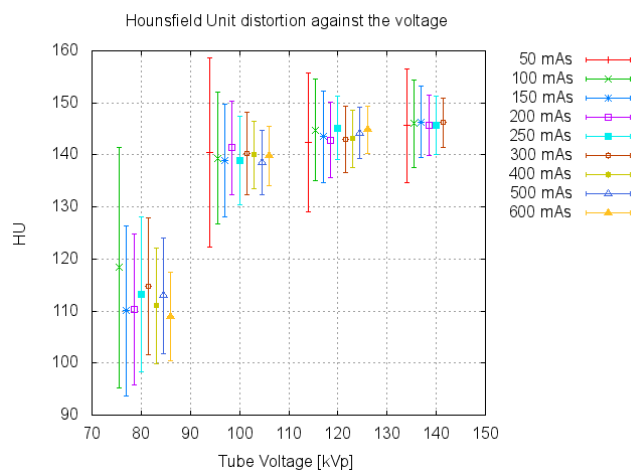
11. ábra. Vízben lévő teflon Hounsfield értékének torzulása a feszültség változásával



(a) Perspex HU-jának torzulása GE készüléken mérve



(b) Perspex HU-jának torzulása Philips készüléken mérve

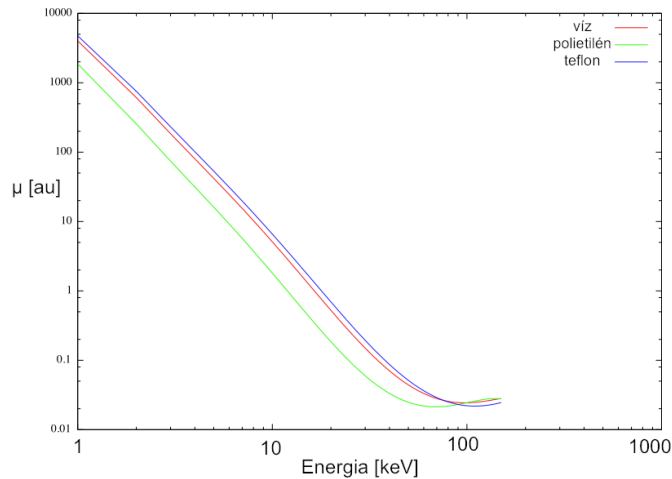


(c) Perspex HU-jának torzulása Siemens készüléken mérve

12. ábra. Vízben lévő perspex Hounsfield értékének torzulása a feszültség változásával

5.4.2 A feszültségfüggés vizsgálata szimulációval

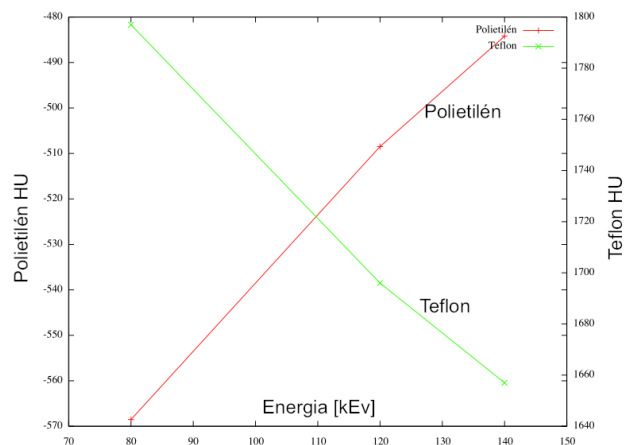
A tapasztalt jelenséget megvizsgáltam tisztán elméleti úton. Ehhez a NIST adatai (lásd 13. ábra) és a röntgenforrás spektrumának szimulációja alapján kiszámoltam a „mért” Hounsfield egységeket különböző spektrumok esetére.[4, 5, 11]



13. ábra. A víz, a polietilén és a teflon gyengítési tényezője az energia függvényében

A gyengítési tényezőket az (5) képlet segítségével képeztem, ebből a (6) képlettel számoltam Hounsfield egységeket.

Számításom eredménye az lett, hogy a vizsgált két anyag Hounsfield értéke valóban függ a feszültségtől (pontosabban a röntgenforrás spektrumától), az eltérés iránya pedig egybevág a tapasztalt eltéréssel. Az eredmény a 14. ábrán látható.



14. ábra. Szimulált CT-szám torzulás polietilén és teflon esetében

5.5 FIZIKAI MÉRETEK MEGBÍZHATÓSÁGÁNAK VIZSGÁLATA

A CT-képkalkotás egyik fontos paramétere a fizikai méret megbízhatósága. Ez a klinikai gyakorlatban is rendkívül nagy fontossággal

bír, ugyanis az egyes léziók méretének pontos meghatározása létfontosságú.

A fizikai méret megbízhatóságát úgy ellenőriztem, hogy a fantom fej-részében a méretskála-megbízhatóság vizsgálatára dedikált perspex-hengerben lemértem a lyukrendszer egyes lyukainak méretét (lásd 15. ábra). A lyukak a könnyű kiértékelés miatt sorokban helyezkednek el, méretük pedig soronként azonos. Az egyes sorok lyukainak átmérője rendre 3; 2,5; 2; 1,75; 1,5; 1,25 és 1 mm, ebből az öt legnagyobbat használtam fel.

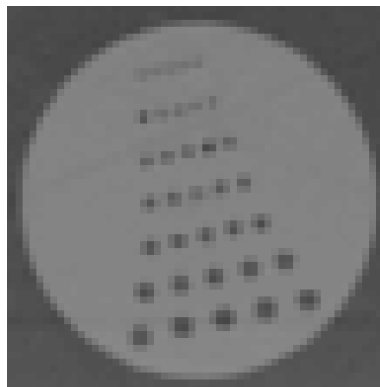
A lyukak méretét a Hounsfield egység félértékszélessége alapján állapítottam meg három mérés átlagaként. Az eredmények a 3. táblázatban láthatóak.

3. táblázat. Perspexbe fúrt lyukak mért átmérői különböző készülékeken

Névleges méret	GE átlag [mm]	Philips átlag [mm]	Siemens átlag [mm]
3mm	2,89	3,06	3,05
2,5mm	2,44	2,43	2,55
2mm	1,98	2,06	2,16
1,75mm	1,76	1,82	1,76
1,5mm	1,46	1,60	1,46

5.5.1 Konklúzió

A lyukak mérete mindhárom készüléken a készülékek felbontásán belüli hibával megegyezik a fizikai méretükkel.



15. ábra. A lyuksorozat (140 kVp, 600 mAs, 5 mm-es szeletvastagság, GE készülék)

CT KAMERÁK ÖSSZEHASONLÍTÁSA

Diplomamunkámmal célom volt optimális összehasonlítását adni a három kamerának képminőség szempontjából. A előző fejezetekben vizsgált – általánosan a CT készülékekkel szemben támasztott – megfeleléseken túl (CT szám irodalmi adatnak való megfelelése, alakzat-detektálhatóság, geometriai megbízhatóság) szerettem volna abszolút összehasonlítást adni, mely eredményeként megállapíthatom, hogy melyik készülék a „jobb”.

A fejezetben áttekintem, hogy milyen módszerekkel lehetne összehasonlítani a kamerákat, majd a kiválasztott módszer segítségével összehasonlítom a készülékeket.

6.1 AZ ÖSSZEHASONLÍTÁS LEHETSÉGES MÓDOZATAI

A következőkben ismertetem, hogy milyen módokon lehet összehasonlítani az egyes készülékeket képalkotóképességük hatékonysága szempontjából.

6.1.1 *Kvalitatív összehasonlítás*

A készülékek képalkotóképességének kvalitatív összehasonlítására a legkézenfekvőbb módszer az volna, ha az azonos fizikai paraméterek mellett készült képeket vizuálisan összehasonlítanánk. Ezt a módszert alkalmazzák például C. Tanaka és munkatársai, akik öt radiológust kértek meg, hogy osztályozzák az egyes felvételeket, így összehasonlítva a különböző képeket. [12]

Mivel ezen módszer alkalmazása öt radiológust kívánt volna, így ezt a módszert el kellett vessem.

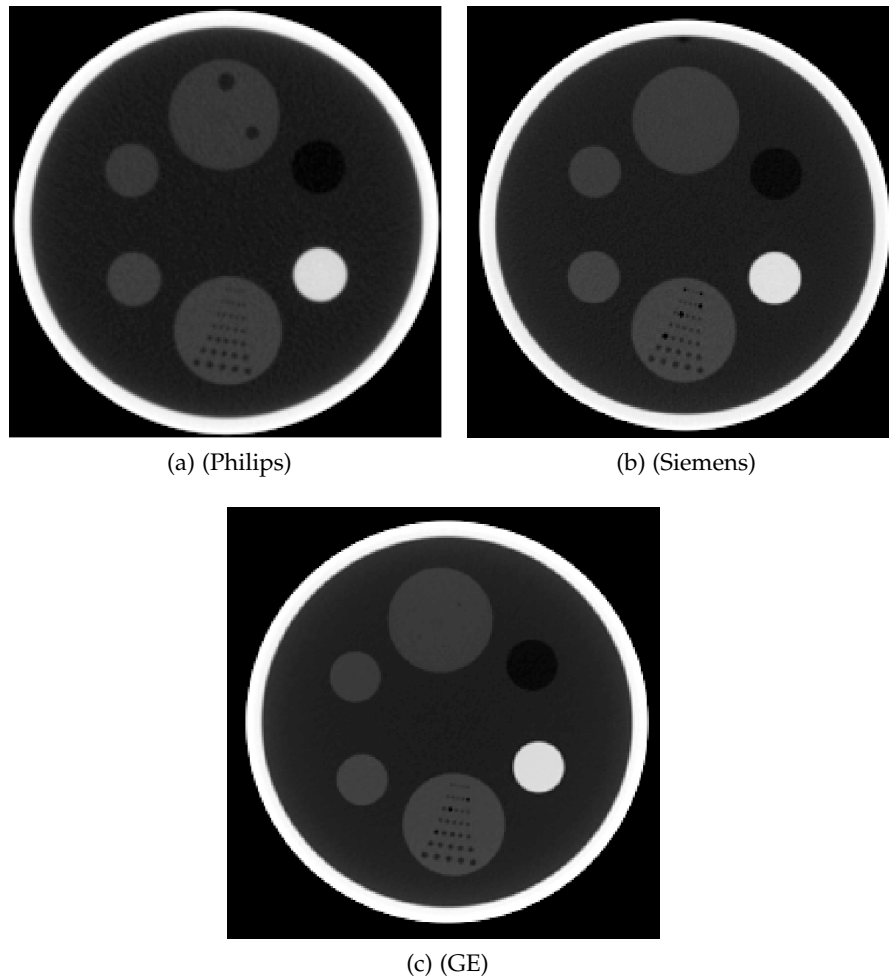
6.1.2 *CT számok szórásának összehasonlítása*

Az összehasonlítás legegyszerűbb kvantitatív módszere a CT képeken a Hounsfield egység szórásának összehasonlítása. Ez már hordoz információt a képalkotóképességről, de a detektálhatóságról nem, ami a klinikai gyakorlatban nélkülözhetetlen.

6.1.3 *CNR értékek összehasonlítása*

Mivel a klinikai gyakorlatban általában nem egy anyagot vizsgálunk, hanem léziót keresünk egy közegben, így sokkal életszerűbb, ha a detektálhatóság kvantitatív jellemzője alapján hasonlítjuk össze a készülékeket, azaz megvizsgáljuk, hogy egyes anyagok CNR értéke milyen azonos fizikai paraméterek mellett.

Ha CNR érték szerint sorba rendezzük a fantom azonos régiójáról készült képeket, akkor láthatjuk, hogy a magasabb CNR érték jobb vizuális detektálhatóságot is jelent (lásd 16. ábra¹.)



16. ábra. A fantom fej részéről készített felvételek 120 kVp csőfeszültség és 200 mAs effektív csőáram mellett CNR szerint növekvő sorrendben

6.1.4 Dózissal normált CNR bevezetése

A CNR összehasonlítása jó módszer ugyan, de nem fejezi ki a páciens ért dózist. Könnyebb ugyanis nagyobb fotonszám mellett jobb képminőséget elérni, hiszen a fizikai paraméterek és a dózis közötti összefüggés gyártónként más és más lehet, tehát azonos fizikai paraméterek (csőfeszültség és csőáram) mellett is különböző dózissokat kap a páciens. Kívánatos tehát a dózissal normálni valamilyen módon a CNR értékét.

Colli és munkatársai munkája nyomán bevezettem a FOM^2 értéket, melyet a (9) képlettel definiálok, ez az érték megadja az egységnyi dózissal elérhető „képjóságot”. [13]

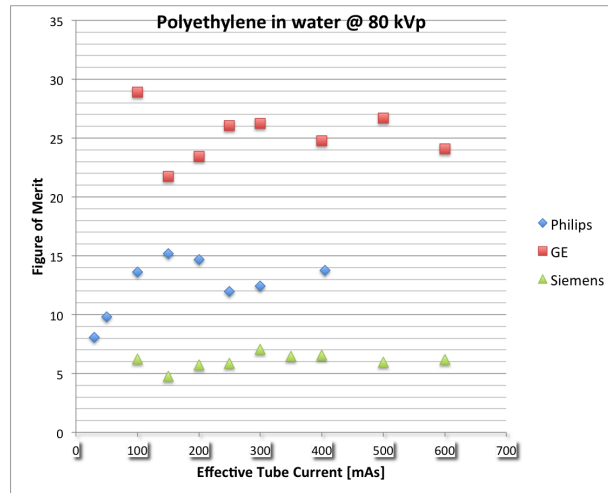
1 Az ábrázolásnál az ablakot a fantom fej részénél -100 – 1000 HU-ra, míg a test rész esetén -50 – 1000 HU-ra állítottam be.

2 FOM – Figure Of Merit, azaz jósági faktor.

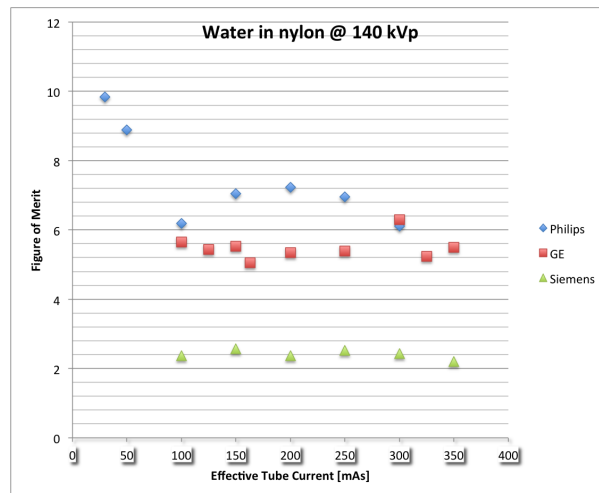
$$FOM = \frac{CNR^2}{CTDI_{VOL}} \quad (9)$$

6.2 KÉSZÜLÉKEK ÖSSZEHAONLÍTÁSA FOM ÉRTÉKEIK SEGÍTSÉGÉVEL

Az egyes anyagokhoz azonos feszültség mellett számított FOM értékeket ábrázoltam az effektív csőáram függvényében, ezek közül két grafikon a 17. ábrán látható.



(a) Vízben lévő polietilén 80 kVp csőfeszültség mellett



(b) Nejlonban lévő víz 140 kVp csőfeszültség mellett

17. ábra. FOM értékek az effektív csőáram függvényében

Mivel a FOM jó közelítéssel lineáris függvénye az áramnak, ezért minden csőáramra kiszámítottam az egyes áramok mellett számított FOM értékek átlagát és szórását, melyet a 4. táblázatban közlök.

6.2.1 Összehasonlítás eredménye

A grafikonokból és a táblázatból leolvasható, hogy a GE készüléke 80 és 120 kVp csőfeszültség mellett szignifikánsan magasabb FOM értéket ért el, 140 kVp esetén pedig a Philips készüléke teljesít legjobban.

4. táblázat. Számított FOM értékek átlagai és szórásai

Anyag	Philips FOM	GE FOM	Siemens FOM
Lexan vízben	13,32 ± 1,17	30,10 ± 1,81	9,00 ± 1,01
Perspex vízben	21,68 ± 1,42	50,83 ± 4,12	11,05 ± 1,36
Polietilén vízben	9,13 ± 1,04	25,25 ± 2,21	6,09 ± 0,64
Teflon vízben	1058,54 ± 181,17	2029,24 ± 226,85	213,39 ± 79,45
Víz nejlonban	3,37 ± 2,04	3,87 ± 0,32	0,59 ± 0,14
Teflon nejlonban	336,57 ± 153,24	388,75 ± 165,87	62,58 ± 26,35

(a) Anyagok FOM értéke 80 kVp csőfeszültség mellett

Anyag	Philips FOM	GE FOM	Siemens FOM
Lexan vízben	33,09 ± 4,86	78,50 ± 7,44	20,26 ± 1,89
Perspex vízben	47,21 ± 7,22	117,42 ± 10,49	27,62 ± 2,03
Polietilén vízben	8,15 ± 1,49	21,02 ± 1,78	5,19 ± 0,52
Teflon vízben	1446,79 ± 321,67	3230,26 ± 473,43	1068,46 ± 137,75
Víz nejlonban	4,46 ± 0,53	8,53 ± 0,92	2,02 ± 0,30
Teflon nejlonban	205,99 ± 40,43	381,63 ± 135,99	84,65 ± 31,63

(b) Anyagok FOM értéke 120 kVp csőfeszültség mellett

Anyag	Philips FOM	GE FOM	Siemens FOM
Lexan vízben	61,58 ± 5,96	46,96 ± 10,36	21,24 ± 1,94
Perspex vízben	81,35 ± 15,58	65,60 ± 13,56	30,22 ± 2,02
Polietilén vízben	9,19 ± 4,20	8,65 ± 1,62	4,00 ± 0,27
Teflon vízben	1800,84 ± 681,55	1845,04 ± 589,11	1074,77 ± 106,72
Víz nejlonban	9,38 ± 1,45	5,73 ± 1,31	2,37 ± 0,13
Teflon nejlonban	386,70 ± 88,44	221,38 ± 87,08	88,05 ± 33,97

(c) Anyagok FOM értéke 140 kVp csőfeszültség mellett

ÖSSZEFOGLALÁS

Az 1993-as AAPM-cikkben [14] definiált PT protokollok ma is megállják a helyüket. Ezek alapján a CT készülékek összehasonlíthatóvá válnak. Diplomamunkámhoz a PT tesztprotokollt kibővítettem, mivel változó scan-paraméterek mellett is elvégeztem a méréseket.

A dolgozatomban ismertetett eredmények alapján az alábbi kijelentések tehetőek:

- Mindhárom vizsgált berendezés megfelelt a Hounsfield egység reprodukálhatósága és linearitása szempontjából.
- A CT-szám szórása gyökös összefüggésben áll az alkalmazott relatív csőárammal.
- A CNR értéke monoton növekvő függvénye a relatív csőáramnak és a csőfeszültségnek.
- A Hounsfield egység függ az inhomogenitást körülvevő közegtől és az alkalmazott csőfeszültségtől egyaránt.
- Az objektumok mérete a felvételeken hibán belül megegyezik azok valós fizikai méretével mindhárom készülék esetén.
- A FOM érték bevezetésével egy kvantitatív összehasonlításra alkalmas mennyiség áll elő, melynek segítségével a CT készülékek összehasonlíthatóak.

A készülékek kvantitatív összehasonlításának eredménye az, hogy a GE készüléke 80 és 120 kVp csőfeszültség mellett készít szignifikánsan jobb képet a többi készüléknél, míg 140 kVp esetén a Philips készüléke teljesíti a legjobban.

Az összehasonlítás eredménye csak az alkalmazott Philips fantomra igaz. A fantom mérete inkább a koponyával megegyező, ezért nagyobb területek esetén (has, tüdő, csípő) a különbségek nagyobbak lehetnek, pl. a sugárnyaláb keményedés eltérő mértéke és a gyártók eltérő korrekciós módszerei miatt. Továbbá realiztikusabb lenne, ha több inhomogén terület lenne a fantomban, ami közelebb állna egy valóságos testen belüli esethez. Meg lehetne ismételni a méréseket egy sokkal valósabb méreteloszlású ún. „anthropomorphic Rando phantom” -mal ¹.

¹ <http://www.phantomlab.com/products/rando.php>

KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS

Szeretnék köszönetet mondani témavezetőmnek, Dr. Balkay Lászlónak, hogy a téma kiírásától a dolgozat megírásáig segítette munkámat. Segítséget nyújtott a szakirodalom beszerzésében, a MIA továbbfejlesztésében az igényeimnek megfelelően, tanácsaival és útmutatásaival megkönnyítette a munkámat, megismertetett a mérőrendszer használatával, lektorálta a dolgozatomat (szakmai és irodalmi szempontból egyaránt). Kérdéseimre mindig örömmel és érthetően válaszolt, és mindig rendelkezésre állt amikor szükségem volt a segítségére.

Szeretném megköszönni Máté Borbála segítségét is, aki tanácsokkal látott el a szakirodalom beszerzésekor, lektorálta a dolgozatomat és átsegített a dolgozatírás válságain.

Ez a diplomamunka nem jöhetett volna létre Dr. Légrády Dávid segítségével nélkül, aki segített a téma kiírásában.

Köszönettel tartozom továbbá Dr. Martos János (OITI) és Dr. Garai Ildikó (DE-OEC Scanomed Kft.) főorvosoknak, Dr. Kollár József (DE-OEC Radiológiai Klinika) professzor úrnak és Dr. Lengyel Zsolt (Pozitron Kft.) igazgató úrnak, akik a mérésekhez a CT készülékeket nagylelkűen a rendelkezésemre bocsátották, segítettek a mérés megszervezésében és kérdéseimre készséggel válaszoltak.

IRODALOMJEGYZÉK

- [1] Tamás GYÓRFI : *Atommagfizika az oktatásban - Környezeti radioaktivitás vizsgálata és szemléltetése*. 2011. (Hivatkozva itt: [2.](#) oldal)
- [2] Péter ZAGYVAI : Sugárvédelem 2 egyetemi óravázlat, 2011. (Hivatkozva itt: [2](#), [3.](#), valamint [39.](#) oldal)
- [3] Avinash C. KAK et Malcolm SLANEY : *Principles of Computerized Tomographic Imaging*. Society for Industrial and Applied Mathematics, Philadelphia, 2001. (Hivatkozva itt: [3.](#) oldal)
- [4] Gavin G. POLUDNIOWSKI et Philip M. EVANS : Calculation of x-ray spectra emerging from an x-ray tube. part i. electron penetration characteristics in x-ray targets. *Medical Physics*, 34(6):2164–74, Jun 2007. (Hivatkozva itt: [5](#), [29.](#), valamint [39.](#) oldal)
- [5] Gavin G. POLUDNIOWSKI : Calculation of x-ray spectra emerging from an x-ray tube. part ii. x-ray production and filtration in x-ray targets. *Medical Physics*, 34(6):2175–86, Jun 2007. (Hivatkozva itt: [5](#), [29.](#), valamint [39.](#) oldal)
- [6] Frédéric NOO, Michel DEFRISE, Rolf CLACKDOYLE, Michel DEFRISE, Rolf CLACKDOYLE et Hiroyuki KUDO : Image reconstruction from fan-beam projections on less than a short scan. *Physics in Medicine and Biology*, 47:2525–2546, July 2002. (Hivatkozva itt: [8.](#) valamint [39.](#) oldal)
- [7] *GEMINI TF 64 Channel Configuration*. Philips Medical Systems Inc., 595 Miner Road, Cleveland, Ohio 44143, USE, release 3.2 édition, 2006. (Hivatkozva itt: [15](#), [16](#), [21](#), [39.](#), valamint [40.](#) oldal)
- [8] Saxby BROWNA, Dale L. BAILEYA, Kathy WILLOWSONA et Clive BALDOCKA : Investigation of the relationship between linear attenuation coefficients and ct hounsfield units using radionuclides for spect. *Applied Radiation and Isotopes*, 66:1206–1212, Jan 2008. (Hivatkozva itt: [16.](#) oldal)
- [9] Jane EDWARDS : Ct numbers: Think of a number, double it, add 20, divide by 4. *In Tenth CT users group meeting*. CT Users group, Royal Free Hospital, London, 2008. (Hivatkozva itt: [18.](#) oldal)
- [10] Martin A. EBERT, Jonathan LAMBERT et Peter B. GREER : Ct-ed conversion on a ge lightspeed-rt scanner: influence of scanner settings. *Australasian Physical and Engineering Sciences in Medicine*, 31(2):154–159, April 2008. (Hivatkozva itt: [26.](#) oldal)
- [11] John H. HUBBELL et Stephen M. SELTZER : Tables of x-ray mass attenuation coefficients and mass energy-absorption coefficients. *National Institute of Standards and Technology*, 1996. (Hivatkozva itt: [29.](#) oldal)

- [12] Chikako TANAKA et AL. : Effect of ct acquisition parameters in the detection of subtle hypoattenuation in acute cerebral infarction: A phantom study. *American Journal of Neuroradiology*, 27, Jan 2006. (Hivatkozva itt: [31.](#) oldal)
- [13] Vittoria COLLI et AL. : Performance assessment of four 64-slice computed tomographic devices for a typical clinical protocol. *Journal of Computer Assisted Tomography*, 35:57–64, 2011. (Hivatkozva itt: [32.](#) oldal)
- [14] Pei-Jan Paul LIN et AL. : Specification and acceptance testing of computed tomography scanners (aapm. report no. 39). Report technique, American Association of Physicists in Medicine by the American Institute of Physics, 1993. (Hivatkozva itt: [35.](#) oldal)

ÁBRÁK JEGYZÉKE

ábra 1.	Az egyes kölcsönhatások rendszám és energiafüggése (forrás: [2])	3
ábra 2.	Szimulált röntgenspektrum egy cső 80, 120 és 140 kVp feszültsége esetén [4, 5]	5
ábra 3.	Projekció parallel-beam esetén	7
ábra 4.	Fan-beam esetén szükséges felvételek számának ábrája (forrás: [6])	8
ábra 5.	Kép és annak radon transzformáltja, azaz a szinogram	8
ábra 6.	A Philips kamerához tartozó humánfantom felépítésének sematikus ábrája (forrás:[7])	15
ábra 7.	A fantom egyes részei és az azokban kijelölt ROI-k	16
ábra 8.	A MIA csomag képernyőképei	19
ábra 9.	Anyagok Hounsfield értékének szórása és az effektív csőáram kapcsolata	23
ábra 10.	Anyagok CNR értékének függése az effektív csőáramtól	25
ábra 11.	Vízben lévő teflon Hounsfield értékének torzulása a feszültség változásával	27
ábra 12.	Vízben lévő perspex Hounsfield értékének torzulása a feszültség változásával	28
ábra 13.	A víz, a polietilén és a teflon gyengítési tényezője az energia függvényében	29
ábra 14.	Szimulált CT-szám torzulás polietilén és teflon esetében	29
ábra 15.	A lyuksorozat (140 kVp, 600 mAs, 5 mm-es szeltevastagság, GE készülék)	30
ábra 16.	A fantom fej részéről készített felvételek 120 kVp csőfeszültség és 200 mAs effektív csőáram mellett CNR szerint növekvő sorrendben	32
ábra 17.	FOM értékek az effektív csőáram függvényében	33

TÁBLÁZATOK JEGYZÉKE

táblázat 1.	A vizsgált anyagok és irodalmi Hounsfield értékeik [7]	16
táblázat 2.	Beállított scan paraméterek	17
táblázat 3.	Perspexbe fúrt lyukak mért átmérője különböző készülékeken	30
táblázat 4.	Számított FOM értékek átlagai és szórásai	34