



DIPLOMAMUNKA

Röntgen CT készülék építése

Tölgyesi Botond

Témavezető: LÉGRÁDY Dávid

PhD, egyetemi docens

BME Nukleáris Technikai Intézet

Nukleáris Technika Tanszék

Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem

2014

Témakiírás

A hallgató feladata képalkotásra alkalmas kompjútertomográf (CT) készülék összeállítása. A Nukleáris Technikai Intézetben rendelkezésre álló Source Ray Inc. SB-80-1k mikrofókuszos röntgenső, Dexela 1207-as számú nagyfelbontású röntgendetektor, Phi Instruments lineáris és rotációs mozgatómodulok, illetve a hozzájuk tartozó léptetőmotorok és meghajtásuk, továbbá az összes programozható elemhez tartozó meghajtó szoftverkönyvtárak és képrekonstrukciós szoftver elemekből összeállítható egy várhatóan 10-100 mikron felbontású tomográf. Az alkotóelemek összehangolásához szükség van egy olyan szoftverkörnyezet összeállítására, mely kezelni tudja a mérés technikai elemeket (röntgenső bekapcsolása, tárgy mozgatása, detektor adatok mentése) és az eredményeket DICOM formátumú nyers adattá tudja alakítani, melyet a rekonstrukciós szoftver bemenő adatként elfogad. A feladat kidolgozása során ügyelni kell arra, hogy a kinyert mérési adatok minősége nagyban befolyásolja a tomográfiás felvétel minőségét, így a mérések kalibrációja, zajcsökkentése az elvégzendő feladat érdemi része. A diplomamunka során össze kell hangolni a CT alkotóelemeit és a mérési adatokat külső képrekonstrukciós kódok (MATLAB, Nucline, ImageJ) számára feldolgozhatóvá kell tenni.

Önállósági nyilatkozat

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

Budapest, 2014. június 1.

.....

Tölgyesi Botond

Tartalomjegyzék

Bevezető.....	- 5 -
1. Az NTI mikro-CT.....	- 6 -
1.1. A CT-k általános ismertetése.....	- 6 -
1.2. Az NTI mikro-CT felépítése, specifikációja.....	- 8 -
1.3. Adatfeldolgozási feladatok.....	- 9 -
1.3.1. Teljes fordulat meghatározása.....	- 10 -
1.3.2. Szinogram készítése.....	- 11 -
1.4. További megjegyzések.....	- 12 -
2. A gain kalibráció.....	- 13 -
2.1. A detektor jele.....	- 13 -
2.2. A gain kalibráció meghatározása és kivitelezése.....	- 14 -
2.2.1. Offset kalibráció.....	- 16 -
2.2.2. Erősítés kalibráció.....	- 19 -
2.2.3. Szaturációs expozíció meghatározása.....	- 22 -
2.2.4. A projekciók gain korrigálása.....	- 23 -
2.2.5. Halott pixel keresés.....	- 24 -
2.3. Homogenitás vizsgálat projekciókon.....	- 24 -
2.4. Eredmények a rekonstrukcióban.....	- 28 -
3. A geometriai kalibráció.....	- 30 -
3.1. A CT geometriája.....	- 30 -
3.2. Geometriai kalibrációs fantom.....	- 32 -
3.3. Kiértékelés.....	- 33 -
3.3.1. A mérés.....	- 34 -
3.3.2. Koordináta keresés.....	- 34 -
3.3.3. A forgástengely vetülete.....	- 36 -
3.3.4. A geometriai adatok kiszámolása.....	- 37 -
3.4. Stabilitás vizsgálat szimulációval.....	- 41 -
3.5. Eredmények a rekonstrukcióban.....	- 45 -
4. Felbontás vizsgálat.....	- 48 -
Összefoglalás, konklúziók, további célok.....	- 52 -
Rövidítések.....	- 54 -
Irodalomjegyzék, források.....	- 55 -

Bevezető

A mai orvos-diagnosztikai és ipari képalkotás egyik fő eszköze a röntgenforrású kompjütertomográf (CT). Segítségével tárgyak, betegek rétegfelvételeit és 3D-os röntgen sugárra vonatkozó elnyelés eloszlásait lehet felvenni. A CT-k konstrukciótól függően 100 μm -tól – a legújabb SkyScan nevű CT-k esetében – akár 1-2 μm -ig terjedő felbontás is elérhető [1]. A Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem Nukleáris Intézetében 2013 óta áll rendelkezésre egy 4. generációs kúpsugaras mikro-CT (NTI mikro-CT) építésére alkalmas eszközállomány: mikrofókuszos röntgenforrás, síkdetektor és mozgatómodul.

Egy stabil és üzemszerűen használható CT építését a témavezető, Légrády Dávid – a feladat nagysága miatt – 3 fő munkakörre osztotta, az egyes munkarészeket pedig külön hallgató, egyetemi munkatárs végezte. A félévek során heti rendszerességű közös csapat találkozókat tartottunk, melyek során megvitattuk a friss eredményeket és kitértünk a következő feladatokat.

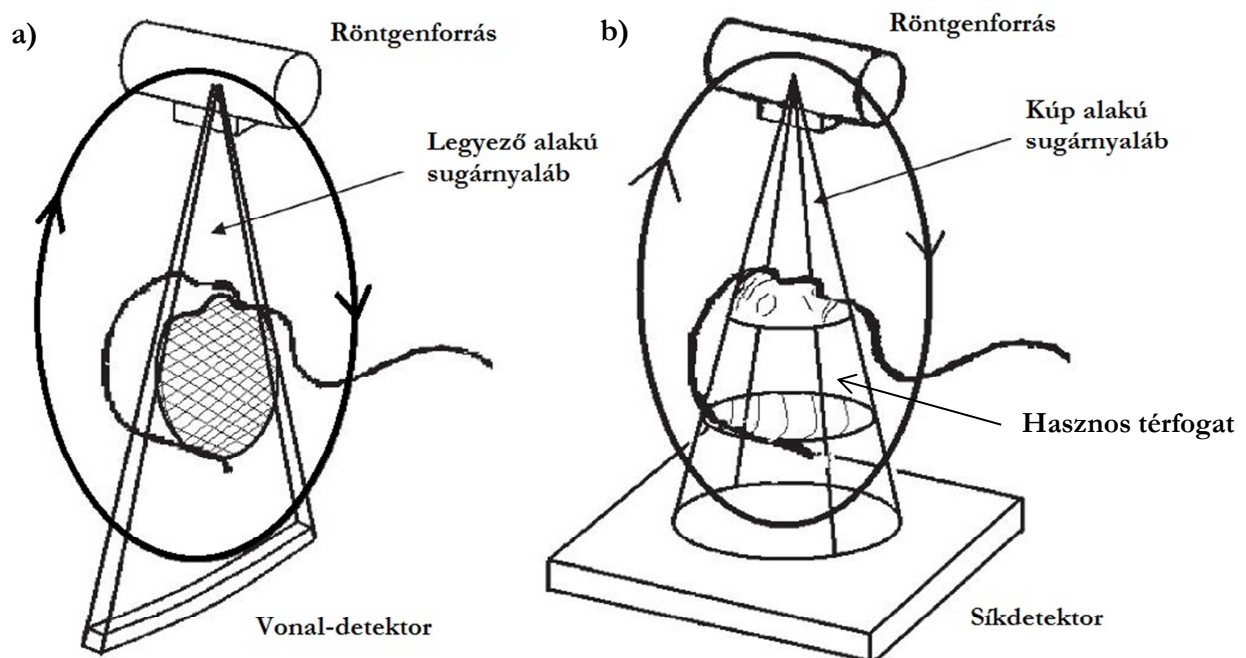
Az első feladatkör a CT elemeinek összeszerelése, a kötelező sugárvédelem megépítése és az eszközökkel való számítógépes kommunikáció leprogramozása volt. Ennek eredményeképpen rendelkezésre állt egy 2D-s planáris röntgenfelvételt készítő program. Az összeszerelést Kleizer Gábor, a BME NTI munkatársa végezte. Én a második munkakörért voltam a felelős. Ez a 2D-s képek előfeldolgozását (gain kalibráció), a CT geometriájának kalibrációját és a 2D-s képrekonstrukció számára szükséges, lehető legtökéletesebb szinogram elkészítését jelentette. A feladat nehézsége a nagy precizitású, kis bizonytalanságú kalibrációkban állt, melyek döntő befolyással bírnak a készült rétegfelvételek képminőségére. A harmadik feladatkör értelemszerűen az előfeldolgozott adatokból a kép rekonstruálása volt, melyet Deli Gábor (MSc diplomamunka keretében) végzett GPU-n [2]. Nagy eredménye, hogy mindössze ms hosszúságú időtartam alatt elkészülnek a tomogramok, ez CPU-n több tíz perces nagyságrendű időt venne igénybe. A dolgozat során a Deli-féle rekonstrukció képei kerülnek közlésre.

Az első fejezetben szeretném bemutatni a CT készülék működési elvét, valamint tárgyalni néhány egyszerűbb feladatot. A második és harmadik fejezetben prezentálom a diplomamunkám legnagyobb részét kitevő feladatokat: a gain- és a geometriai kalibráció folyamatát, mérési protokollját, valamint a rekonstruált képre vonatkozó hatásait. Az utolsó fejezetben olvashatóak a rekonstruált képek felbontás vizsgálatainak eredményei. A dolgozat a konklúziókkal és összefoglalóval zárul.

1. Az NTI mikro-CT

1.1. A CT-k általános ismertetése

Egy CT felvételkor 360° -os szögben körbeforgatjuk az objektumot a detektor-forrás rendszerhez képest, miközben egyenletes lépésközökben röntgenképeket készítünk. A röntgensó fókuszfoltja még nem mikro-CT-k esetében is olyan kicsi, hogy pontforrásnak tekinthetjük, így kúp alakú sugárnyaláb lép ki, melynek határait és a kúp nyílásszögét kollimátorral alakítjuk ki. Amennyiben a detektor csak egy pixelsorral rendelkezik, úgy a CT-t legyezősugaras kompjütertomográfának (FBCT) hívjuk (1./a ábra), mivel a kúpnyalábból csak egy kimetszett legyezőalak halad át a tárgyon a detektorig. Síkdetektor azonban a kúpnyaláb jelentős hányadát (hasznos térfogat) detektálni tudja, az összes pixelsor információt tárol az objektumról, a CT ezért a kúpsugaras kompjütertomográf (CBCCT) nevet kapta (1./b ábra). Míg egy FBCT csak a tárgy egy szeletének rétegfelvételét képes megalkotni, addig a CBCCT az egész hasznos térfogatban elhelyezett tárgyrészeletről tud 3D-s eredményt szolgáltatni.



1. ábra a) A legyezősugaras- és b) a kúpsugaras CT vázlatja [3].

A detektoron az objektum felületén belépő intenzitás Beer-Lambert törvény (1) szerinti csökkent értékét regisztráljuk. FBCT estén a különböző felvételeket egymás után illesztve a Johann Radonról elnevezett, az objektum adott rétegéhez tartozó Radon-transzformáltat (2) (3) kapjuk, melynek ábrázolási módját szinogramnak szokás hívni (annak köszönhetően, hogy egy pont szinogramja egy szinuszos görbe). A szinogram információt tartalmaz az elnyelés (lineáris gyengítési együttható és vastagság) térbeli eloszlásáról, mely inverz Radon-transzformálással nyerhető ki. Az inverz lépés többféle módszerrel is történhet. A Gyors Fourier-transzformáció (FFT) – előnyeinek köszönhetően – igen elterjedt az inverz radon-transzformálásban, az úgynevezett szűrt visszavetítés a legnépszerűbb módszer, ugyanakkor fejlődik a statisztikai alapú rekonstrukció is.

A kollimált, monoenergiás nyálábok intenzitás gyengülését a Beer-Lambert törvény írja le:

$$I = I_0 e^{-\sum_i \mu_i x_i} = I_0 e^{-\int_L \mu(x) dx}, \quad (1)$$

ahol i jelöli a különböző denzitású anyagokat, x ezek vastagságát az L egyenesű röntgenyaláb mentén, míg I jelöli az intenzitásokat sorrendben a kölcsönhatás után és előtt. Az összefüggés folytonos és nem homogén részekből álló réteg esetén integrálással írható. Lineáris elemek leírásában az f valószínűségi Radon transzformáltja:

$$g(L) = \mathfrak{R}f = \int_L f(x) dx, \quad (2)$$

ahol x két- vagy háromdimenziós koordináta, L az egyenes, mely mentén elvégezzük a vonalintegrált. Az (1) és (2) egyenletekből megkapható a vonalintegrálás (Radon-transzformált) és a röntgenelnyelés közötti kapcsolat:

$$-\ln\left(\frac{I}{I_0}\right) = \int_L \mu(x) dx. \quad (3)$$

1.2. Az NTI mikro-CT felépítése, specifikációja

A diplomamunkában beüzemelt CT az alábbi paraméterekkel rendelkezik:

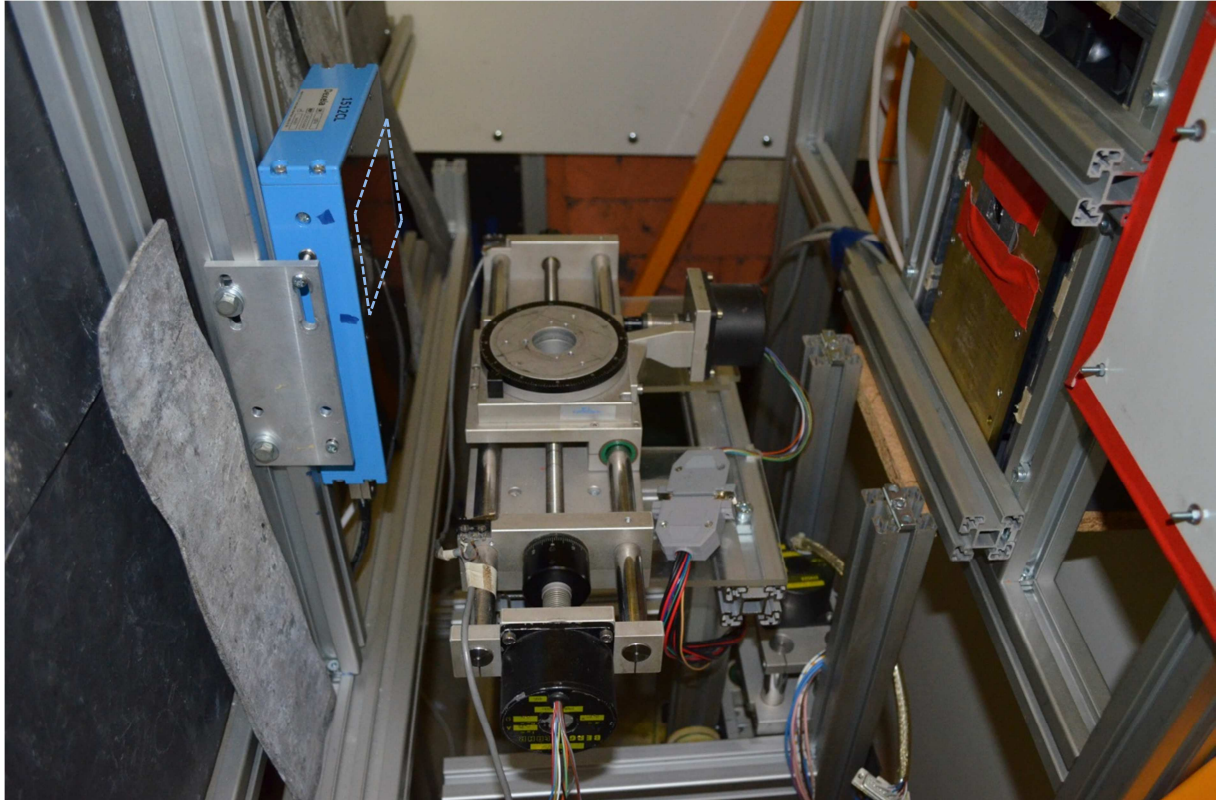
- A forrás egy Source Ray Inc. SB-80-1k mikrofókuszos röntgenszó, melynek legfőbb tulajdonsága a kis fókuszfolt (min. 33 μm), mely döntő befolyással bír a leképzett tárgyról készült kép felbontására. A kilépő sugárnyaláb kúpszöge $40^\circ \pm 2^\circ$ [4].
- A detektor egy Dexela 1207-es számú mátrixdetektor, 1536×864 pixelt tartalmaz, a pixelek mérete 74,8 μm . A detektor szcintillációs anyagának összetételét nem adta meg a gyártó, azonban a lehetséges esetek közül spektrális mérésekből a $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S}:\text{Tb}$ (GOS) valószínűsíthető. A látható fényt CMOS dióda alakítja elektromos jellé [5].
- A tárgyat egy Phi Instruments precíziós rotációs modullal tudjuk forgatni, a felvételkedzés folytonos üzemmódban történik, vagyis a képkészítés rövid idejére nem áll le a motor. Megemlítendő, hogy míg humán orvosi CT-k esetén a beteg mozdulatlan és a detektor-forrás pár mozog szinkronban, addig esetünkben a tárgy kerül mozgásra és a detektor-forrás pár rögzített.

Az eszközök működési tartományát az 1. táblázat foglalja össze:

Gyorsítófeszültség:	35 – 80 kV
Áramerősség:	100 – 1000 μA
Expozíciós idő	min. 40 ms
Rotációs mozgás sebessége	max. 7,2 $^\circ/\text{s}$
Rotációs mozgás egysége	min. 0,02 $^\circ$
Detektor intenzitástartomány	14bit, 1 - 16383

1. táblázat

A 2. ábrán látható az NTI mikro-CT elrendezése.



2. ábra Az NTI mikro-CT mérési elrendezése. Bal oldalt a detektor (szaggatott vonalakkal jelölve az érzékeny térfogat helyét), középen a mozgatómodul, jobb oldalt a röntgenforrás kilépő ablaka.

1.3. Adatfeldolgozási feladatok

A CT mérőszoftvere C# programnyelven íródott, az adatfeldolgozást MATLAB-ban [6] végeztem, míg a rekonstrukció az NVIDIA grafikus kártyák CUDA [7] nyelvén készült.

Diplomamunkám első feladatai közé tartozott egy egységes mérési adatformátum megtervezése: a projekciókat 16-bites, „Little Endian” bináris fájlba írtuk ki, továbbá minden méréshez készült egy info-fájl, mely a röntgenső, a detektor és a forgatás működési paramétereit tartalmazta. A fájlokhoz kiolvasó programok készültek.

A később — a 2. és 3. fejezetben tárgyalt — kalibrációkon kívül két kisebb feladatot kellett rutinszerűen elvégezni. Ez a 360°-os forgatáshoz tartozó felvételek számának meghatározása és a szinogram elkészítése a projekciókból.

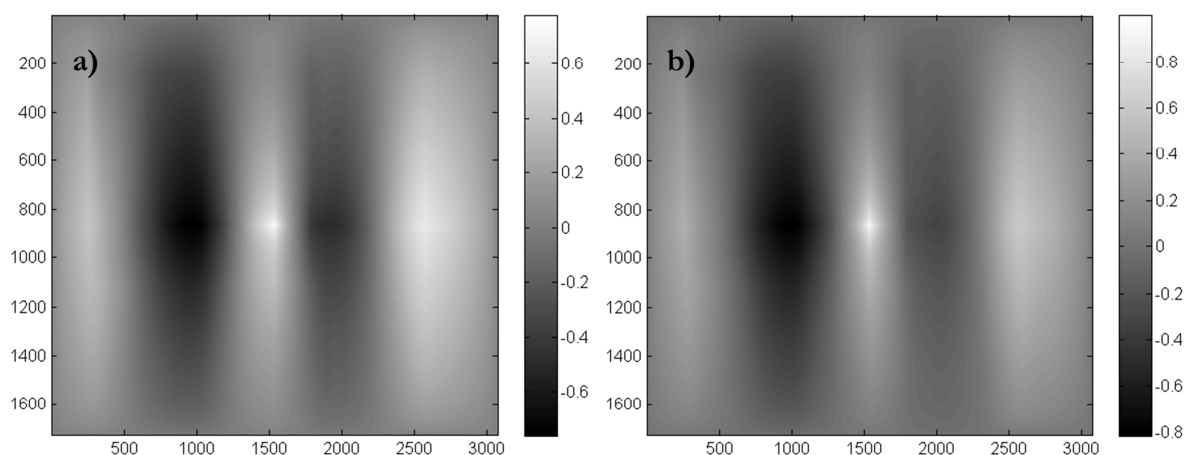
1.3.1. Teljes fordulat meghatározása

Az NTI mikro-CT-t folyamatos üzemmódú kiolvasással üzemeltük be, ami azt jelenti, hogy a forgatás nem áll le a projekciók készítésének expozíciós idejére sem. Amennyiben egységnyi szöggel forgatnánk el az asztalt és álló helyzetben készítenénk a felvételt, úgy „léptetés és felvétel” (Step and Shoot) lenne a felvételkészítési módszer neve. Könnyen belátható, hogy a folyamatos üzemmód képminőségi hátránnyal jár: a forgási sebességtől, a tengely-távolságtól és az expozíciós időtől függő elmosódás. Az ok, amiért mégis a folyamatos üzemmód a célszerű számunkra, hogy a mérési idő 3-4 perc, míg Step and Shoot módban akár egy óra is lehet.

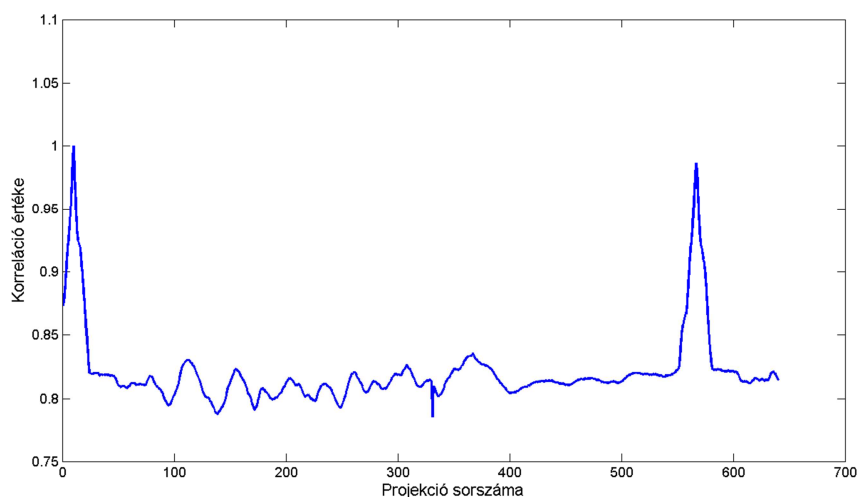
Amennyiben nem egységnyi lépéseket teszünk az asztallal, hanem folyamatosan forgatjuk a tárgyat, úgy minden mérés után meg kell határozni az 1. projekcióhoz képest a 360° -os forgási szöghöz tartozó képet. A feladatot a következő maximumkeresési problémára lehet lefordítani:

$$\arg_N \left(\max | \text{corr}(P_N, P_1) | \right) . \quad (4)$$

Vagyis keressük azt az N sorszámot, melyhez tartozó P_N projekció leginkább hasonlít az 1. képhez. A 360° -os felvétel $N-1$ képből áll. A korrelációs számolást a MATLAB-ban a „normxcorr2” függvénnyel végeztem. A 3. és 4. ábrákon láthatóak a korrelációs számolások eredményei egy chili pelyheket tartalmazó tégely projekcióinak vizsgálatakor.



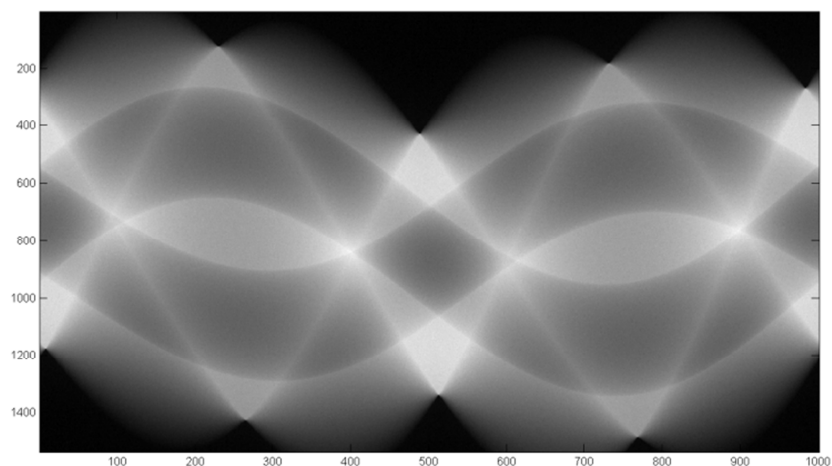
3. ábra a) *A 180° -os fázisú képek korrelációs ábrája. b)* *A 360° -os fázisú képek korrelációs ábrája. A képek hasonló kinézettel bírnak, azonban pixelértékük eltérőnek bizonyul (skála).*



4. ábra Az összes képet összehasonlítjuk a referencia képpel (10.), majd a grafikonon keressük a maximumot (567.).

1.3.2. Szinogram készítése

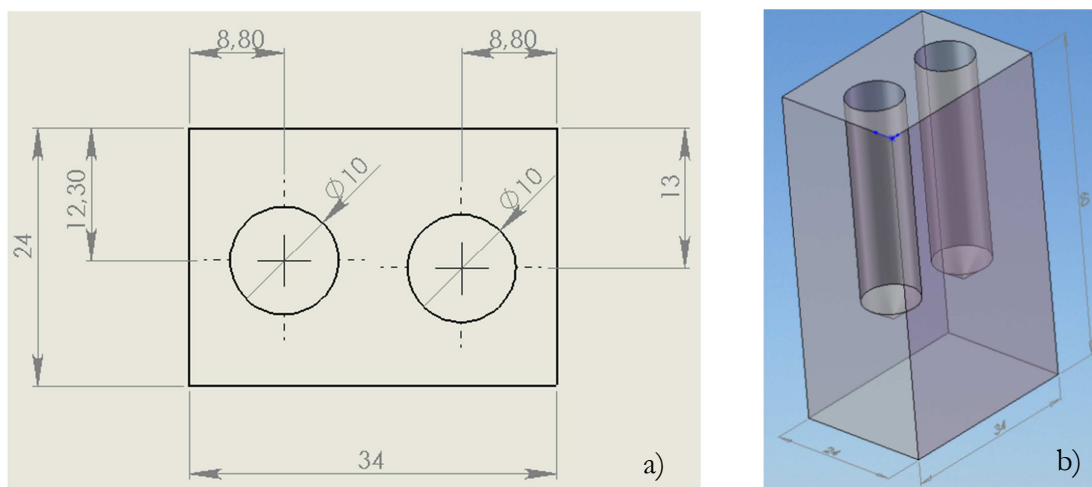
Amint ismerjük a teljes fordulathoz tartozó projekciók számát, valamint a később tárgyalt geometriai kalibráció v_0 paraméterét, szinogramot tudunk létrehozni 2D-s FBCT rekonstrukció számára. A v_0 szám jelenti azt a sorszámot a detektor vízszintes pixelsorai (864 sor) közül, melyen a röntgen-kúpsugár legszélesebb legyezővel rendelkezik, ugyanis a kúpnyaláb centrális sugara a v_0 pixelsoron metszi a detektort. A szinogramhoz kimásoljuk valamennyi projekció v_0 -ik sorát, majd a sorokat egymás után helyezzük. Ezzel egy $1536 \times (N - 1)$ dimenziójú képet (5. ábra) kapunk.



5. ábra Két furattal rendelkező műanyag hasáb szinogramja. Az x tengelyen nem a megszokott θ szögérték, hanem a projekciók sorszáma szerepel 1-től $(N-1)$ -ig.

1.4. További megjegyzések

- A diplomamunka sikerességét rekonstruált képek minőség vizsgálatával tudjuk igazolni. Ehhez olyan tárgy rétegfelvételét választjuk, mely pontosan ismert, így az esetleg fellépő artefaktumok vizsgálhatóak. Ez a tárgy egy szinte vízekvivalens sűrűségű műanyag (plexi) hasáb, melyben 2 darab furat található. A tárgyról sematikus ábrák (6. ábra a), b)) készültek, méreteit digitális tolómérővel mértük meg. A dolgozatban furatos plexi néven hivatkozok rá.



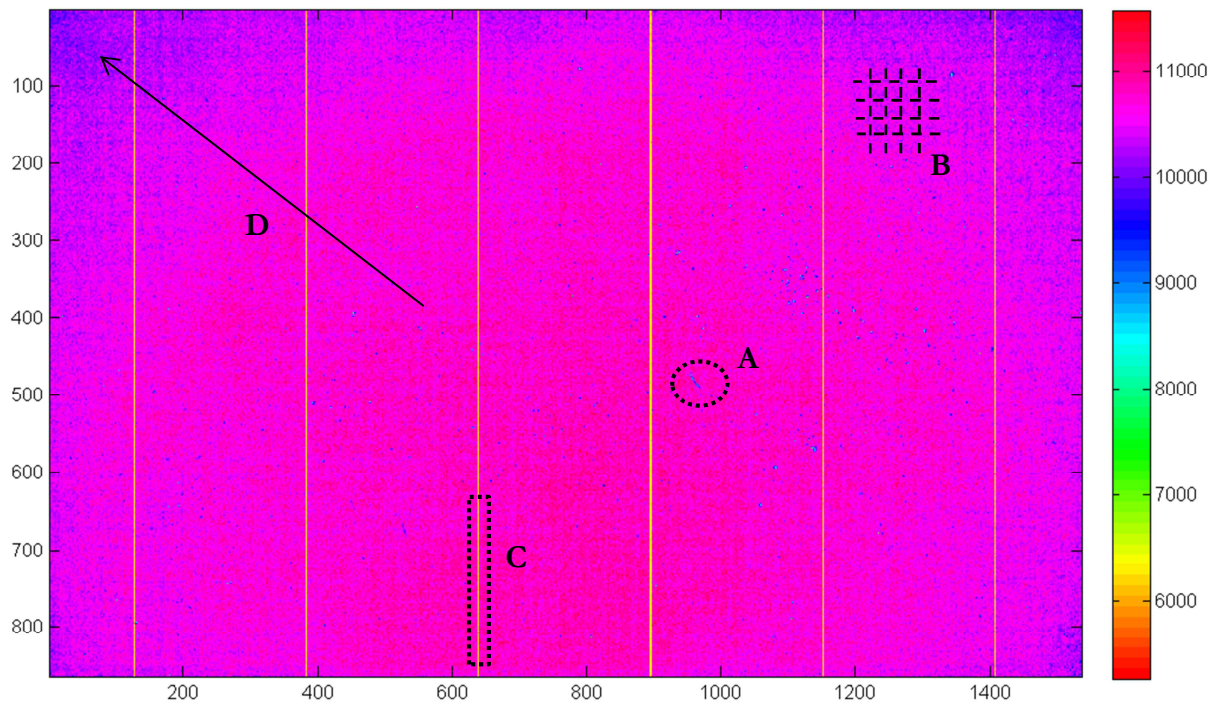
6. ábra A furatos plexi a) keresztmetszeti és b) 3D-s sematikus rajza.

- A diplomadolgozatomban több képet fogok közölni, melyek nem minden esetben rendelkeznek egységes színskálával. Ennek oka az, hogy mindig olyan színskálát választottam, amellyel az aktuális struktúra a legjobban megjeleníthető. A MATLAB-ban elérhető skálák közül: a fekete-fehéret, a HSV-t (henger-koordinátarendszerben felvett színskála, a Hue-Saturation-Value rövidítése [9]), valamint ezek invertáltjait választottam.

2. A gain kalibráció

2.1. A detektor jele

A CMOS fotodióda mátrixszal ellátott szcintillációs detektorok egyik tulajdonsága, hogy a hely függvényében, pixelről pixelre változik a fotonok regisztrálási hatásfoka és az elektromos jel erősítése. Ennek oka a detektorpixelék eltérő fizikai hatásfokában és a diódák elektromos kapcsolásában keresendő. A végeredmény az lesz, hogy egy tárgy nélküli, üres kép (7. ábra) nem lesz homogén.



7. ábra Egy tárgy nélküli projekció 50 keV-os csőfeszültségen. A kép szembetűnően inhomogén **A)** a pixelsérülések, **B)** a kisebb-, **C)** a nagyobb detektorpanelek közötti pixelek kisebb erősítése és **D)** a pozíciótól függő fluxus miatt.

Már a gyártási folyamatban vagy későbbi használatkor sérülést (7. ábra/A) szenvedhet a szcintillációs kristály vagy a hozzá tartozó dióda, így detektálási hatásfoka csökkenhet a többi

pixeléhez képest. A hatásfok az idővel és a használattal arányosan csökkenhet. Állandó és nem 0 hatásfok mellett a pixel jónak tekinthető, ha a megvilágítással a jel arányos marad, azonban egyes pixelek akár teljesen el is veszthetik detektálási képességüket, ezeket halott pixeleknek hívjuk.

Elektromos kapcsolat tekintetében fontos, hogy a mátrixstruktúra először is egy helyregisztráló áramkört igényel, másodsor a pixelek egyenkénti, kis- és nagycsoportba rendeződött erősítését. Együttesen egy homogén jelfeldolgozást, erősítést kéne létrehozniuk, de ez nincs így. Az erősítési struktúrák határánál mindig felfedezhetőek csökkent erősítési faktorról jellemezhető pixelek (7. ábra/B), és minél nagyobb struktúráról beszélünk, annál nagyobb a határokon felfedezhető különbség (7. ábra/C). Ezek a pixelek nem tekinthetőek halottnak, a szolgáltatott jel továbbra is arányos a megvilágítással.

A különböző hatásfokból és az eltérő erősítésből származó hibát együttesen **gain hibának** nevezzük.

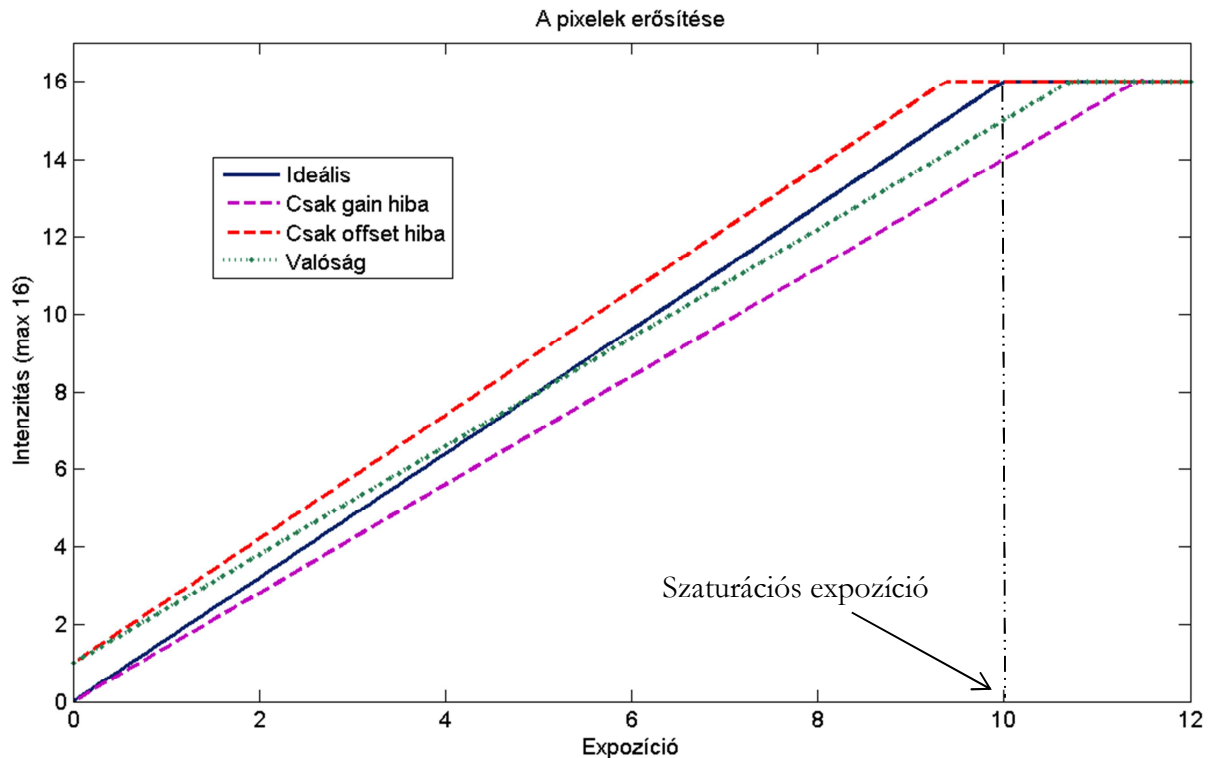
Integrált jelgyűjtésben minden esetben hibát okoz az elektronika együttes elektromos zaja, az úgynevezett sötét áram. Ehhez a zajhoz adódik hozzá a külső radioaktív háttérsugárzásból származó beütések jele. A hibát együtt **offset hibának** hívjuk, tulajdonsága, hogy a detektor expozíciós idejétől függ.

A detektorpixel jele azonban nemcsak az egyedi erősítéstől és az expozíciós időtől, hanem természetesen a pixel helyén mért fluxustól is függ. A fluxus értéke pedig a röntgencső fókuszfoltjától mért távolság négyzetének függvénye. Egy síkdetektor felületén ez a fluxus sosem azonos, így arányos torzulást okoz, a hibát **flatness hibának** nevezzük (7. ábra/D).

2.2. A gain kalibráció meghatározása és kivitelezése

A gain és az offset hiba jellegét mutatja a 8. ábra. A gain, az offset és a flatness hibát kalibrációs eljárással kell kiküszöbölni. A kalibráció célja, hogy az összes pixelt uniformizáljuk, méghozzá a 0 tengelymetszetű, legnagyobb erősítési faktorról rendelkező (legmeredekebb egyeneshez tartozó) pixelhez (8. ábra: Ideális). A kalibráció helyfüggő lesz, vagyis a detektor és/vagy a forrás elmozdításakor a kalibrációt újra el kell végezni.

A pixelek jele a röntgenspektrum alakjától, vagyis a csőfeszültségtől is függ, de nem ismert módon. Ezért a gain kalibráció értékei mindig csőfeszültség egyediek, később csak a már bekalibrált feszültségértékeken lehet projekciót felvenni. A kalibrációt 35, 50 és 80 kV-os feszültségen végeztük el.



8. ábra A pixelek különböző hibákból eredő különböző erősítés-karakterisztikája.

A **gain kalibráció** elnevezés jelöli továbbiakban azt a több lépésből álló folyamatot, mely elvégzi a pixelek uniformizálását, míg a félreértések elkerülése végett **erősítés kalibrációnak** nevezem azt az egy lépést, ahol a pixelek erősítését, vagyis a gain hibát regisztráljuk.

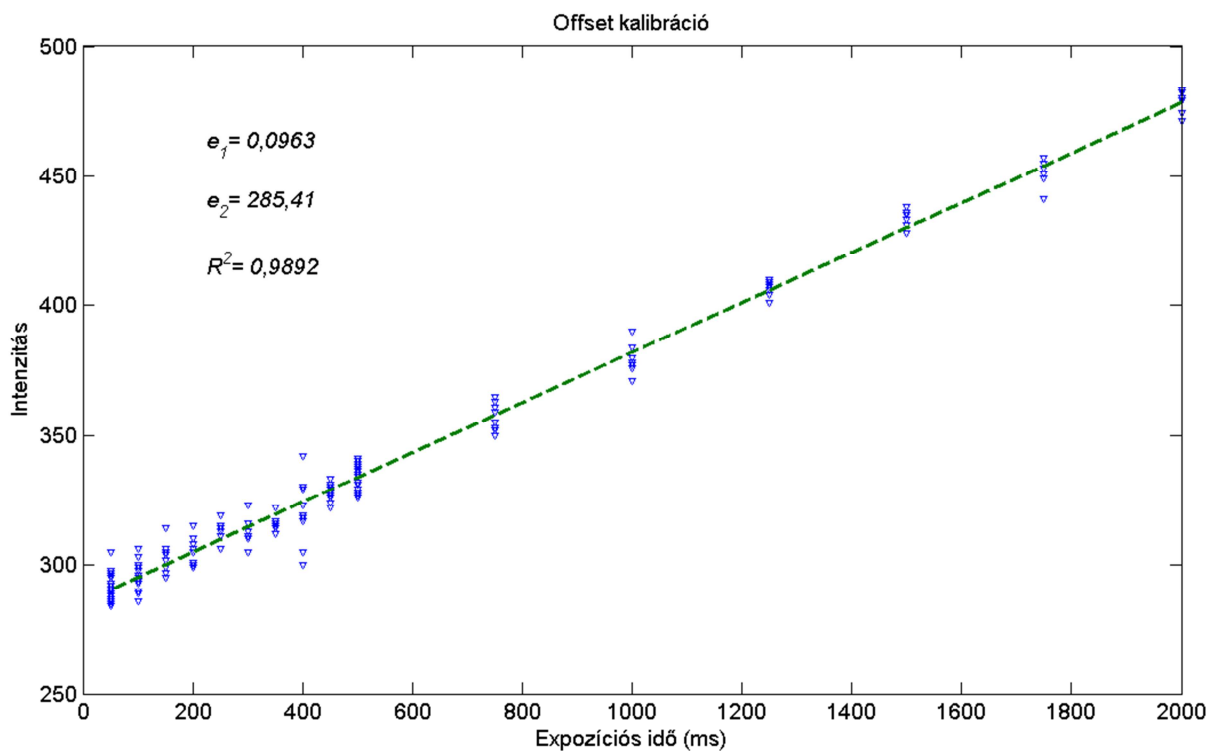
A kalibráció során nem helyezünk semmilyen tárgyat a sugár útjába. Fontos továbbá, hogy a detektor felülete tiszta legyen, a szennyeződések el kell távolítani róla.

A gain kalibráció 5 lépésből áll. A 2.2.1 és 2.2.2. lépésekben a pixelek egyedi működését regisztráljuk, a mérési pontokra polinomokat illesztünk, az együtthatókat pedig pixelenként tároljuk el, vagyis együttható táblázatokat fogunk kimérni.

2.2.1. Offset kalibráció

Az offset mérés célja, hogy megvilágítás nélkül regisztráljuk a háttér jel mértékét. A pixelek intenzitás értékeit a detektor expozíciós idejének függvényében vesszük fel. Több mérést is végzünk egy expozíciós idővel és ezeket a pontokat átlagolhatjuk is. Az intenzitás ~ expozíciós idő grafikonját a 9. ábra mutatja. A mért pontokra elegendő első fokú polinomot illesztünk (5):

$$Int_{offset} = e_1^{off} \cdot t_{exp} + e_2^{off} . \quad (5)$$

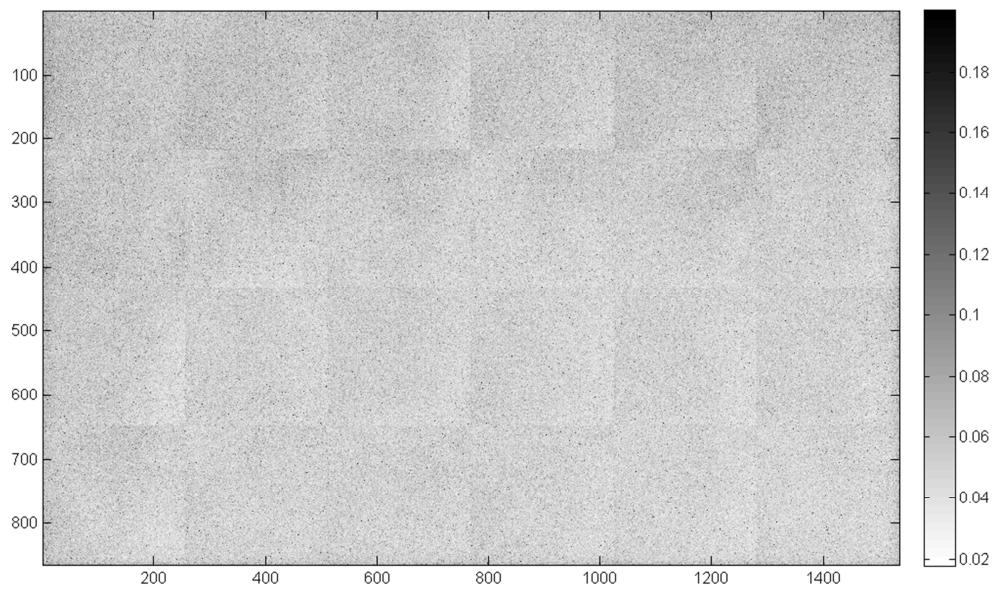


9. ábra Offset kalibráció mérése: az intenzitás a sötétáram miatt függ az expozíciós időtől.

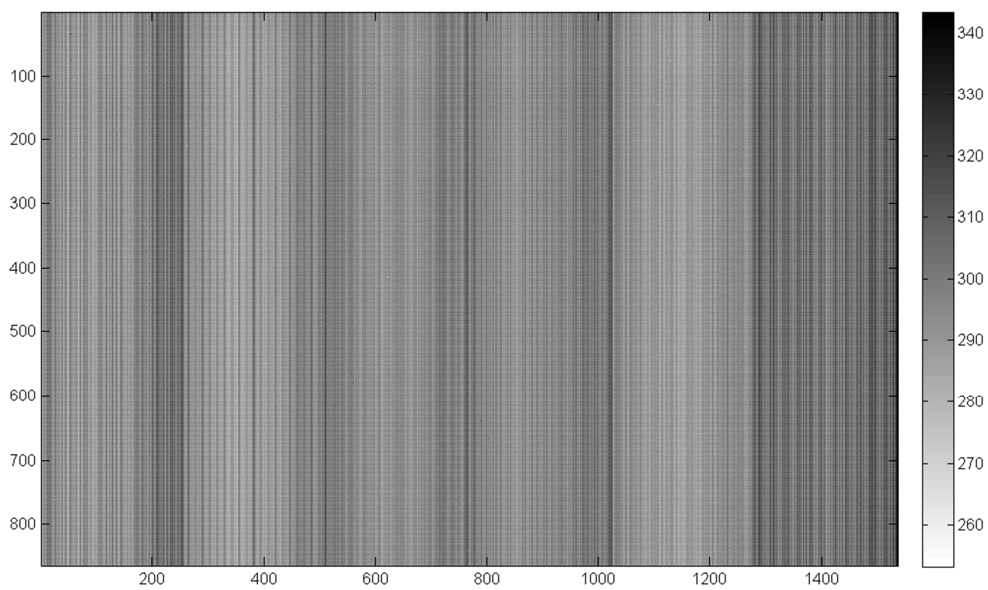
Az illesztések után érdemes megtekinteni az együtttható táblázatokat, azokat egy-egy képként ábrázolva (10–13. ábra), valamint az értékek átlagát, szórását és terjedelmét. A kiszóró pontok az átlagtól legalább ± 3 szórásnyira térnek el. A 2. táblázatból látszik, hogy az e_1^{off} együttthatónál és R^2 értéknél az átlagos értéktől jelentősen eltérnek a minimum vagy maximum értékek, így az ábrázolás során — a jobb színskálázás érdekében — ezen kevés (az átlagnál 9 szórással kisebb vagy nagyobb, $\sim 10^{-2}\%$) pontot az átlagossal helyettesítettem.

	e_1^{off}	e_2^{off}	R^2
Átlag	0,0545	295,7	0,9652
Szórás	0,0157	8,4	0,0181
Relatív szórás (%)	28,7	2,9	1,9
Kiszóró pontok (%)	1,1	0,5	1,3
Minimum	0,0179	253,3	0,0088
Maximum	1,4742	343,4	0,9973

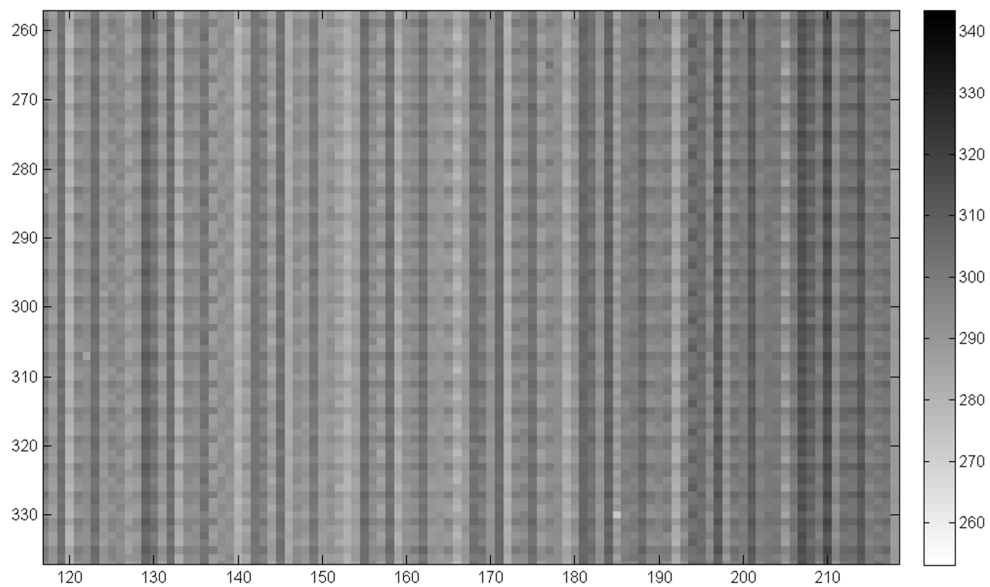
2. táblázat



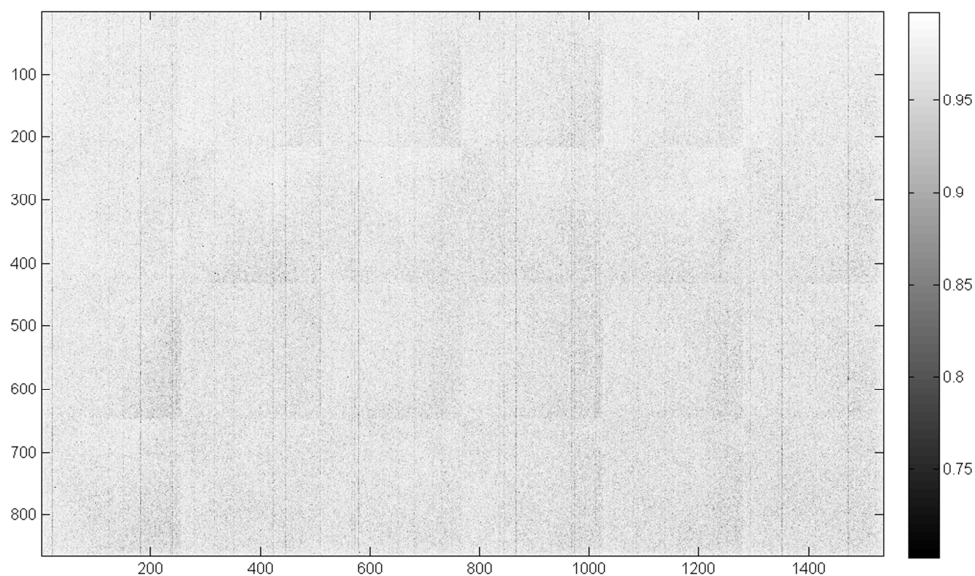
10. ábra A_z offset kalibráció e_1 együtttható-mátrixa.



11. ábra A_z offset kalibráció e_2 együtttható-mátrixa.



12. ábra A_z offset kalibráció e_2 együtttható-mátrixa egy nagyított részleten.



13. ábra A_z offset kalibráció mérési illesztésének R^2 érték-mátrixa.

A grafikonok alapján megállapítható, hogy az offset hiba lényegében egy platónak tekinthető, a szokásos expozíciós időknél az időtől függő offset-intenzitáskorrekció 10-30 körül van. A képek talán az elektronikai alkatrészek mintáját ábrázolják: panelmátrixok, vezetékek struktúrája fedezhető talán fel.

Az offset kalibráció értékeit a továbbiakban minden egyes projekció során fel kell használni (még az erősítés kalibráció során is): a mért intenzitásértékből le kell vonnunk az adott projekcióra érvényes expozíciós időhöz tartozó offset értéket, természetesen pixelről pixelre. A korrekció képlete:

$$Int_{offset\ korr} = I_{mért} - (e_1^{off} \cdot t_{exp} + e_2^{off}). \quad (6)$$

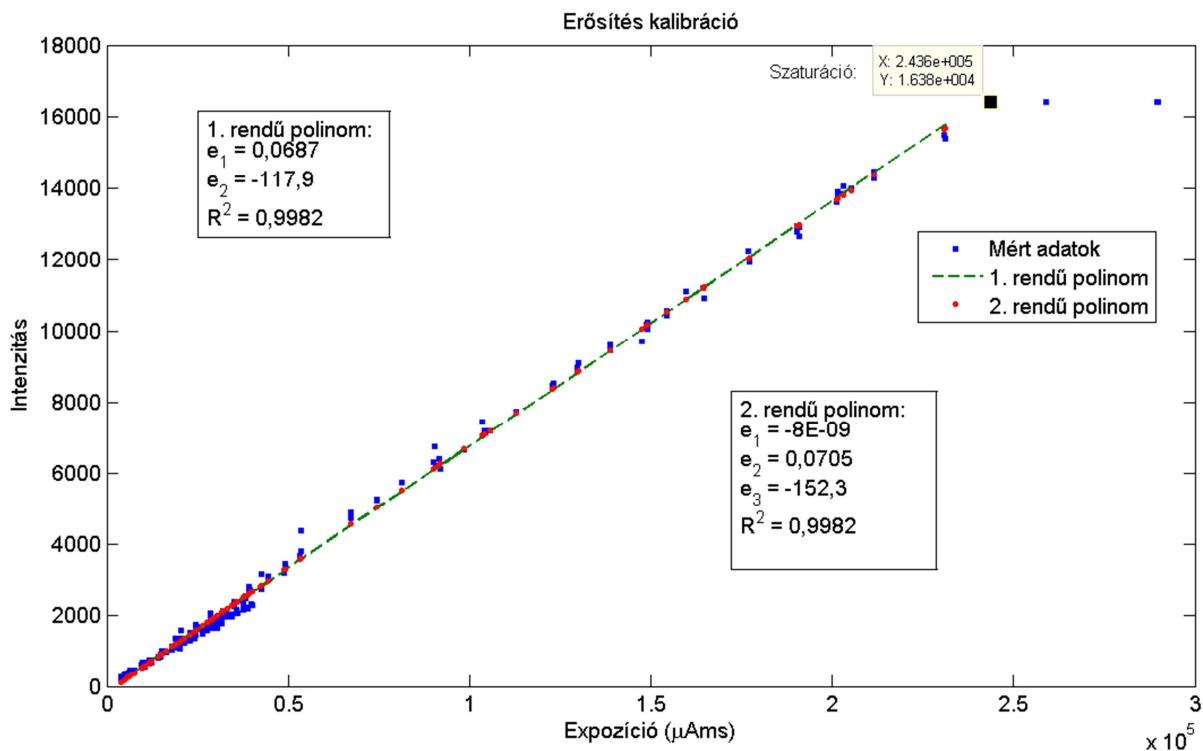
2.2.2. Erősítés kalibráció

Az erősítés kalibráció során regisztrálni szeretnénk a pixelek jelerősítésének adatait. Ezen lépésben nem különböztetjük meg a gain és flatness hibából adódó eltéréseket, a kalibráció együttesen kezel minden, arányos erősítési problémát.

A pixeleken mért beütések száma az expozíciós időtől és a csőáramtól is lineárisan függ, ezért célszerű a két mennyiség szorzatával számolni a továbbiakban, elméletileg ekvivalensnek tekinthető pl. egy $100\ \mu\text{A} \times 300\ \text{ms}$ -os és egy $300\ \mu\text{A} \times 100\ \text{ms}$ -os felvétel — ha elhanyagoljuk az expozíciós időtől ugyan függő, de kicsi offset intenzitást. A $(I \cdot t)_{exp}$ mennyiséget hívjuk **expozíciónak**, mértékegysége μAms (nC). Az erősítés kalibráció során úgy változtatjuk az expozíciót (általában 3 különböző expozíciós időt bejárva) és vesszük fel az üres képeket, hogy az intenzitástartományt teljesen bejárjuk: a minimális expozíciótól ($100\ \mu\text{A} \times 40\ \text{ms}$, ehhez feszültségértékeként különböző minimális intenzitás társul) egészen a pixelek szaturációjáig (16383). A mért pontokra elegendő volt elsőfokú polinomot illeszteni (7).

$$Int_{gain} = Int_{mért}(I, t_{exp}) - Int_{offset}(t_{exp}) = e_1^{gain} \cdot (I \cdot t)_{exp} + e_2^{gain}. \quad (7)$$

A mérések azt mutatták (14. ábra), hogy a másodrendű tag már elhanyagolható, a MATLAB hibaüzenetben is értesített a rossz kondicionáltságról.

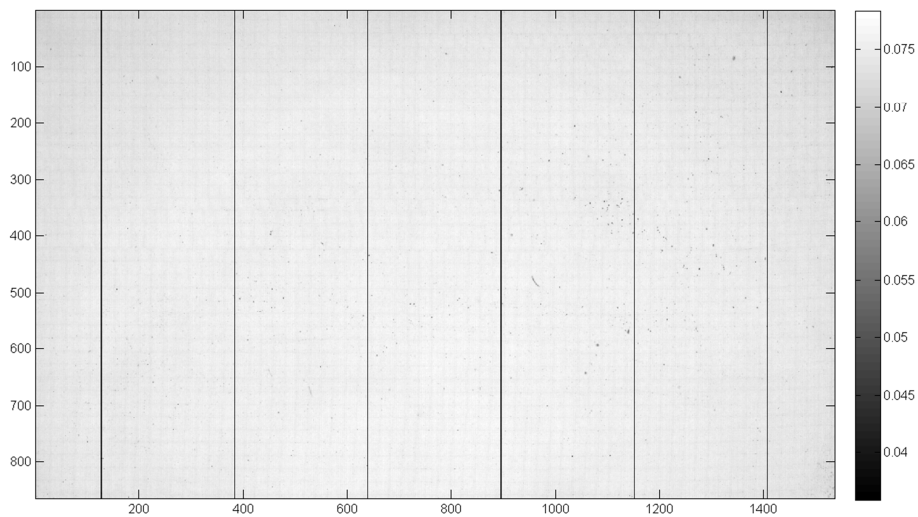


14. ábra Az erősítés kalibráció intenzitás ~ expozíció grafikonja egy pixel esetén.

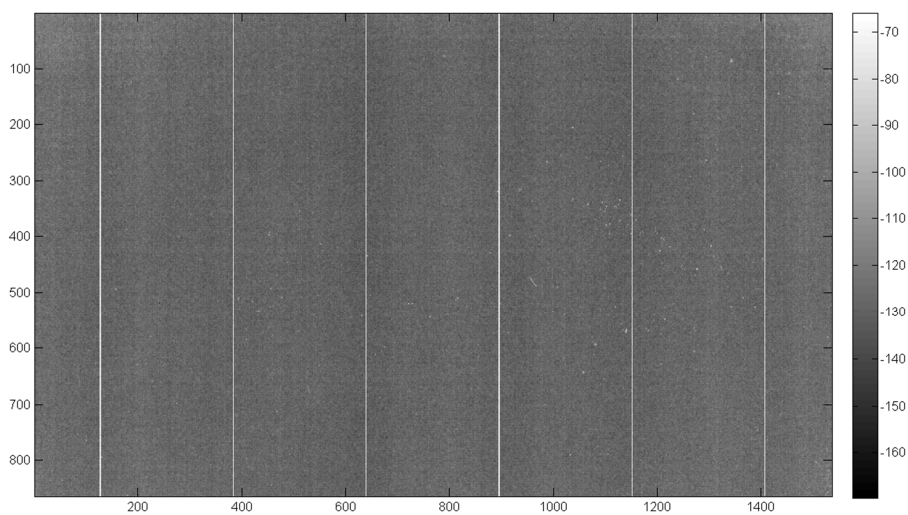
Az illesztések adatait a 3. táblázat tartalmazza. Az együtthatókat ismét ábrázolhatjuk a hely függvényében (15–17. ábra). A képek és adatok az 50kV-os feszültséghez tartoznak.

	e_1^{gain}	e_2^{gain}	R^2
Átlag	0,0745	-127,3	0,9981
Szórás	0,0030	5,9	7,4E-05
Relatív szórás (%)	4,1	4,6	7,2E-03
Kiszóró pontok (%)	0,8	0,9	0,9
Minimum	0,0359	-169,8	0,9977
Maximum	0,0783	-66,0	0,9987

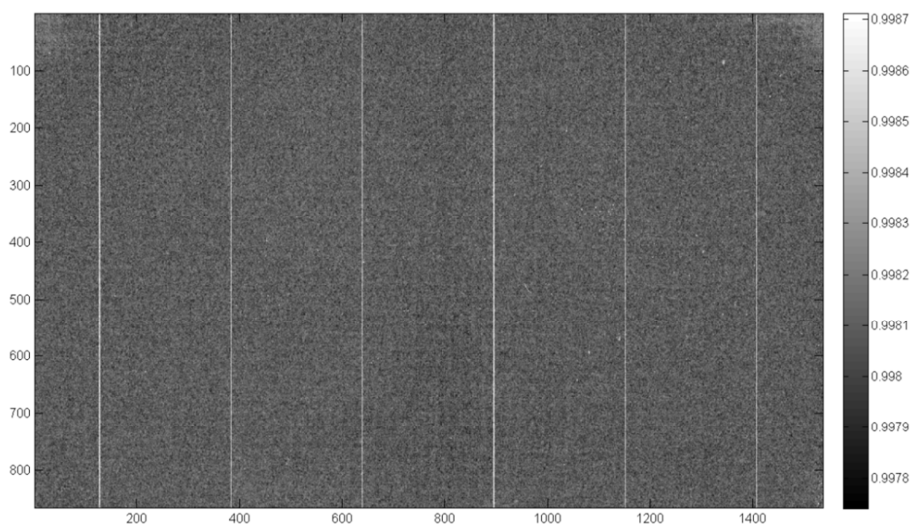
3. táblázat



15. ábra A_{ζ} erősítés kalibráció e_1 együttható-mátrixa.



16. ábra A_{ζ} erősítés kalibráció e_2 együttható-mátrixa.



17. ábra A_{ζ} erősítés kalibráció mérési illesztésének R^2 érték-mátrixa.

A képekből egyértelműen kiderül, hogy melyek a gyengébb erősítésű pixelek, amelyek leginkább elrontják a kép homogenitását, a nyers projekciók képminőségét, és rossz hatással vannak a rekonstruált képre is. A projekciók korrigálása során a kimért együtthatók ismeretében pixelről pixelre mindig képesek leszünk visszazámolni az aktuális intenzitáshoz tartozó virtuális expozíciót. Ezt lineáris függvény esetében a (8) képlettel tudjuk megtenni.

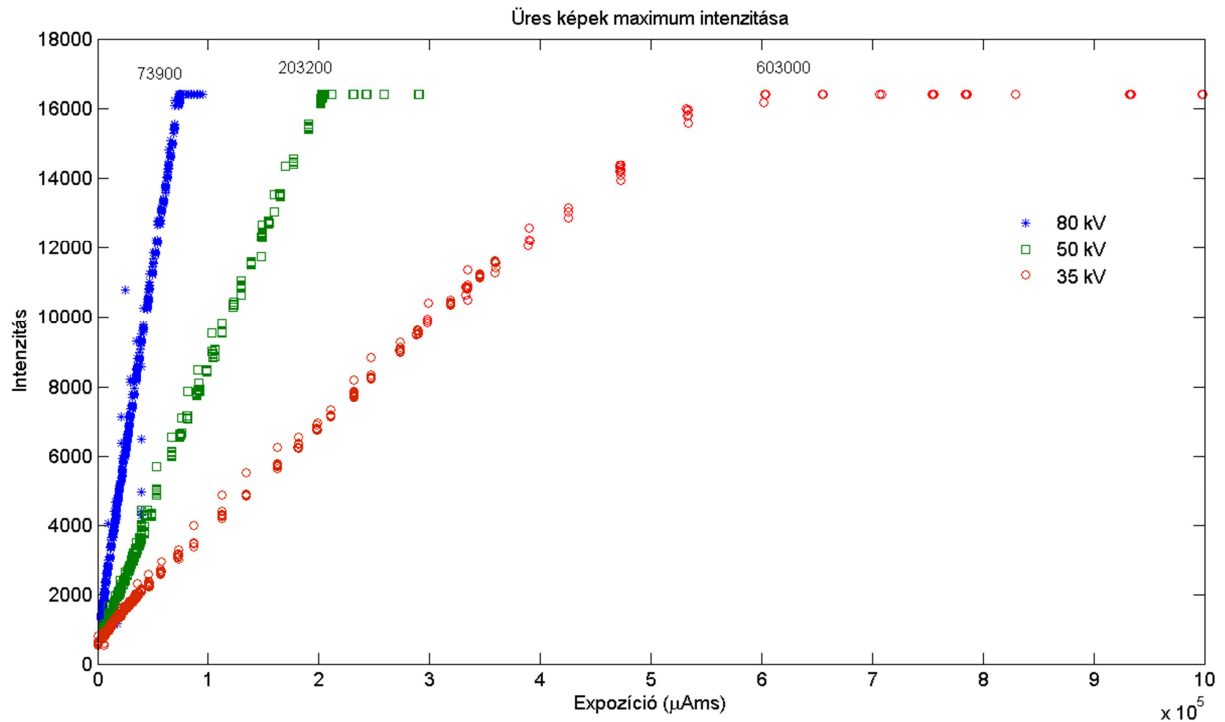
$$(I \cdot t)_{virtuális} = \frac{Int_{Offset\ korr}(I, t_{exp}) - e_2^{gain}}{e_1^{gain}}. \quad (8)$$

Amennyiben magasabb rendű polinom illesztésre kerül sor, akkor az illesztést egy transzponálás művelet után kell megtenni, az eredeti függvényünk invertált lesz, amelybe egyszerűen lehet behelyettesíteni.

2.2.3. Szaturációs expozíció meghatározása

A gain kalibráció során ki kell mérnünk azt az „expozíciós idő×áramerősség” szorzatot, melynél a detektor pixelei telítésbe mennek, szaturálódnak. A szaturációs expozíció lesz a gain korrekciós lépésben az a fontos paraméter, mely meghatározza az uniformizált pixelek erősítését: az intenzitás~expozíció függvény meredekségét (9). Az erősítés kalibráció során gyűjtjük az üres képek maximum intenzitás értékeit, majd a 16383 értékkel bíró pontok közül a minimális expozíciót választjuk szaturációs expozíciónak, illetve amennyiben a grafikusán várt érték körül kevés mérési adat van, abban az esetben a növekvő és a szaturált egyenes metszéspontjában. Az eredmény ellenőrzését grafikusán (18. ábra) végezzük el. Az egyenes meredeksége:

$$m_{max} = \frac{2^{14} - 1}{(I \cdot t)_{szat}}. \quad (9)$$



18. ábra Az üres projekciók maximum intenzitás az expozíció függvényében.

Feszültség (kV)	35	50	80
Szaturációs expozíció (µAms)	603000	203200	73900

4. táblázat

2.2.4. A projekciók gain korrigálása

A pixelek kalibrálása után elvégezhetjük a projekciók gain korrekcióját, vagyis homogenizálhatjuk a képünket. A korrekció lényege, hogy pixelenként elvégezzük az offset korrekciót (6), majd az intenzitásértékből az erősítés kalibrációs függvényből visszaszámoljuk a pixelekhez tartozó virtuális expozíciót (8). Utolsó lépésben a maximális erősítésű (9) pixelhez tartozó (0 tengelymetszetű) függvénybe behelyettesítjük a virtuális áramerősség, expozíciós idő szorzatot:

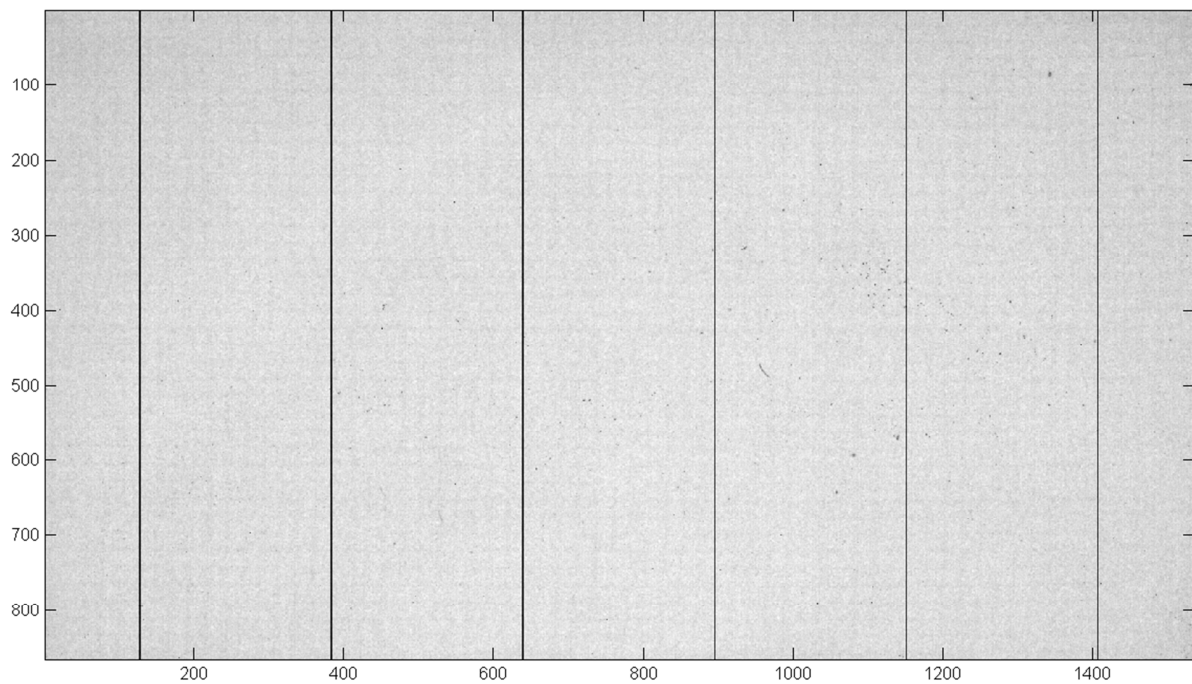
$$Int_{gain\ korr} = (I \cdot t)_{virtuális} \cdot m_{max} = (I \cdot t)_{virtuális} \cdot \frac{2^{14} - 1}{(I \cdot t)_{szat}} \quad (10)$$

2.2.5. Halott pixel keresés

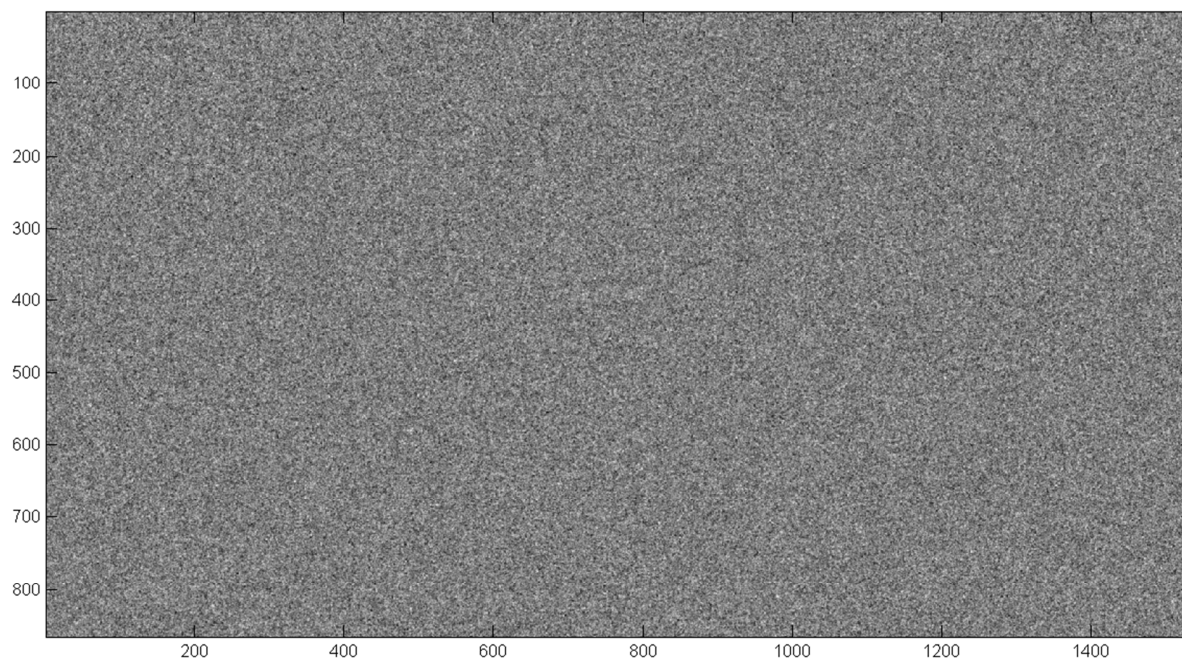
Az offset és erősítés korrekció után tudjuk a halott pixeleket regisztrálni, melyek nem megfelelően vagy egyáltalán nem is adnak jelet. Halott pixelnek tekintjük azokat, melyek a gain korrekció után, az üres képeken az átlagos értékektől a relatív szórás 3-szorosánál jobban eltérnek. A pixel sorszámát elmentjük és a projekciókon a gain korrigálás után a szomszédos pixelek átlagával helyettesítjük.

2.3. Homogenitás vizsgálat projekciókon

A gain kalibráció jóságát először projekciókon tudjuk ellenőrizni, még hozzá az erősítés kalibrációnál felvett üres képeken, a homogenitást vizsgálva. Az első vizsgálat kvalitatív, nézzünk egy üres projekció nyers (19. ábra) és gain-korrigált (20. ábra) változatát. A projekció adatai: $U = 50 \text{ kV}$, $I = 307 \text{ mA}$, $t_{\text{exp}} = 400 \text{ ms}$.



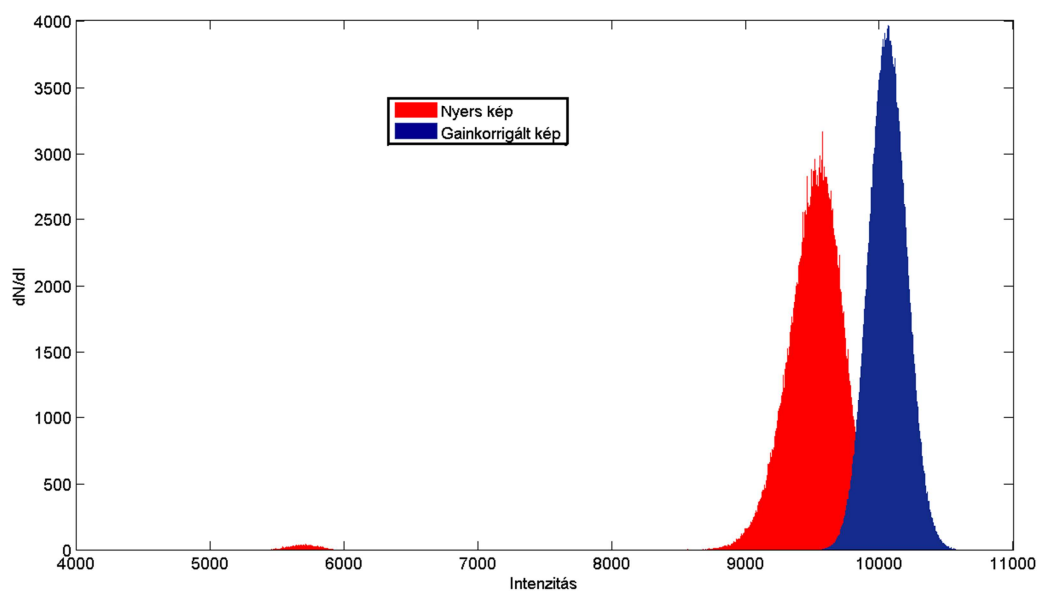
19. ábra Egy üres projekció gain-korrekció nélkül.



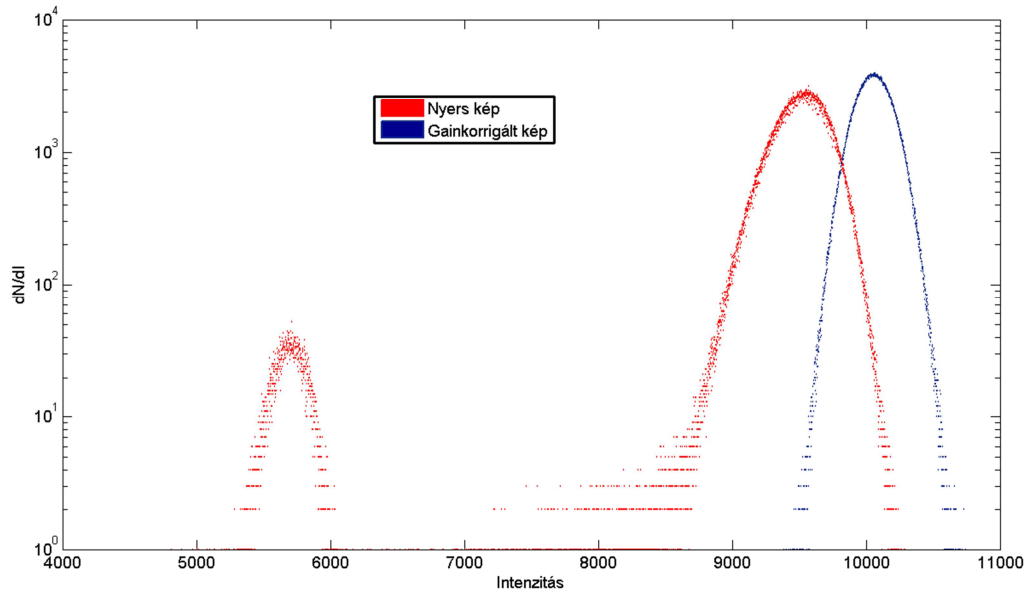
20. ábra Egy üres projekció gain-korrektó után.

Az emberi szem számára mindenképpen homogénebb a korrigált kép, a lényeges struktúrák eltűntek.

A második vizsgálat, ha ennek az előbbi két képnek vesszük az intenzitás szerinti hisztogramját (21. és 22. ábra).

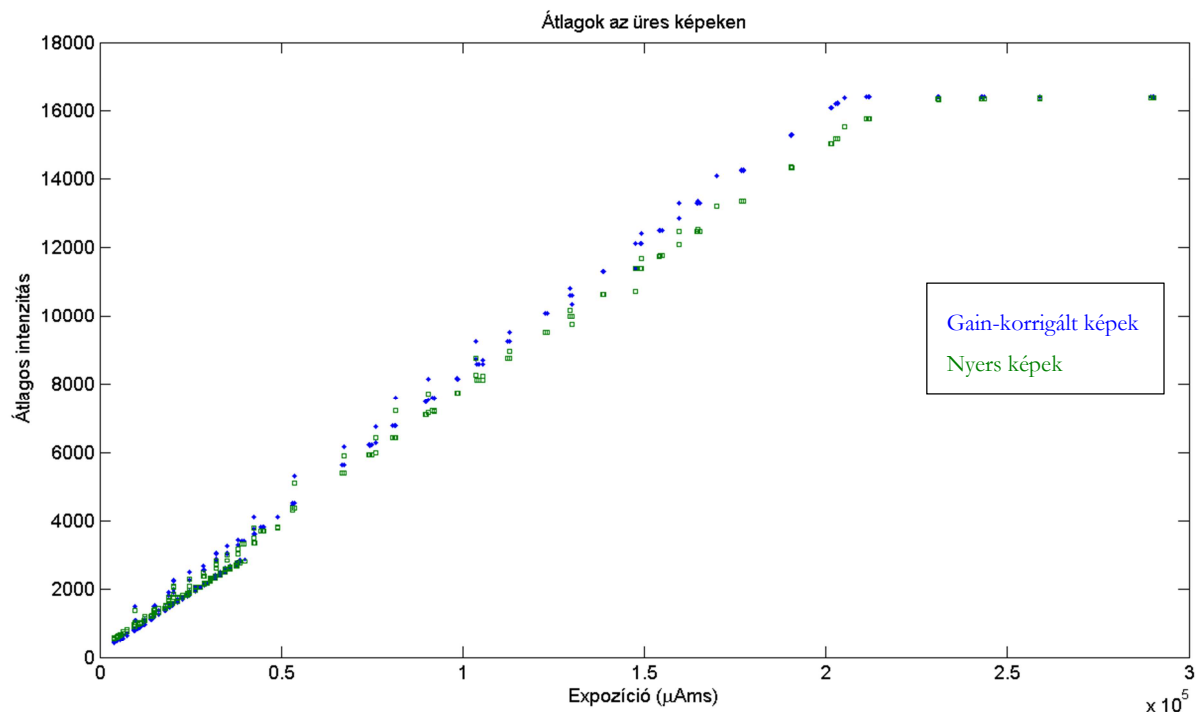


21. ábra Egy üres projekció intenzitás hisztogramja gain-korrigált és korrigálatlan esetben. A korrigált képnek magasabb átlagértéke és kisebb szórása van.

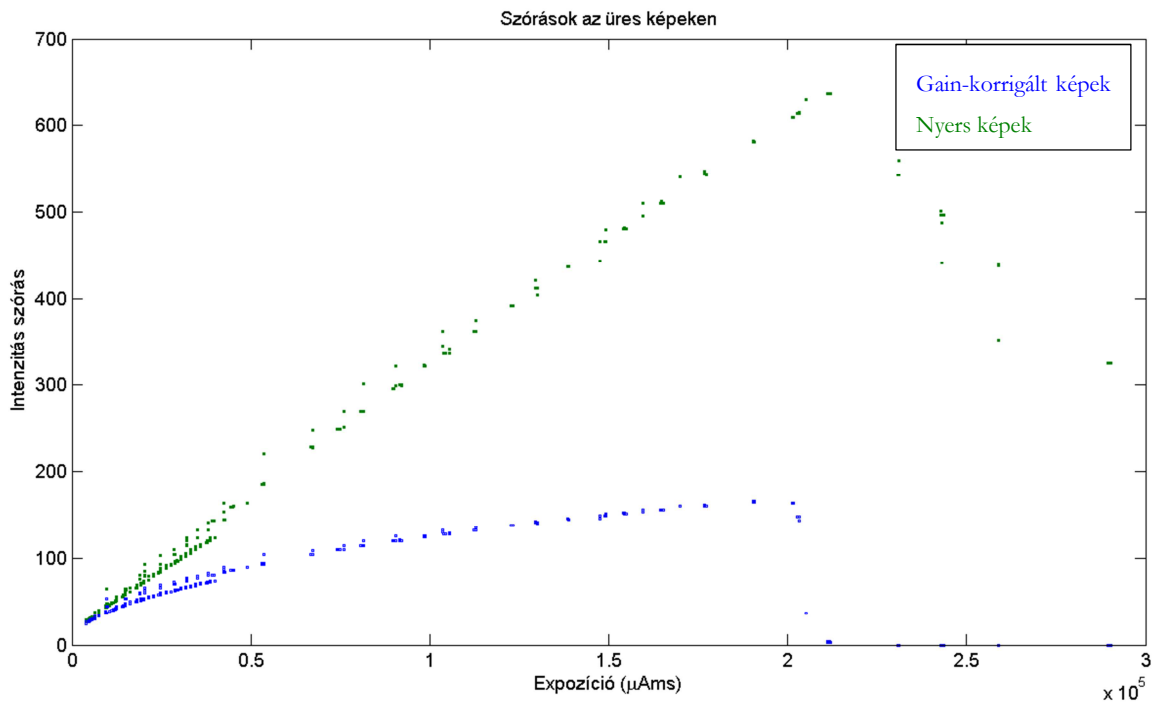


22. ábra Egy üres projekció intenzitás hisztogramja logaritmus skálán gain-korrigált és korrigálatlan esetben.
A grafikon egyértelműen mutatja a kiszóró pontok eltűnését a gainkorrekció során.

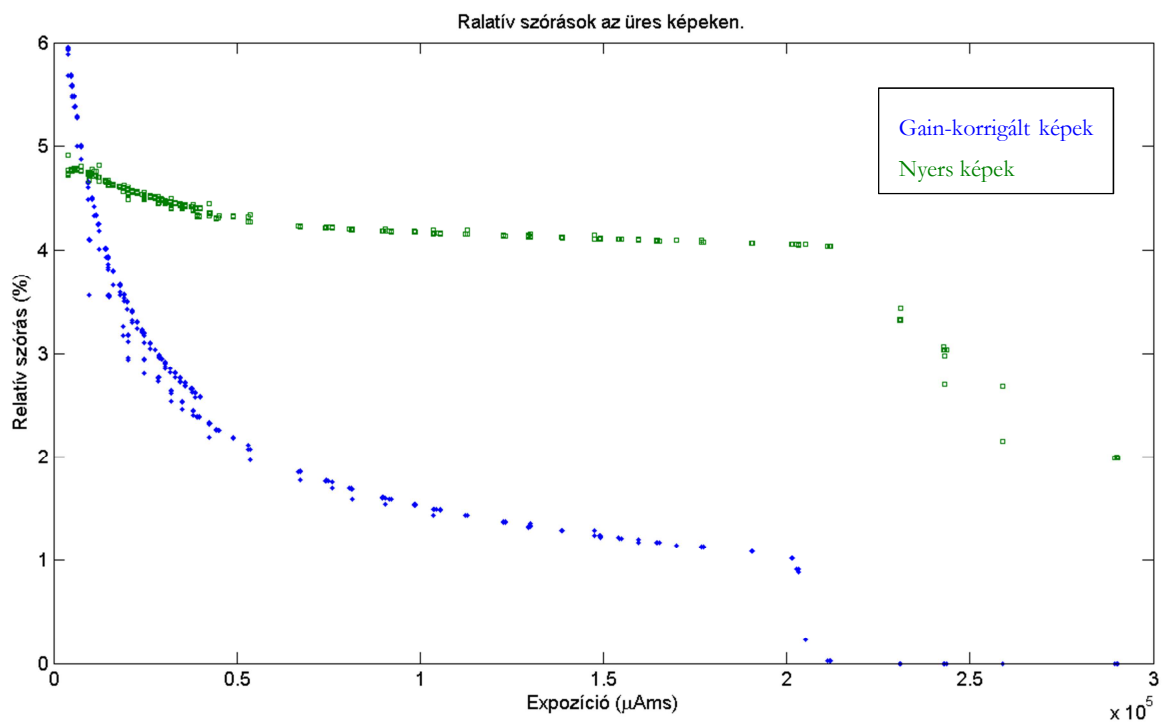
A harmadik vizsgálat a hisztogramok kvantitatív vizsgálata: számoljuk az átlagot, a szórást, a kiszóró pontok számát az összes kalibrálási projekción nyers és korrigált esetben is, az eredményeket pedig grafikusán értékeljük ki (23.-25. ábra).



23. ábra Az üres képek átlagos értéke az expozíció függvényében gain-korrigált és nyers képeken.



24. ábra Az üres képek intenzitás szórása az expozíció függvényében gain-korrigált és nyers képeken.



25. ábra Az üres képek relatív szórása az expozíció függvényében gain-korrigált és nyers képeken.

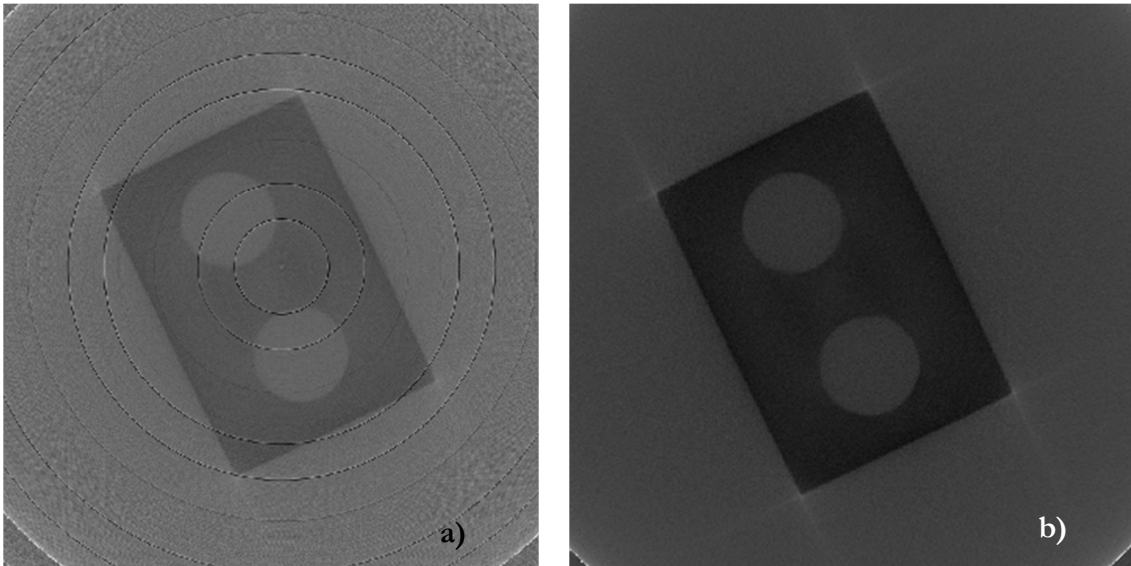
A grafikonok egyértelműen igazolják a gain-korrekció eredményességét. Az üres képek átlagos intenzitása magasabb lett, ami abból adódik, hogy a pixelek általában egy nagyobb erősítésű pixelhez lettek uniformizálva. Ez a megállapítás nem igaz kis expozíciókra, mert az uniformizált pixelek tengelymetszete 0-ra lett rögzítve.

A szórások és a relatív szórások jelentős csökkenése a képek nagyobb homogenitására utal. Kis expozícióknál azért nő meg a relatív szórás, mert míg a szórás csak kis mértékben különbözik a gain-korrigált képeken a nyers képektől, addig az átlag pont ezen a tartományon kisebb a korrigált képek esetén.

Már az egyes pixelek intenzitás \sim expozíciós grafikonján is fel lehetett fedezni egy enyhe torzultságot, miszerint a pontok nem egy, hanem 2 vagy 3 egyenes mentén helyezkednek el, melyek tengelymetszete és meredeksége is enyhén eltérnek egymástól. Az ok abban keresendő, hogy az üres képeket nem egy, hanem 2 vagy 3 expozíciós idő (40, 100, 400 ms) beállításával vettük fel, az expozíció további változtatását az áramerősséggel értük el. Ugyan az offset kalibráció során nem azonos intenzitásértékkel kell az üres képeket változtatni, de mivel az offset intenzitás \sim expozíciós idő egyenes meredeksége kicsi (0,0545), ezért az eltérés nem indokolható ezzel. A diplomamunka során ezen utolsó, legalaposabb és legjobbnak ítélt gain kalibráció során merült fel ez a probléma, ami elképzelhető, hogy a detektor-kiolvasás helytelen vezérléséből vagy a detektor újonnan felfedezett hibájából eredhet. A jelenség nem tekinthető jelentősnek, a projekciók megfelelően lettek korrigálva, hosszútávon azonban később kivizsgálandó a probléma.

2.4. Eredmények a rekonstrukcióban

A gain kalibráció a képek rekonstruálása előtti feladatok egyik legfontosabb lépése. A nem megfelelően- vagy hiányzó gain kalibráció artefaktumokat hoz a rekonstruált képbe: helyfüggő CT szám modulációt okoz, továbbá a kisebb homogenitás a felbontást is lerontja. A következő képeken (26. a), b) ábra) bemutatom a gain-korrigálás előtti és utáni rétegfelvételeket.



26. ábra *a) Gain-korrigálás nélküli és b) gainkorrigált projekciókból rekonstruált rétegfelvétel.*

A képek egyértelműen igazolják a gain kalibrálás szükségességét, mely nélkül nemcsak artefaktumok (körvonalak) jelennek meg a képeken, azonban a homogenitás és a láthatóság is csökken.

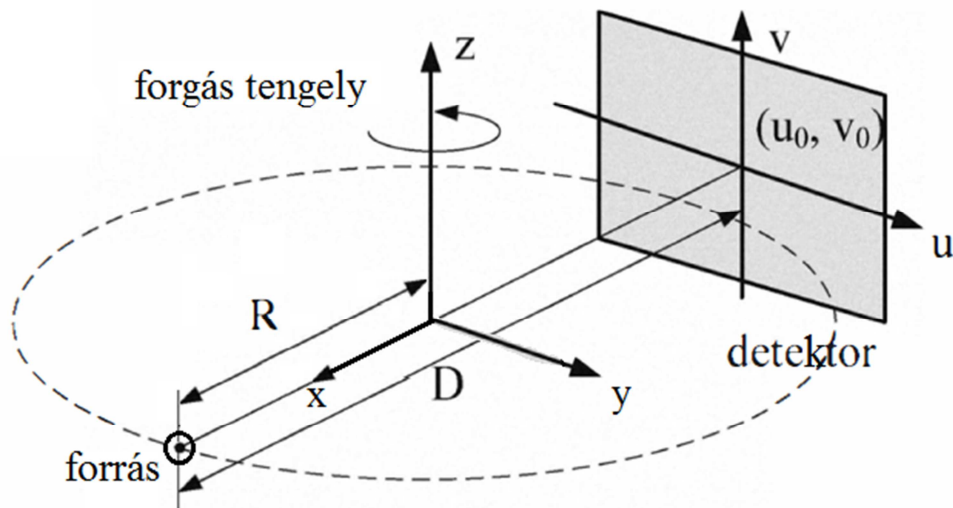
	Kalibrált kép	Nyers kép
Kontraszt	28,60	21,40
Háttér szórása	3,64	11,08
CNR	7,85	1,93

5. táblázat

3. A geometriai kalibráció

3.1. A CT geometriája

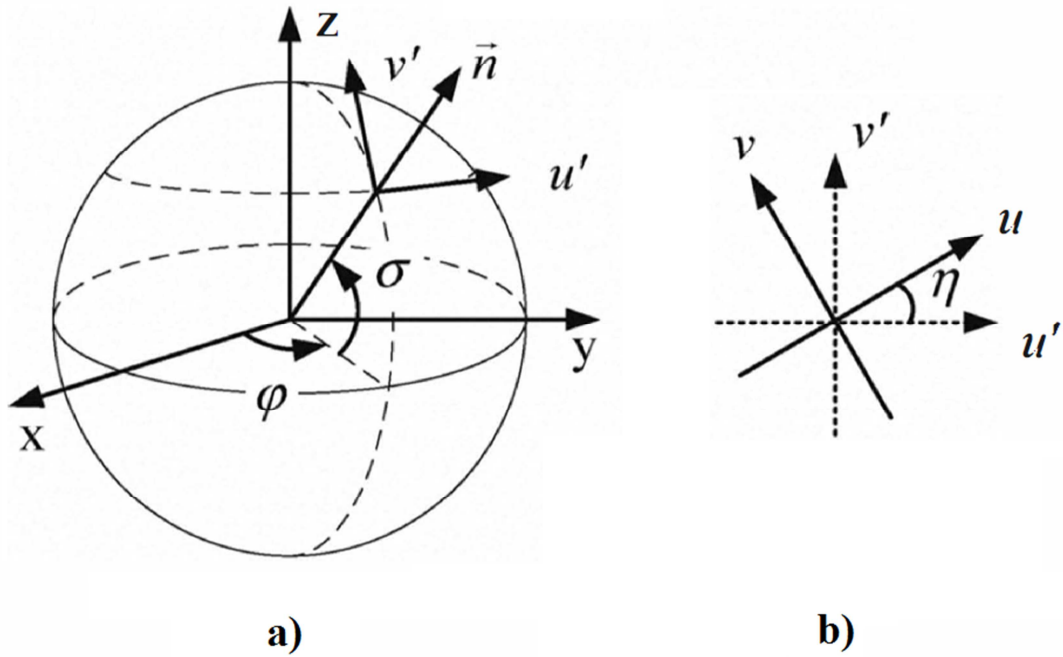
A torzításmentes és artefaktum nélküli képrekonstrukció alapvető követelménye a CT geometriai adatainak pontos ismerete. A CBCT rendszerben 2 Descartes-koordinátarendszert veszünk fel: a forgástengely (z tengely) és a forrásból kilépő ú.n. centrális sugár (x tengely; a forrást a tengellyel összekötő legrövidebb szakasz által kifeszített egyenes) meghatároz egy normális, 3D-s rendszert; másrészt a detektor pixelmátrixa egy 2D-s (u, v) diszkrét koordinátarendszert feszít ki.



27. ábra A CT geometriájának sematikus ábrája [9].

A geometriai kalibrációval meghatározható adatok a következők:

- a forrás - detektor távolság (D),
- a forrás - tengely távolság (R),
- a forrásból érkező centrális sugár vagyis az x tengely dőféspontja a detektoron (u_0, v_0) ,
- a detektor normálvektorának (\underline{n}) 2 gömbi polárkoordinátája (φ, σ) és a normálvektor irányába mutató rotáció szöge (η) .



28. ábra A detektor szög szerinti orientációját leíró szögek definiáló ábrája. **a)** A normálvektor gömbi polárkoordinátái. **b)** A forgástengely és a detektor v pixeloszlop által bezárt szög [9].

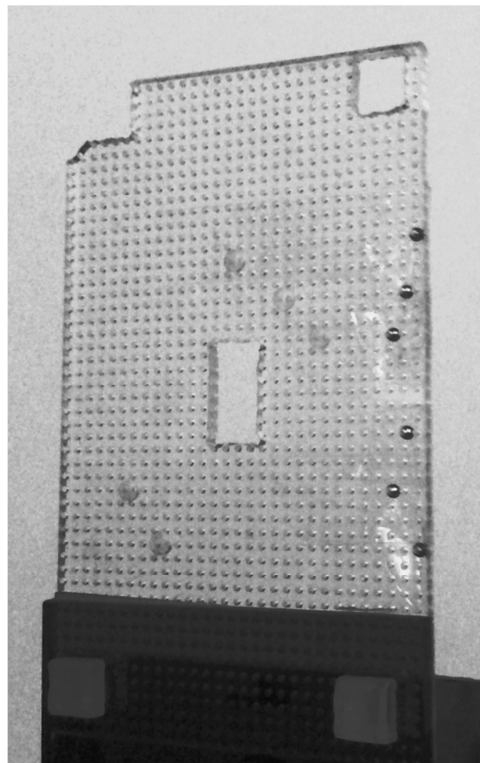
A detektor ideális orientációja a $\eta = \sigma = \varphi = 0$ szögbeállást jelenti. Kimutatható azonban, hogy a 3 szög közül egyedül az η szögnek van jelentős hatása a rekonstruált kép minőségére, a (φ, σ) szögek elhanyagolhatóak a számolás során, és elég a detektort a felszerelésakor szemmértékre a $\sigma \approx \varphi \approx 0^\circ$ -os pozíciót közelítve beállítani [9].

Az NTI mikro-CT-ben a detektor és a röntgenső a fém tartóelemekhez rögzítve voltak, ezért ezeknek az elmozdulása elenyésző (a D, v_0 paraméter közelítőleg állandó maradt a mérések sorozatában). Ugyanakkor a mozgatóasztal szabadon végezhetett translációs mozgást a tér mindhárom irányában (direkt hatás az R, u_0 , de akár az η paraméterekre). Ennek okán minden rekonstrukciós mérés előtt szükség volt a geometriai kalibrációra.

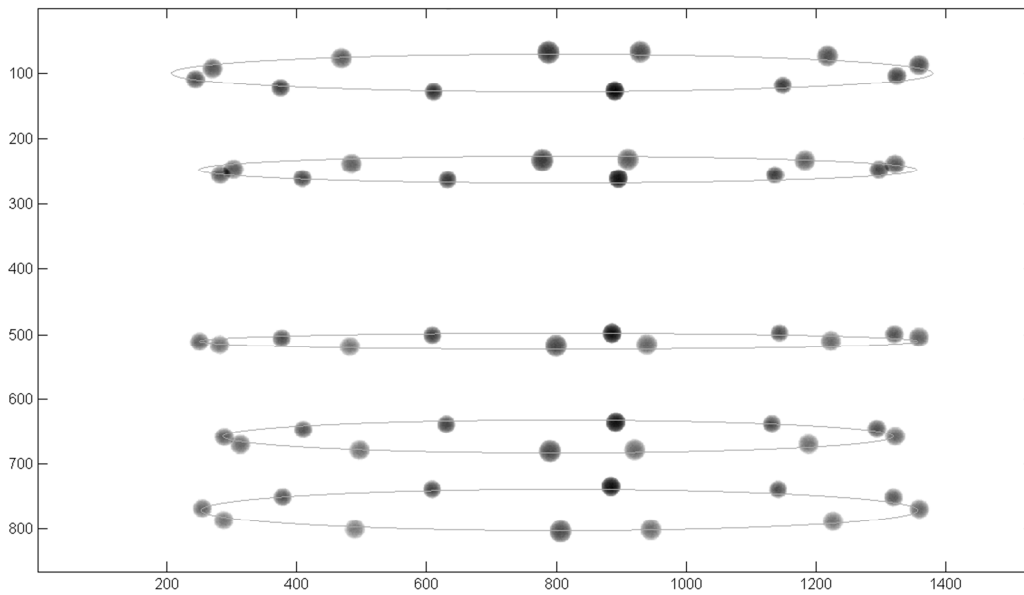
3.2. Geometriai kalibrációs fantom

A geometriai kalibráció egy egyszerű mérési módszeren alapul. Pontszerű tárgyak egy körpályán mozgatva a detektoron ellipszis szerű alakot rajzolnak. Az ellipszisek illesztett paraméterei pedig egyértelmű kapcsolatban állnak a leképezés geometriai adataival. A számolásokhoz szükség van a pontszerű tárgyak egymástól mért távolságaira, illetve legalább 3 tárgy leképezésére.

A kalibrációhoz szükséges egy fantomot tervezni, mely megfelel a mérési utasításnak. Egy ilyen fantom képe a 29. ábrán látható. A fantom egy vékony plexilemez, melyre fémgolyók vannak felerősítve. A plexilemez kicsi, míg a fémgolyók nagy elnyelésűek, így a detektoron – maximális röntgenső teljesítmény és megfelelő expozíciós idő mellett – lényegében csak a golyók árnyékát látjuk (30. ábra). Ezzel a fantomunk teljesíti a pontszerű tárgyra vonatkozó követelményt. A plexi lemez egyik felületén szabályos négyzethálót alkotó furatokat készítettünk, a golyók ezekben a furatokban helyezkednek el. Azáltal, hogy a golyók átmérője nagyobb a furatokénál, a golyók egy síkban lesznek. A golyók egymástól mért távolsága könnyen mérhetővé (leszámolhatóvá) válik ezen a diszkrét koordináta-rendszeren, így nagy pontossággal teljesíteni tudjuk a távolságokra vonatkozó követelményt is. A fantomon tetszőleges számú golyó elhelyezhető.



29. ábra *A geometriai kalibrációs fantom.*



30. ábra 5 golyós fantom képe a detektoron 12 projekció összegéből, ezzel láthatóvá válik a golyók (be is rajzolt) ellipszis pályája.

A fantom adatai:

A lyukak 1 mm átmérőjűek, a négyzetrács 2 mm-es beosztású. A lyukak ujjmaróhoz hasonló, számítógép vezérelte mechanikus gravírozóval lettek kifúrva.

3.3. Kiértékelés

A geometriai kalibráció 4 fő lépésközből áll:

1. A fantomot egyenletesen körbeforgatjuk, közben felvételeket készítünk.
2. A képeken megkeressük a golyók koordinátáit a detektor pixel rendszerben.
3. A tengely vetületéből meghatározzuk a η szög nagyságát.
4. Az illesztett ellipszisek paramétereiből és a golyó-távolságokból kiszámoljuk a geometriai adatokat.

3.3.1. A mérés

A fantom leképzésénél a későbbi kiértékelést megkönnyítve a lehető legnagyobb energiájú és intenzitású röntgennyalábot használjuk. Ez 80 kV és 1000 μ A. Az expozíciós és mintavételezési időt, valamint a forgatás sebességét úgy választjuk meg, hogy elegendő projekció készüljön egy 360°-os körbeforgatás során (legalább 400-500 kép); a detektor pixelei szaturálódjanak, leszámítva persze a golyók mögött, ugyanakkor ne növeljük az expozíciós időt egy limiten túl, mert a túl hosszú idő alatt a golyók elmozdulnak és nem kör alakú árnyékot kapunk.

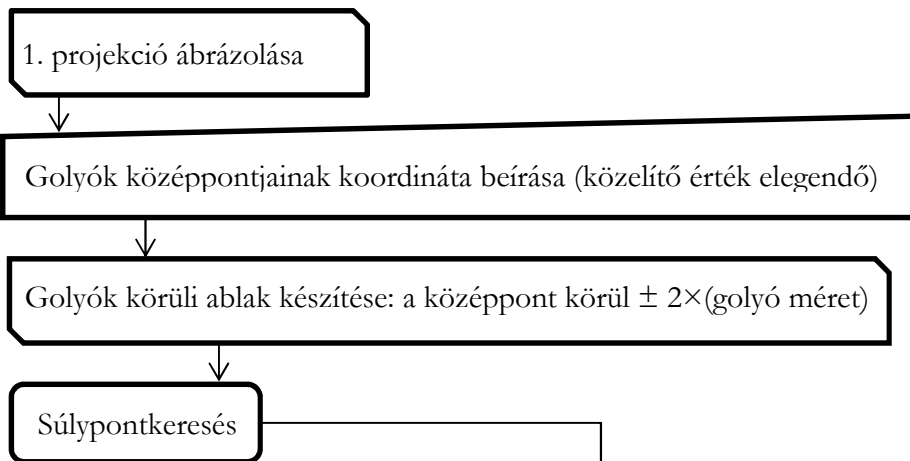
3.3.2. Koordináta keresés

A projekciókon a golyók középpontjának koordinátáit a diplomamunkám során kétféle módszerrel kerestem meg. Először egy alakzatifelismerő algoritmust írtam a MATLAB-ban. Az alakfelismerést a fordulatvizsgálatnál is használt „normxcorr2” függvény valósítja meg, mely egy mintát használ az összehasonlításhoz. Ez a minta egy projekcióról egy golyó kivágott képe (körlap). A függvény a projekción maximális értékkel jelzi az azonos struktúra középpontját. A módszer hibája, hogy a koordinátákat csak egészpontosan számolja, továbbá sok finomítás és befektetett munka után is bizonytalan eredményeket szolgáltatott.

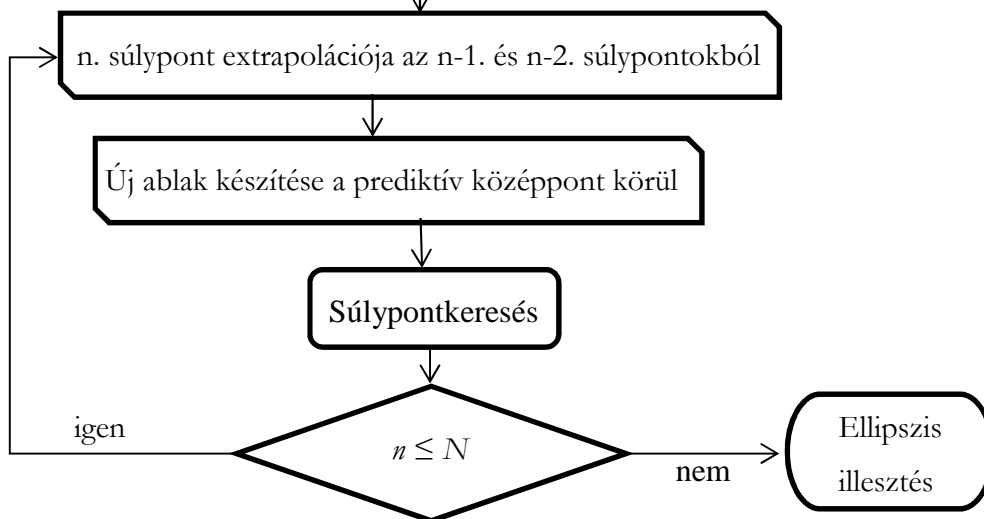
A jelenleg is használt módszerben a golyók képének intenzitással súlyozott súlypontjának keresése történik. Az algoritmus az első két projekción a felhasználó beavatkozását kéri, majd ezután válik automatikussá. Az első két projekción ugyanis a felhasználónak kell megadnia az egyes golyók körül egy-egy ablakot. Ezt később a program maga számolja. A következő folyamatábrán (31. ábra) bemutatom az algoritmus működését. A módszer hibája, hogy a plexi tartó minden forgatási lépésben más effektív (sugárirányban mért) vastagsággal rendelkezik, mely torzítja a golyók szimmetrikus elnyelési mintáját, így a súlypontot is.

Az ábrán használt jelölések: N a teljes fordulat összes projekcióinak száma; n az aktuális projekció sorszama; „Érték” jelenti a projekciók intenzitásértékeit a detektorpixeleken; „Koord” jelenti a pixel (u,v) pozícióját. Az automatikus súlypontkeresés után lehetőség nyílik grafikus ellenőrzésre és az egyértelműen rossz súlypontok újragenerálására a többi pont közötti interpolációval vagy manuális értékbeírással.

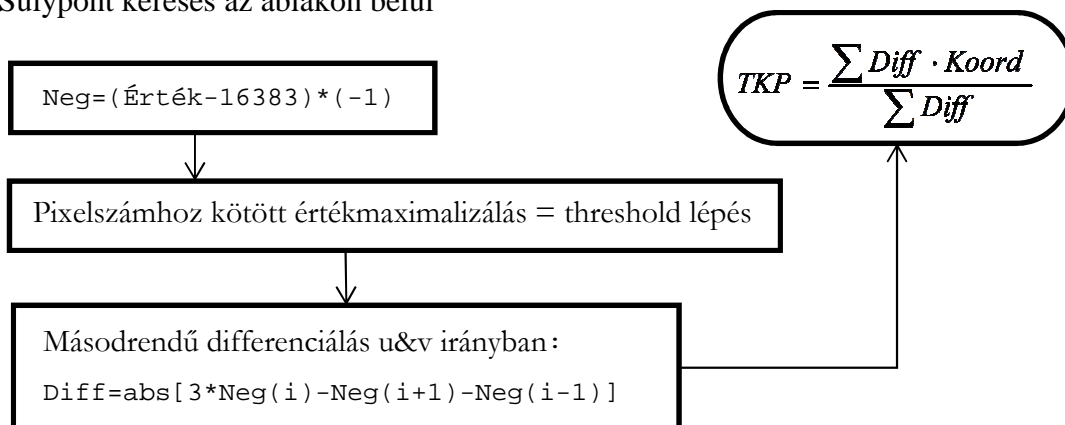
a) $n = 1, 2$



b) $n > 2$



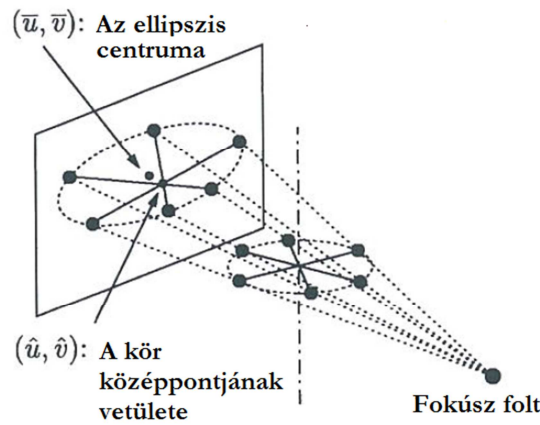
c) Súlypont keresés az ablakon belül



31. ábra A súlypontkeresés algoritmusának sematikus rajza. a) Az első két projekció kitüntetett viselkedésű. b) Az automatikus keresés. c) A részletezett súlypontkeresés algoritmus.

3.3.3. A forgástengely vetülete

A CT geometriában meghatározott η szög a forgástengely és a detektor v koordináta tengelye által bezárt szöget jelenti (28. ábra b). A szög megméréséhez ismernünk kell a tengely vetületét a detektoron. A k -ik golyó esetében vegyük a 180° -os fáziseltolással kiválasztott pozíciópárokat a körpályán, melyek a kör átmérőit, ezáltal a forgástengelyt metsző vonalakat jelölnék ki. Ugyanezeket a pozíciókat az ellipsziseken véve, a pontpárok által húzott egyenesek egy metszéspontban $(\hat{u}^{(k)}, \hat{v}^{(k)})$, a forgástengely vetületi pontjában találkoznak és nem az ellipszis centrumában $(\bar{u}^{(k)}, \bar{v}^{(k)})$.



32. ábra A forgástengely egy vetületi pontja a detektoron [10].

A k -ik metszéspontot a következő lineáris regresszióval tudjuk kiszámolni:

$$(u_j^{(k)} - u_i^{(k)})\hat{v}^{(k)} - (v_j^{(k)} - v_i^{(k)})\hat{u}^{(k)} = v_i^{(k)}u_j^{(k)} - u_i^{(k)}v_j^{(k)}, \quad (11)$$

ahol az $i = 1, 2 \dots N/2$ és $j = i + N/2$ indexek a projekció sorszámát, a k index a golyók sorszámát jelöli [9].

A metszéspontok a következő egyenes mentén helyezkednek el:

$$\hat{u}^{(k)} = \tan(\eta) \cdot \hat{v}^{(k)} + c. \quad (12)$$

ahol c egy konstans. A paramétereket újabb lineáris illesztéssel tudjuk kiszámolni [9].

Ezután el tudjuk forgatni a koordináta-rendszerünket η szöggel (*-gal jelölt rendszer), ahol az ellipszisek nagytengelye már párhuzamos lesz az u^* tengellyel. A súlypontok koordináta adatain a (13) transzformációt hajtjuk végre, ezzel az u_0, v_0 pontok is módosulnak az új koordináta-rendszerben [9]:

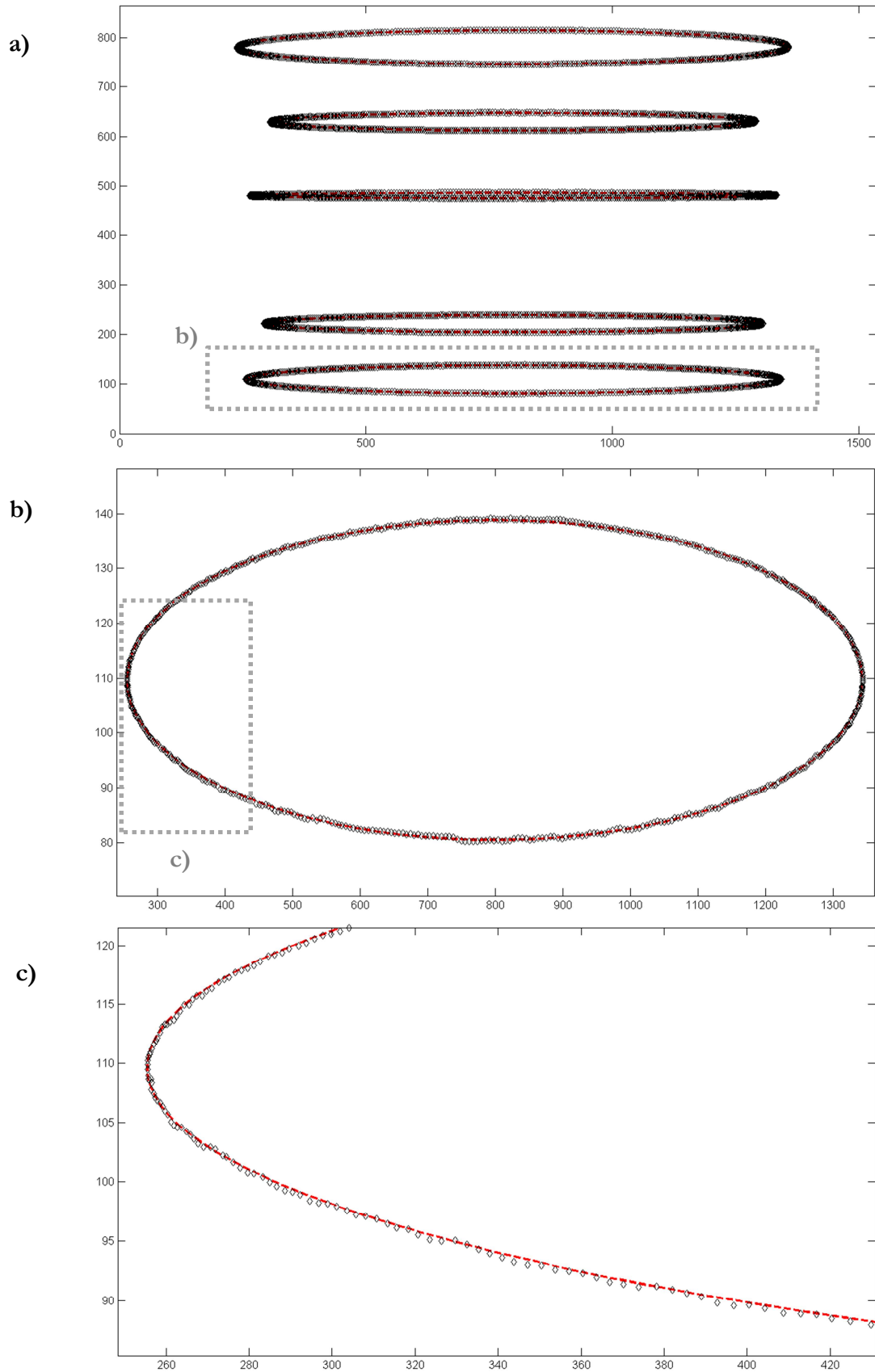
$$\left. \begin{aligned} u_i^{(k)*} &= u_i^{(k)} \cos(\eta) - v_i^{(k)} \cdot \sin(\eta), \\ v_i^{(k)*} &= u_i^{(k)} \sin(\eta) + v_i^{(k)} \cdot \cos(\eta). \end{aligned} \right\} \quad (13)$$

3.3.4. A geometriai adatok kiszámolása

A mért és elforgatott súlypontokra az ellipszisek általános kvadratikus egyenlete (14) által leírt görbét illesztünk, mely MATLAB környezetben könnyen kivitelezhető:

$$a \cdot x^2 + 2 \cdot b \cdot x \cdot y + c \cdot y^2 + 2 \cdot d \cdot x + 2 \cdot f \cdot y + g = 0. \quad (14)$$

A pálya és az illesztett ellipszis a 30. ábrán látható egy geometriai kalibráció során. Az illesztés jószágát grafikusán ellenőrizhetjük.



33. ábra *A golyók súlypontjára illesztett ellipszisek grafikus ellenőrzésre készített ábrsorozata, egyre növekvő nagyításban.*

A golyók körpályái, a geometriai adatok és az ellipszisek paramétere között hasonló háromszögek módszerével tudunk kapcsolatot teremteni. Az ellipszisek paramétereit a későbbi lépések miatt a (15) egyenletnek megfelelő paraméterezésre írjuk át [9]:

$$a^{(k)}(u^* - \bar{u}^{(k)})^2 + b^{(k)}(v^* - \bar{v}^{(k)})^2 = 1. \quad (15)$$

Jelöljük a körpályák sugarát $r^{(k)}$ -val, a golyók z irányú koordinátáját $z^{(k)}$ -val, a 0. lépéshez képest mért szögelfordulást pedig β -val. Ekkor az aktuális koordináta a detektoron egy golyó esetében [9]:

$$\left. \begin{aligned} u^* &= u_0^* - \frac{Dr \sin(\beta)}{R + r \cos(\beta)}, \\ v^* &= v_0^* + \frac{Dz}{R + r \cos(\beta)}. \end{aligned} \right\} \quad (16)$$

Ezt az információt ismerve a kapcsolat a geometriai és az ellipszis adatok között, egy golyó esetében:

$$a = \frac{1 - \rho^2}{D^2 \rho^2}, \quad (17)$$

$$b = \frac{1 - \rho^2}{\zeta^2} \cdot a, \quad (18)$$

$$\bar{u} = u_0^*, \quad (19)$$

$$\bar{v} = v_0^* + \frac{D\zeta}{1 - \rho^2}, \quad (20)$$

ahol $\rho = \frac{r}{R}$ és $\zeta = \frac{z}{R}$ [9].

Az u_0^* -ot a (19) egyenletnek megfelelően az $\bar{u}^{(k)}$ értékek átlagaként számoljuk ki. A (20) egyenletben azonban v_0^* és D között kapcsolat van, ezért ennek számolására a következő módszert vezetjük be.

Vegyük az (20) egyenlet átrendezett és négyzetre emelt változatát a k -ik és a k' -ik golyóra, majd a két egyenletet vonjuk ki egymásból. Bebizonyítható, hogy ekkor a (21) összefüggést kapjuk, ahol ρ és ζ helyett felhasználtuk az $a^{(k)}, a^{(k')}, b^{(k)}, b^{(k')}$ paramétereket [9]:

$$\frac{\bar{v}^{(k)} + \bar{v}^{(k')}}{2} - \frac{1}{2(\bar{v}^{(k)} - \bar{v}^{(k')})} \left(\frac{1}{\bar{b}^{(k)}} - \frac{1}{\bar{b}^{(k')}} \right) = v_0^* + D^2 \cdot \frac{1}{2(\bar{v}^{(k)} - \bar{v}^{(k')})} \left(\frac{a^{(k)}}{\bar{b}^{(k)}} - \frac{a^{(k')}}{\bar{b}^{(k')}} \right). \quad (21)$$

Amennyiben legalább 3 golyót helyezünk el a fantomon, úgy a (21) egyenletet $\begin{pmatrix} 3 \\ 2 \end{pmatrix} = 3$ verzióban tudjuk felírni, és lineáris regresszióval v_0^* és D értéke megkapható. A számolás pontossága növelhető a golyók számának növelésével.

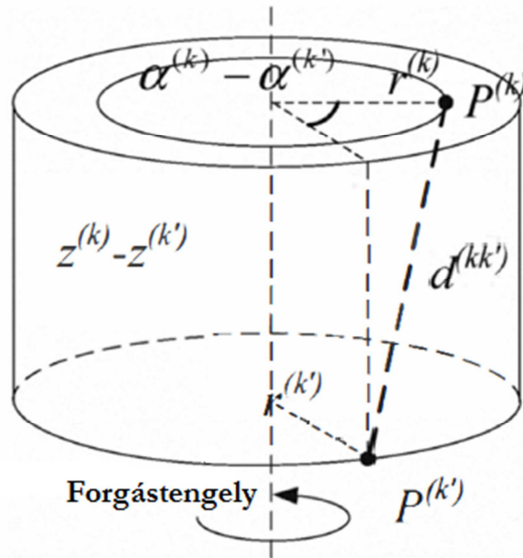
u_0^* és v_0^* ismeretében vissza lehet forgatni a koordináta rendszerünket, hogy megkapjuk a centrális sugár dőféspontját a detektoron [9]:

$$\left. \begin{aligned} u_0 &= u_0^* \cos(\eta) + v_0^* \cdot \sin(\eta), \\ v_0 &= -u_0^* \sin(\eta) + v_0^* \cdot \cos(\eta). \end{aligned} \right\} \quad (22)$$

Az eddigi geometriai adatok szükségesek az utolsó, ismeretlen adat: a forrás-tengely távolság kiszámolásához, ahol a koszinusztételt használjuk fel (23).

$$(d^{(kk')}/R)^2 = (\zeta^{(k)} - \zeta^{(k')})^2 + (\rho^{(k)})^2 + (\rho^{(k')})^2 - 2\rho^{(k)}\rho^{(k')} \cos(\alpha^{(k)} - \alpha^{(k')}), \quad (23)$$

ahol $\rho^{(k)}$ és $\zeta^{(k)}$ már kiszámolható az ellipszis paraméterek, v_0^* és D ismeretében; $d^{(kk')}$ a k -ik és a k' -ik golyó közti távolság, $\alpha^{(k)} - \alpha^{(k')}$ pedig a jelzett golyók 34. ábra szerinti fáziskülönbsége [9].



34. ábra A forgási lépésekkel definiált golyók közötti fázisszög különbség.

A fáziskülönbség a mért súlypontokból kiszámolható: vegyünk egy rögzített értéket, pl. az u_0 -ot, majd regisztráljuk golyónként azt a forgási lépésszámot, melynél a leginkább megközelítik a középpontot. A fáziskülönbség a sorszámok különbsége és a $\Delta\beta$ (forgási lépésköz szögének) szorzata. Tekintve, hogy a fantomunk közelítőleg a forgástengelyen helyezkedik el, a fáziskülönbségek $\sim 0^\circ$ vagy $\sim 180^\circ$ körül alakulnak, attól függően, hogy a golyópár a fantom függőleges középvonalától azonos vagy ellentétes oldalán találhatóak.

A (23) összefüggés alapján a különböző golyópárok kiválasztásával R megkapható lineáris regresszióval (0-ban rögzítjük a tengelymetszetet) vagy az egyes eredmények átlagolásával. Átlagoláskor lehetőségünk nyílik szórás számolni, ami a mérés bizonytalanságának tekinthető.

3.4. Stabilitás vizsgálat szimulációval

A geometriai kalibráció leprogramozásakor felmerült az igény a súlypontkeresés utáni lépések ellenőrzésére. Mivel nem voltunk képesek elegendő pontossággal megmérni egyéb módszerrel a CT geometriai adatait, ezért szimulációs technikához folyamodtam. A szimulációs program egy tetszőleges fantomot (csak golyókat) vetít a detektorra koordináta geometriai módszerrel, vagyis új matematikai módszerrel.

Az összes kérdéses geometriai adat (R, D, η, u_0, v_0) kezdeti paraméternek számít a programban, beleértve a két nem kalibrált szöget: φ, σ -t is. Tetszőlegesen meg kell továbbá adni a fantomon a golyók $\xi^{(k)}, r^{(k)}$ adatait is – természetesen az árnyékoknak a detektor érzékeny felületére kell esniük.

A szimulációs súlypontokból a 6. táblázat szerinti eredményeket kapjuk vissza a kalibrálásból:

	Szimuláció	Végeredmény
η (°)	3	3
φ (°)	-	-
σ (°)	-	-
D (mm)	410	410
R (mm)	344	344,147
R szórása a kalibrációban (mm)	-	0,823
u_0 (pixel)	900	900
v_0 (pixel)	450	450

6. táblázat

5 paraméter hiba nélkül kerül számolásra, míg az R paraméter 0,2%-os relatív szórással, de hibahatáron belül egyezik a bemenő adattal. Ennek oka lehet a fáziskülönbségek kis hibával történő meghatározása.

A szimuláció lehetőséget adott, hogy Monte Carlo számítással megvizsgáljuk a kalibráció bemenő adatainak hibaterjedését és a nem kalibrált (φ, σ) paraméterek hatását. A Monte Carlo módszer random számokat használ a bemenő paraméterek normál (vagy egyéb) eloszlású mintavételezésére, majd vizsgáljuk a kalibráció végeredményének eloszlását, ezzel a hibaátvitelt.

A φ, σ adatok kalibrálását elhanyagoltam, most igazolom, hogy kis szögek esetén nincs számottevő eltérés a kalibrált adatokban. A paraméterek egy 5° várható értékű normál eloszlásból lettek mintavételezve. A hibaterjedést egyesével és együttesen is vizsgáltam. Az eredményeket a 7-9. táblázatok tartalmazzák.

mintavétel száma:		1000			
	Szimuláció		Végeredmény		Eltérés
	Átlag	Szórás	Átlag	Szórás	
η (°)	3	-	3,0117	0,0041	0,39%
φ (°)	4,9849	0,8912	-	-	-
σ (°)	-	-	-	-	-
D (mm)	410	-	410,01	0,0035	0,00%
R (mm)	344	-	343,855	0,0524	0,04%
R szórása a kalibrációban (mm)	-	-	1,2075	0,0605	-
u_0 (pixel)	900	-	897,761	0,4019	0,25%
v_0 (pixel)	450	-	450,323	0,1269	0,07%

7. táblázat A φ szög kalibrálatlanságának hatása a geometriai eredményekre.

mintavétel száma:		1000			
	Szimuláció		Végeredmény		Eltérés
	Átlag	Szórás	Átlag	Szórás	
η (°)	3	-	2,9882	0,0043	0,39%
φ (°)	-	-	-	-	-
σ (°)	4,9937	0,9354	-	-	-
D (mm)	410	-	410	0	0,00%
R (mm)	344	-	343,283	0,302	0,21%
R szórása a kalibrációban (mm)	-	-	1,2928	0,2167	-
u_0 (pixel)	900	-	900,118	0,0225	0,01%
v_0 (pixel)	450	-	450,005	0,0049	0,00%

8. táblázat A σ szög kalibrálatlanságának hatása a geometriai eredményekre.

mintavétel száma:		1000			
	Szimuláció		Végeredmény		Eltérés
	Átlag	Szórás	Átlag	Szórás	
η (°)	3	-	3,4362	0,1178	14,54%
φ (°)	4,9794	0,8995	-	-	-
σ (°)	5,0226	0,9249	-	-	-
D (mm)	410	-	409,999	0,0044	0,00%
R (mm)	344	-	340,882	1,1815	0,91%
R szórása a kalibrációban (mm)	-	-	3,1461	1,1632	-
u_0 (pixel)	900	-	898,088	0,328	0,21%
v_0 (pixel)	450	-	453,653	1,5318	0,81%

9. táblázat A φ és a σ szög kalibrálatlanságának hatása a geometriai eredményekre.

Az eredmények azt mutatják, hogy a kalibrált adatokban nincs jelentős degeneráció (<0,4%-os hiba) nem ideálisan pozicionált detektor esetén, ugyanakkor a kétszeres paraméterváltozás η értékét jelentősen torzítja, a detektor helyes pozicionálása tehát az elhanyagolás miatt fontos.

A valódi geometriai kalibráció során a golyók súlypontja és a golyók egymástól mért távolsága számít bemenő adatnak. A hibaterjedésben tehát ezt a 2 adatsort kell torzítani olyan mértékben, mint amekkora hibával rendelkezhet. Ez a golyók egymástól mért távolsága esetén a lyukba való rossz pozicionálásból és a lyuktávolság (2 mm) mérési hibájából adódhat, együttes becsült hibája 0,2 mm minden golyó esetében (10. és 12. táblázat). A súlypontokat 1 pixel széles hibával torzítjuk (11. és 12. táblázat).

mintavétel száma:		1000		
	Szimuláció	Végeredmény		Eltérés
		Átlag	Szórás	
η (°)	3	3	0	0,00%
D (mm)	410	410	0	0,00%
R (mm)	344	344,159	0,8434	0,05%
R szórása a kalibrációban (mm)	-	2,6408	0,9269	-
u_0 (pixel)	900	900	0	0,00%
v_0 (pixel)	450	450	0	0,00%

10. táblázat *A golyók távolságadatainak hibaterjedése.*

mintavétel száma:		1000		
	Szimuláció	Végeredmény		Eltérés
		Átlag	Szórás	
η (°)	3	3,0006	0,0428	0,02%
D (mm)	410	409,895	0,389	0,03%
R (mm)	344	343,906	0,2403	0,03%
R szórása a kalibrációban (mm)	-	1,0347	0,2467	-
u_0 (pixel)	900	899,997	0,0643	0,00%
v_0 (pixel)	450	449,974	0,2246	0,01%

11. táblázat *A golyók súlypontjainak hibaterjedése.*

mintavétel száma:		1000		
	Szimuláció	Végeredmény		Eltérés
		Átlag	Szórás	
η (°)	3	3,0002	0,0434	0,01%
D (mm)	410	409,89	0,3973	0,03%
R (mm)	344	343,891	0,9139	0,03%
R szórása a kalibrációban (mm)	-	2,7551	1,0113	-
u_0 (pixel)	900	899,997	0,065	0,00%
v_0 (pixel)	450	449,967	0,2239	0,01%

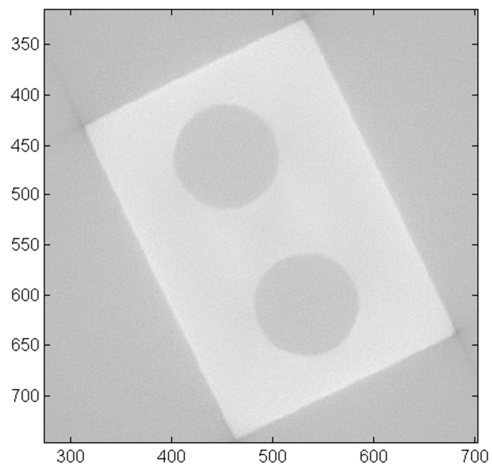
12. táblázat *A golyók távolságadatainak és súlypontjainak együttes hibaterjedése.*

A szimuláció azt mutatja, hogy az átlagos értékek nem torzultak lényegesen, az eredmények szórása növekszik, vagyis a kalibrált eredményünk bizonytalanná válik. A golyók távolsága a kalibrálási módszer miatt csak az R paraméterben okoz hibát, míg a golyók súlypontja minden adatra hatással van. Utóbbinál fontos információ, hogy ez a szimulált súlyponthiba valószínűsíthetően szimmetrikus lesz, nem reprezentálja a valóságban felmerülő aszimmetrikus torzításokat – mint amelyet például a plexi tartó elnyelése okoz.

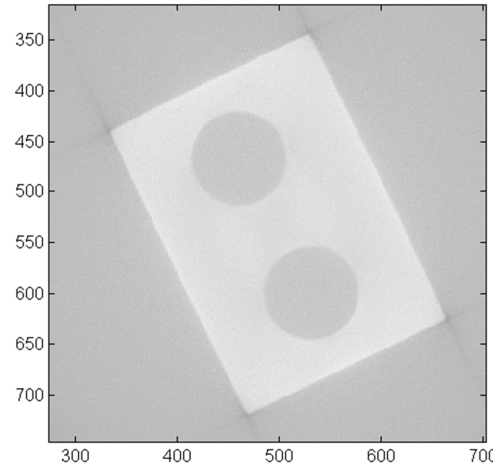
3.5. Eredmények a rekonstrukcióban

A geometriai kalibráció a CBCT rekonstrukciós eljárásához elengedhetetlen, eredményei fontosabbak a gain kalibrációnál is. A valós méréseken alapuló geometriai kalibráció igazi tesztelése a rekonstruált képeken lehetséges: képminőség vizsgálattal, CT képeken úgynevezett artefaktum-vizsgálattal. A 35. a)–f) ábrákon egyesével mutatom meg, hogy milyen artefaktumok és hibák jelennek meg a furatos plexiről készült rekonstruált képeken, amennyiben nem megfelelően határozzuk meg a geometriai adatokat. A paraméterek egy enyhe, 1–2%-os eltéréssel rendelkeznek a helyes, kalibrált adatokhoz képest. A 35. ábrán a képek azonos része van felnagyítva, így azok összehasonlíthatóak.

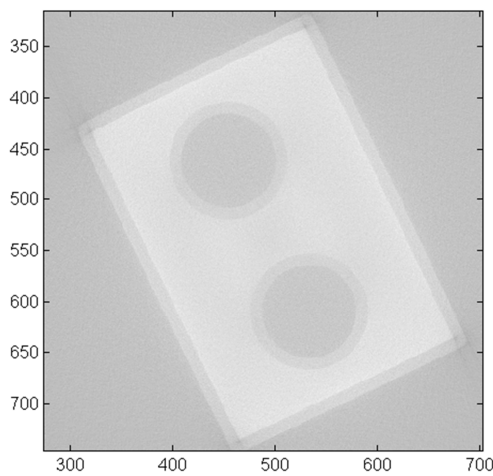
Megemlítem, hogy az η szög nem lett figyelembe véve a 2D-s szinogram elkészítésekor az általában $0,3^\circ - 0,5^\circ$ -os nagysága miatt, így az hibás érték hatását sem tudom demonstrálni. Ugyanakkor η a 3D-s rekonstrukcióban felhasználásra kerül [2].



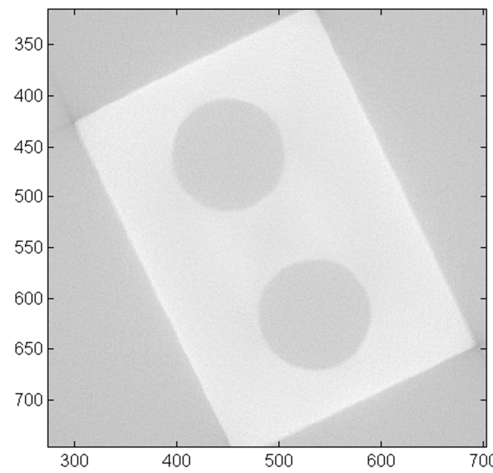
a)



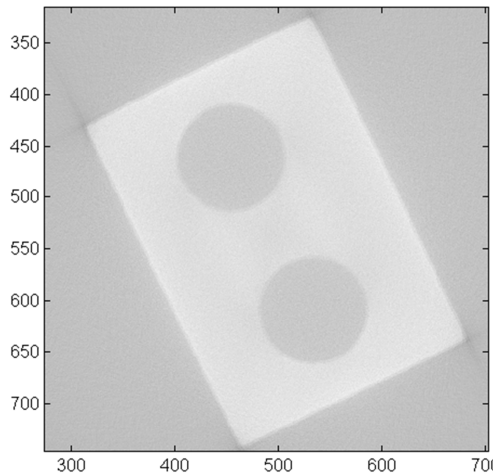
d)



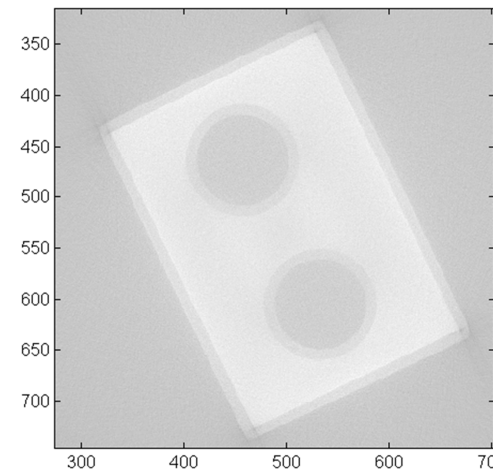
b)



e)



c)

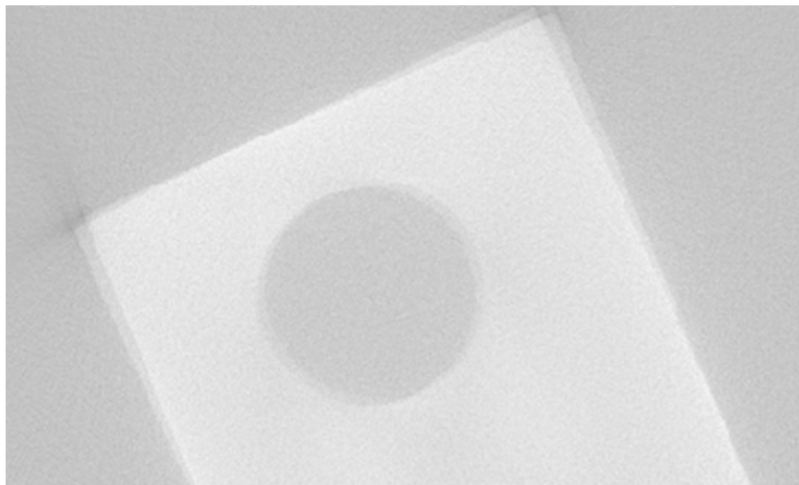


f)

35. ábra *A geometriai kalibráció torzított paramétereivel rekonstruált rétegfelvételek. a) Helyesen kalibrált eset. b) Torzított u_0 paraméter. c) Torzított v_0 paraméter. d) Torzított R paraméter. e) Torzított D paraméter. f) Minden paraméterben torzított.*

A 35. ábra tanulsága szerint az u_0 érték változására a legérzékenyebb a rekonstrukció. Ekkor duplikált, szellemszerű kép alakul ki, mely rontja az élek kontrasztját, a felbontást, de helytelenebb u_0 érték mellett teljesen elveszti információtartalmát a kép. A v_0 paraméter hatását azért nem tudjuk kimutatni ezen a képen, mert viszonylag kis nagyításban ($M \approx 1,36$) és nagy (432 mm-es) D érték mellett, továbbá a rendelkezésre álló teljes rekonstruálható térfogatot nem kihasználva készült a felvétel, így a tárgy szélei felé jelentkező torzítás nem látható. Az R és D értékeinek rossz beállítása a rekonstruált kép geometriai torzulását okozza: a kép pixeleinek mérete változik, ezáltal kisebb, vagy nagyobb lesz a tárgy. Az együttes paraméter-torzítás során fellép az összes eddig tárgyalt hiba.

Az első fejezetben nem éreztem helyénvalónak, hogy demonstráljam a hibás szinogram-készítés hatását, ezt itt fogom megtenni. Hibás szinogramot nemcsak hibás v_0 paraméter miatt készíthetünk, hanem akkor is, ha nem tudjuk kellő pontossággal megállapítani a 360° -os fordulat projekciós számát. Kevesebb, vagy több projekció ugyanis duplikált, elforgatott formát varázsol a képre, mely egyértelműen elrontja a képminőséget.

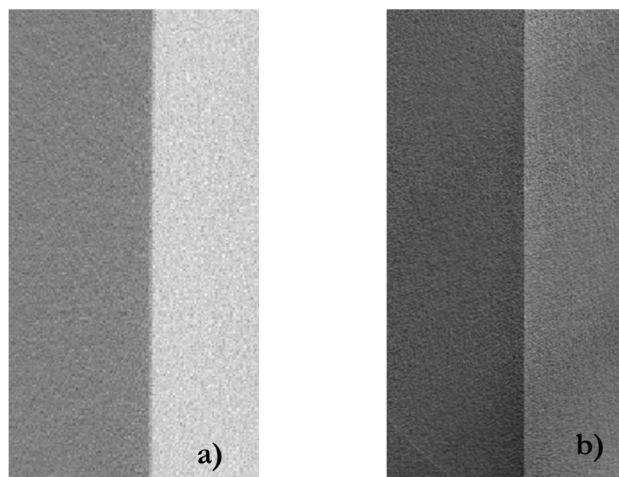


36. ábra Több projekcióból összeállított szinogram rekonstruált képe. A basáb sarkain látható az elforgatott szellemkép.

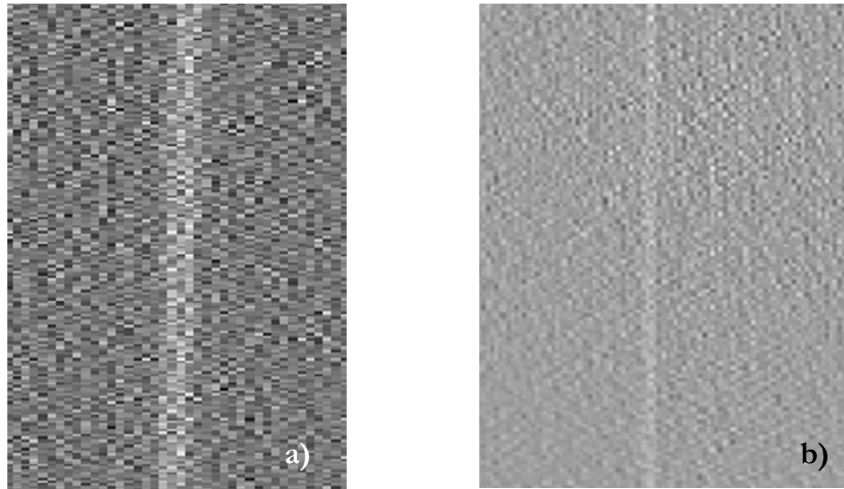
4. Felbontás vizsgálat

A rekonstruált kép egyik legfontosabb képminőségi paramétere a felbontás. A felbontás függ a rekonstrukció alaposságától, a kép pixelszámától, a nagyítástól, a projekciók számától, a folytonos üzemmód miatt fellépő elmosódottságtól és a kalibrálások hatásfokától. A fejezetben bemutatom két különböző nagyítású ($M_1 = 1,37$; $M_2 = 2,80$) rétegfelvétel felbontás-számolását a furattal rendelkező plexi oldalán mérhető vonal-válasz függvény (LSF) és a modulációs transzfer függvény (MTF) segítségével.

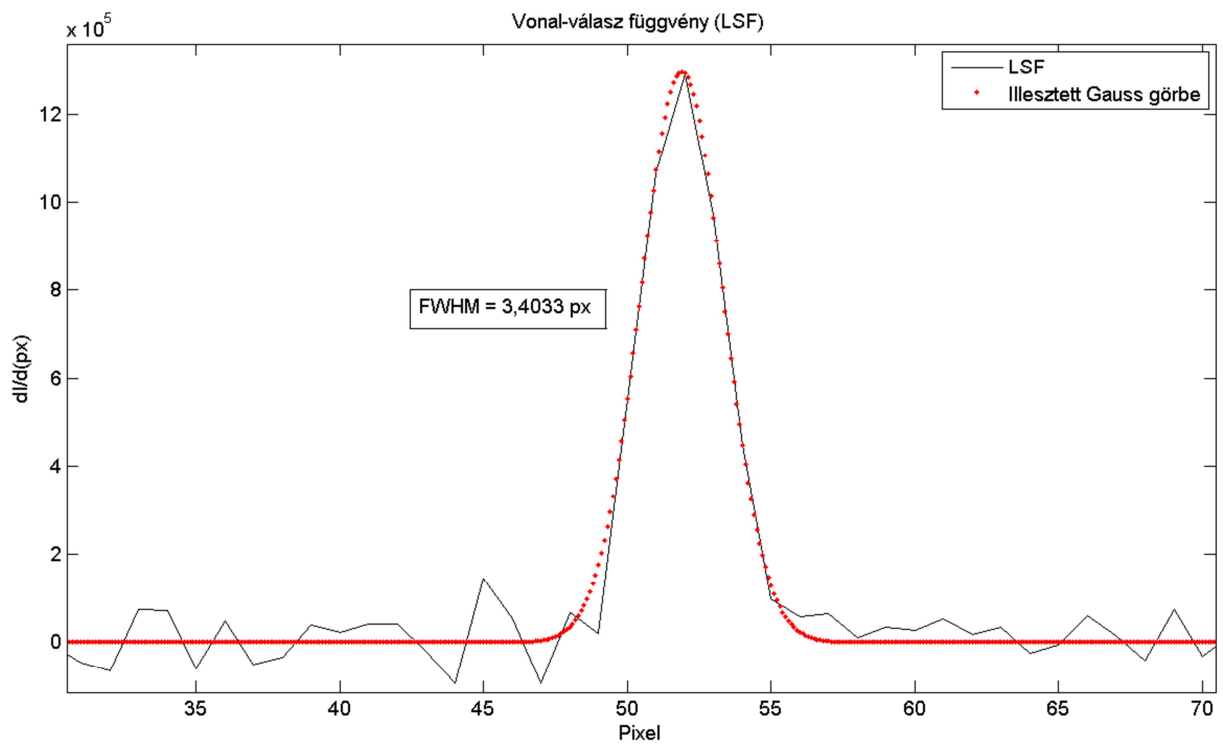
Első lépésben kivágtam azokat a képrészleteket, ahol a test éle volt. Ezek után a vízszintes sorok átlagát vettem, mely az él-válasz függvény (ESF) és az átlagolásnak köszönhetően kevésbé zajos, mint az egyes sorok intenzitásprofilja. Ezek után vettem a ESF pixel szerinti deriváltját, amivel megkaptam a vonal-válasz függvényt. Az LSF-re egy Gauss görbe illeszthető, melynek félértékszélessége (FWHM) a pixel szerinti felbontásnak tekinthető. A felbontás egy másik definíciója a LSF Fourier-transzformáljával, a modulációs transzfer függénnyel adható meg. Az MTF-et százalékosan szokás megadni a térbeli frekvencia (vonalpár/pixel (cycles/px)) függvényében. A MTF-fel megadott felbontás egy kitűzött kontrasztáttvitelhez tartozó térbeli frekvenciával adható meg, én a 20%-os szintet jelöltem ki.



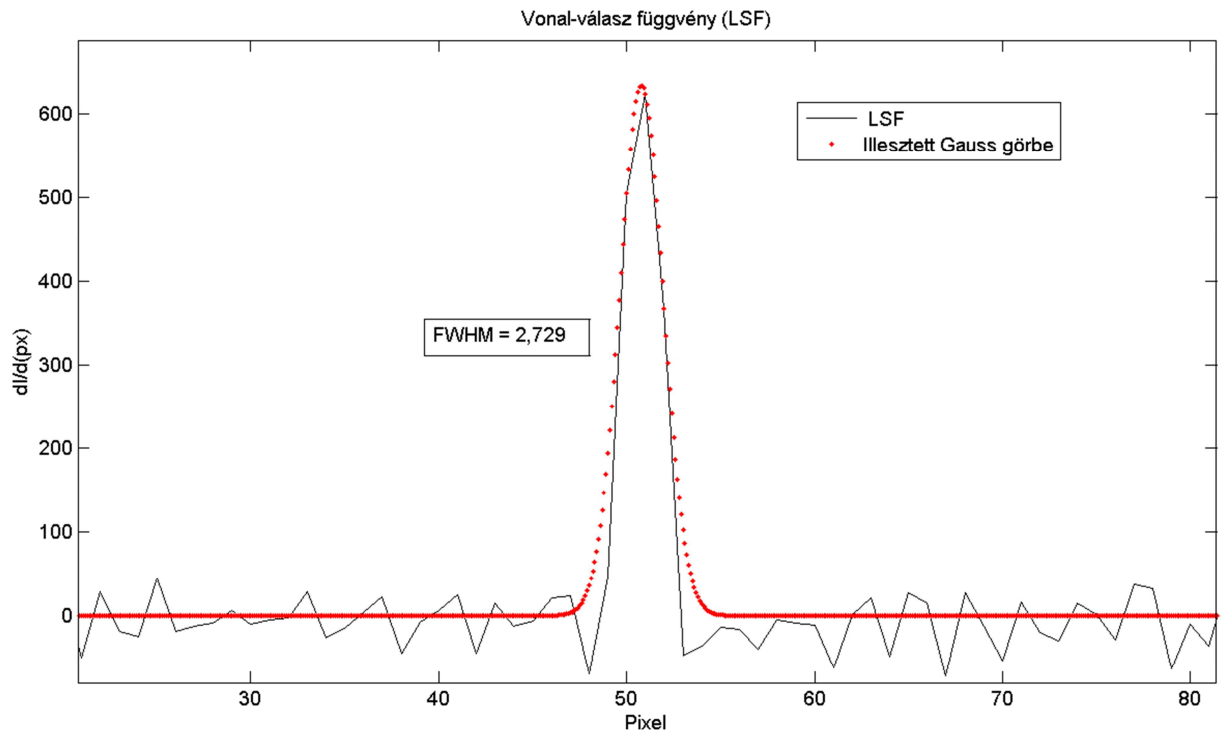
37. ábra A rekonstruált képek RoI-ja, a sorok jelentik az ESF-eket. a) $M = 1,37$ b) $M = 2,80$



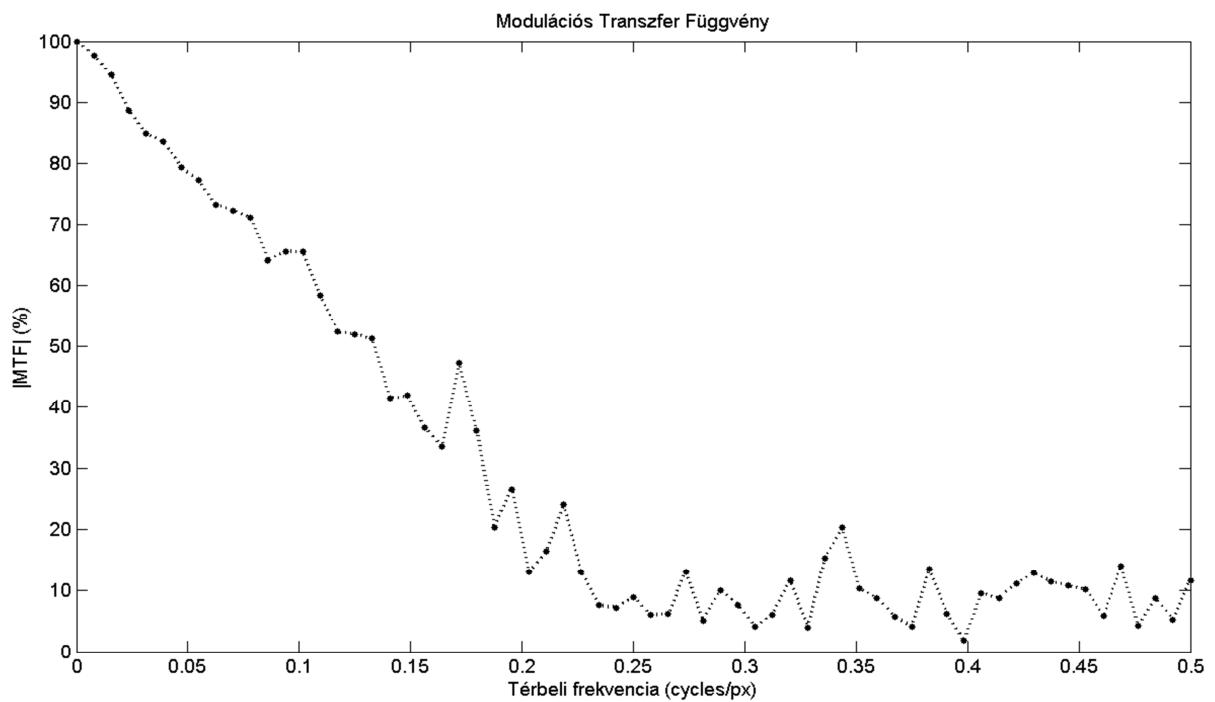
38. ábra A_z ESF-ek deriváltja: a_z LSF soronként ábrázolva. **a)** $M = 1,37$ **b)** $M = 2,80$



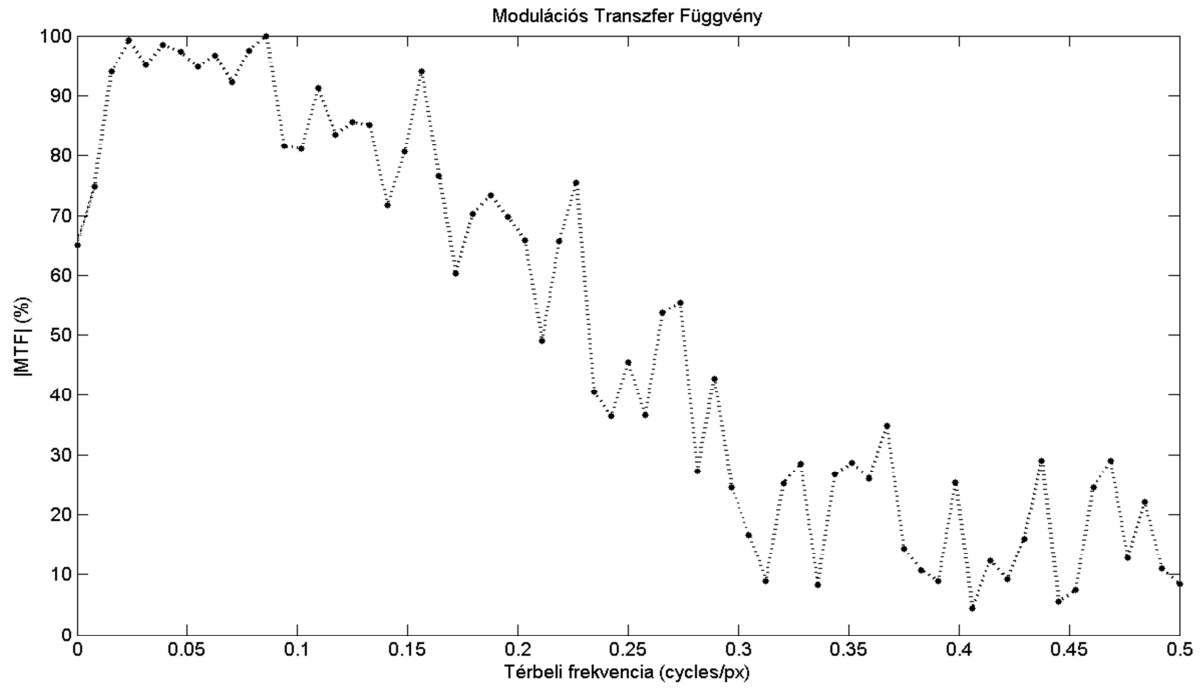
39. ábra A_z $M = 1,37$ -es nagyítású kép átlagolt ESF-jéből számolt LSF és a rá illeszthető Gauss görbe.



40. ábra $A_z M = 2,80$ -es nagyítású kép átlagolt ESF-jéből számolt LSF és a rá illeszthető Gauss görbe.



41. ábra $A_z M = 1,37$ -es nagyítású kép modulációs transzfer függvénye.



42. ábra $A_z M = 2,80$ -es nagyítású kép modulációs transzfer függvénye.

A felbontások számszerű adatait a 13. táblázat tartalmazza.

	Nagyítás	
	M = 1,37	M = 2,80
Pixelméret (μm)	97,4	48,2
FWHM (px)	3,40	2,73
FWHM (μm)	331,6	131,4
MTF 20% (cy/px)	0,1875	0,3008

13. táblázat

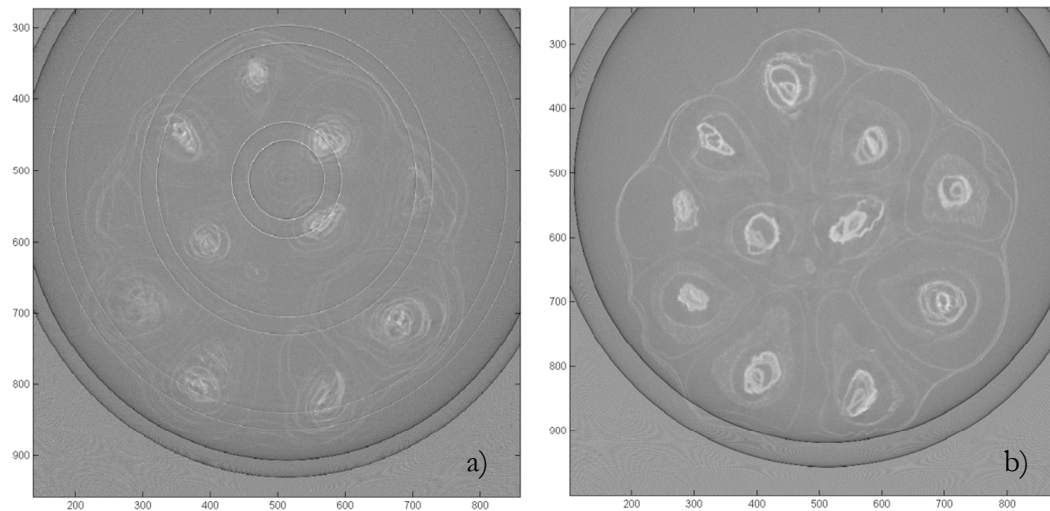
Összefoglalás, konklúziók, további célok

A diplomamunka során egy kísérleti CT berendezés alapoktól való felépítésében és beüzemelésében vettem részt. Munkám nagy részét a mérések gondos kivitelezése, a mérések kiértékelése és előfeldolgozása tette ki, illetve a legnagyobb hangsúlyt a rekonstrukció számára elengedhetetlen kalibrációs folyamatok elvégzése kapta. A csapat és az én munkám eredményeképpen egy stabilan, gyorsan működő, kielégítő képminőségű rétegfelvételt vagy 3D-s képet adó CBCT-t sikerült létrehozni.

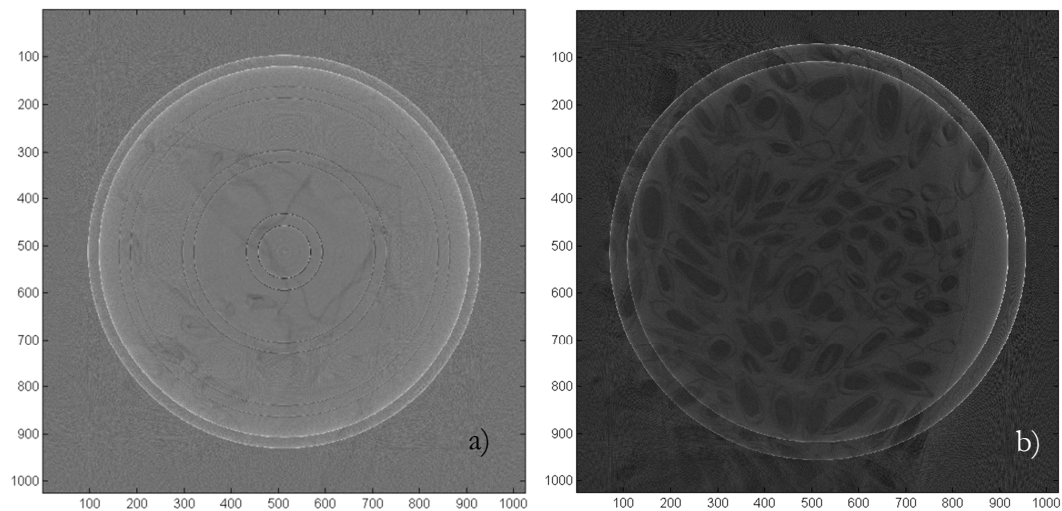
A kalibrációkról elmondható, hogy rutinszerűen és kisebb beavatkozásokat leszámítva automatikusan működtethetőek, a szolgáltatott eredmények igazolhatóan jónak tekinthetőek: kvalitatív vizsgálatokban mindenképpen, de kvantitatívan további elemzésre lehet szükség.

A felbontásra vonatkozó-vizsgálatokból kiderült, hogy az eredetileg kitűzött 10–100 μm -es felbontást még nem sikerült elérni (legjobb esetben 131,4 μm). Mérések tekintetében a nagyítás további növelése, a még nagyobb (>1000) projekció tömegeből való rekonstrukció, az esetleges direkt kutatási alkalmazásoknál pedig — a mérési idővel nem foglalkozva — a Step and Shoot módszer bevezetése segítheti tovább a felbontás javítását. A kalibrációk szintjén a gain kalibráció nem tartogat fejlődési potenciált, azonban a geometriai kalibráció esetén egy újabb fantom tervezése már sokat segíthet az eredmények biztonságában. A jelenlegi fantom golyókat tartó plexi lemeze egyes forgatási lépésekben vastagnak tekinthető, torzulásokat okoz, így a tartóeszköz újratervezése és gyártása jó ötletnek bizonyulhat.

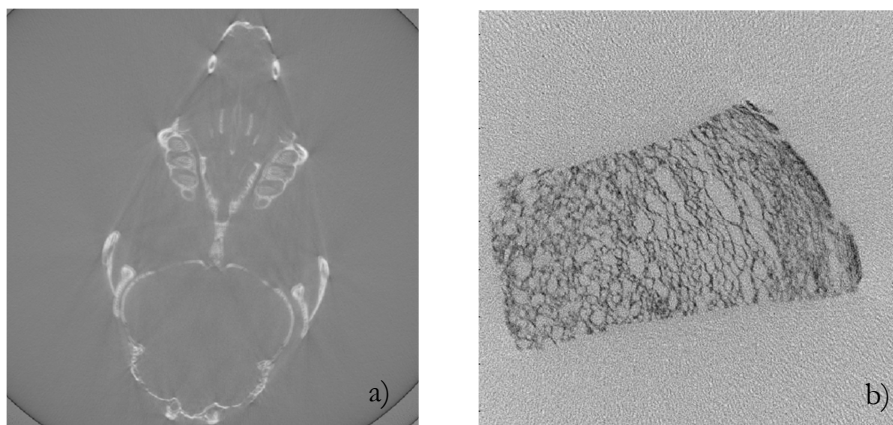
Zárásképpen közlök még néhány rekonstruált felvételt, melyeken demonstrálom az összes kalibráció elhanyagolásának hatását.



43. ábra Egy kiszáradt fokbagymáról készült projekció-sorozat **a)** kalibrálás nélküli és **b)** kalibrált adatokkal végzett rekonstrukciója.



44. ábra Egy zacskó napraforgómagról készült projekció-sorozat **a)** kalibrálás nélküli és **b)** kalibrált adatokkal végzett rekonstrukciója.



45. ábra **a)** Egy egér koponyáról és **b)** egy szelet kenyérről készült projekció-sorozat kalibrált adatokkal végzett rekonstrukciója.

Rövidítések

CT – Computed Tomography (kompjúter tomográfia, számításhoz rétegvétel)

FBCT – Fan beam CT (legyezősugaras kompjúter tomográfia)

CBCT – Cone beam CT (kúpsugaras kompjúter tomográfia)

ESF – Edge Spread Function (él válasz függvény)

LSF – Line Spread Function (vonal válasz függvény)

MTF – Modulation Transfer Function (modulációs transzfer függvény)

FWHM – Full Width at Half Maximum (Félérték szélesség)

RoI – Region of Interest (releváns képrészlet, tartomány)

Irodalomjegyzék, források

- [1] SkyScan 1172 high-resolution micro-CT, Bruker;
<http://www.skyscan.be/products/1172.htm>
- [2] Deli Gábor: Általános tomográfias rekonstrukciós szoftver fejlesztése GPU-ra;
Diplomamunka, BME NTI, 2014.
- [3] Technical Description of CBCT, Sedentexct;
<http://www.sedentexct.eu/content/technical-description-cbct>
- [4] SB-80-1K röntgenforrás specifikációs adatlap, Source Ray Inc.;
<http://www.sourceray.com/sites/default/files/Low%20Power%20SourceBlocks%20Brochure.pdf>
- [5] Dexela 1207-es röntgendetektor specifikációs adatlap, Perkin Elmer;
http://www.perkinelmer.com/pdfs/downloads/011188_01%20PRD.pdf
- [6] MATLAB 2010b Copyright © 1994-2014 The MathWorks, Inc.
- [7] NVIDIA CUDA © 2014 NVIDIA Corporation
- [8] HSV Wikipédia bejegyzés;
http://en.wikipedia.org/wiki/HSL_and_HSV
- [9] Dufan Wu, Liang Li, Member, IEEE, Li Zhang, Yuxiang Xing, Zhiqiang Chen, and Yongshun Xiao: Geometric calibration of cone-beam CT with a flat-panel detector; 2011 IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record, MIC I2.M-79
- [10] F. Noo, R. Clackdoyle, C. Mennessier, T. A. White, and T. 1. Roney: Analytic method based on identification of ellipse parameters for scanner calibration in cone-beam tomography; Phys. Med. Biol., vol. 45, pp. 3489-3508, Aug. 2000.