



Diplomamunka

Géldozimetriai célú optikai tomográf létrehozása

Árbócz Márton

Témavezető: Dr. Légrády Dávid

egyetemi docens

BME Nukleáris Technikai Intézet

BME

2017



Diplomamunka feladat a Fizikus mesterképzési (MSc) szak hallgatói számára

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

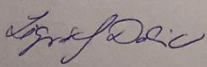
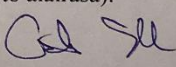
A diplomamunka készítésének helye: BME Nukleáris Technikai Intézet	
A témavezető neve: Dr. Légrády Dávid	A konzulens neve:
– munkahelye: BME Nukleáris Technikai Intézet	(külső témavezető esetén kijelölt tanszéki munkatárs)
– beosztása: egyetemi docens	– beosztása:
– e-mail címe: legrady@reak.bme.hu	– e-mail címe:

A diplomamunka címe: Géldozimetriai célú optikai tomográf létrehozása	azonosítója: DM-2016-66
------------------------------------------------------------------------------	--------------------------------

A téma rövid leírása, a megoldandó legfontosabb feladatok felsorolása:

Átlátszó mátrixba, legtöbbször valamilyen polimer gélbe helyezett monomerek Gy nagyságrendű ionizáló sugárzás hatására polimerizálódnak, ennek következtében az átlátszóság csökken. Az így kapott térbeli opacitás-eloszlás arányos lesz az őt keltő sugárzással, így lehetővé válik, hogy nagy (legtöbbször sugárterápiás célú) sugárterek térfüggését feltérképezzük. Ezt a technikát hívjuk géldozimetriának. A BME NTI-ben fejlesztés alatt álló optikai tomográf alkalmas a besugárzott gélek „kiolvasására”, a mért sugártér térbeli eloszlásának rekonstruálására. Az eszköz koncepcionálisan elkészült, de jelen állapotában nem alkalmas dózisérték- és dóziseloszlás helyen kiolvasásra. A hallgató feladata az optikai tomográf készülék robusztus koncepciójának kidolgozása, a műszer összeállítása, geometriai kalibrációja, és az adatok rekonstrukciójának elvi és szoftveres hátterének létrehozása. A hallgató támaszkodhat a hasonló elvű, hasonló elemeket tartalmazó, de lényeges elemeiben különböző, egy az NTI-ben épített röntgen-CT készülékhez készített kalibrációs fantom és kód és egy tomográfiás rekonstrukciós kód eredményeire, a fejlesztés közben felgyűlt tapasztalatokra. A hallgató által elvégzendő feladat továbbá egy – a két dimenziós parallel sugaras inverz radon transzformáció elvén működő – rekonstrukciós szoftver létrehozása a Radosys Kft. fejlesztés alatt álló optikai CT rendszeréhez.

A feladat kiadásának időpontja: **2016.10.08.**

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

ÖNÁLLÓSÁGI NYILATKOZAT

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

Budapest, 2017. 12. 22.

aláírás

TARTALOMJEGYZÉK

1. Bevezetés	5
1.1. A CT rekonstrukció elve	5
1.2. A geometriai kalibráció.....	7
1.3. Géldozimetria.....	10
2. Korábbi munkák felhasználása	11
2.1. A kalibrációs kód	11
2.2. A rekonstrukciós kód	13
3. A képképző rendszer	14
3.1. A kalibrációs fantom	14
3.2. A kidolgozott forgatási mechanizmus.....	18
3.3. A kamera és a képképző rendszer	19
3.4. A pixelméret paraméter becslése.....	21
4. A kalibrációs protokoll.....	24
4.1. A szükséges eszközök meglétének ellenőrzése.....	24
4.2. A műszaki eszközök megfelelőségének ellenőrzése	25
4.3. Az akvárium elhelyezése, feltöltése, és a törésmutató beállítása	26
4.4. A minta és a kalibrációs fantom elhelyezése és mérése	28
4.5. A kalibrációs adatok kiértékelése	30
4.6. A hibás paraméterek iterációja	32
5. Mérési eredmények bemutatása	37
5.1. Dozimetriai gél vizsgálata	39
6. 2D parallel sugaras CT-kép rekonstruáló szoftver készítése.....	43
7. Összefoglalás	46
8. Hivatkozások.....	48

1. BEVEZETÉS

A CT (Computed Tomography, Komputertomográfia) modalitással egy kiterjedt test sűrűségeloszlásának feltérképezését végezhetjük el. A közismert, klinikai gyakorlatban elterjedt röntgen-átvilágítással működő CT-k esetén a test elektronsűrűségének eloszlását állhatjuk vissza, a jelen diplomamunka témáját képező optikai tomográfiával az optikai sűrűség eloszlását. Nyilvánvalóan ez csak akkor kivitelezhető, ha a test áttetsző. A BME NTI tulajdonában állt egy kezdeti fejlesztési fázisban levő optikai CT rendszer, amit jelen diplomamunka keretében megbízható mérésre alkalmassá tettünk.

Egy érdekes alkalmazási területe az optikai CT-nek a géldozimetria: ezen eljárás során egy speciális polimer alapú gélt sugárzási mezőnek tesznek ki, majd ennek hatására (a lokálisan elnyelt dózis függvényében) egy polimerizációs folyamat beindulásának következtében megváltozik az optikai sűrűsége, és ezzel a fényelnyelő képessége. Ezáltal a test alkalmassá válik tomográfias vizsgálatra. A géldozimetria alapvetően minőségbiztosítása célt szolgál: a klinikai besugárzó berendezések dózisterei nyilvánvaló okokból időszakos megfeleléségi vizsgálatra kerülnek, és ennek lehet egy módja a géldozimetria. Ennek a dolgozatnak a célja az, hogy bemutassam, hogy műszakilag hogyan lehet megfelelővé tenni a rendszert a géldozimetria elvárásainak, ismertessek egy kalibrációs és mérési protokollt, továbbá bemutassam a rendszer által elérhető képrekonstrukció minőségét.

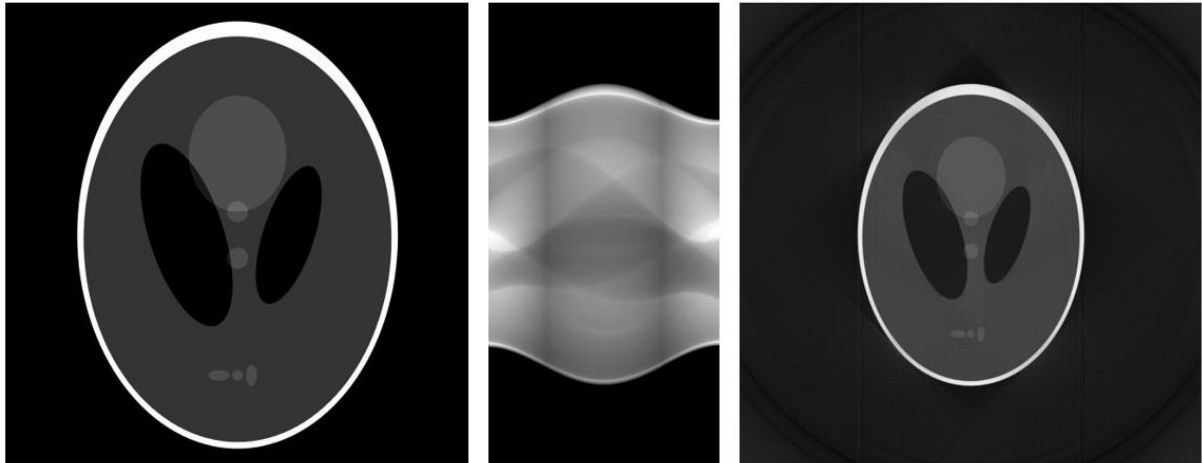
1.1. A CT rekonstrukció elve

Egy röntgenvizsgálat során a képalkotás fizikai alapja a Beer-Lambert (1) törvény, ami megadja számunka a forrásintenzitás (I_0), és detektormátrix egyes pixeleit ért sugárzás intenzitása (I) alapján az adott L válaszegyenesre (a forrás és a detektor egy pontját összekötő egyenes vonal) vonatkoztatott átlagos gyengülési együtthatót ($\mu(r)$) – ez a mennyiség arányos a válaszegyenes menti átlagos sűrűséggel.

$$I = I_0 \cdot e^{-\int_L \mu(r) dr} \quad (1)$$

A CT képalkotás tulajdonképpen röntgenfelvételek sorozatát jelenti, ahol az egyes felvételek között elforgatjuk egymáshoz képest relatív a detektor-forrás párt és a vizsgált testet. A vizsgálat során keletkező felvételekből matematikai úton rekonstruálható a vizsgált térfogat sűrűségeloszlása. A rekonstrukció elvi alapját

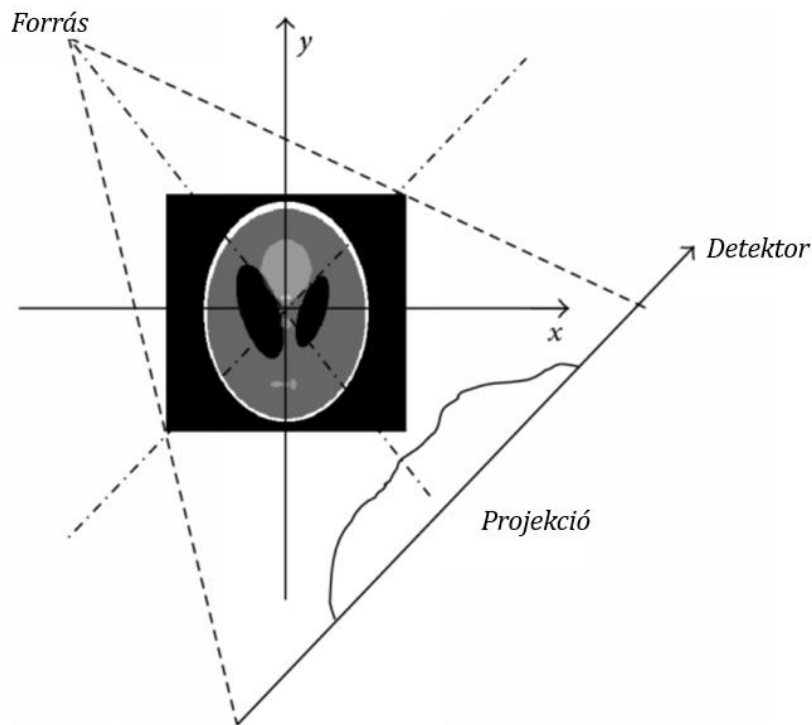
Johann Radon [1] dolgozta ki. Radon bebizonyította, hogy kettő és három dimenziós térben egy eloszlásfüggvényen vett párhuzamos vonalintegrálokat egy változó, φ szöggel elforgatott hipersík mentén összegezve kapott függvényből (Radon-transzformált) egyértelműen rekonstruálható az eredeti eloszlásfüggvény. A rekonstrukció folyamatát inverz Radon-transzformálnak nevezzük. A Radon-transzformált megszokott ábrázolása a szinogram, ami a φ szög és az eltolási paraméter függvényében „térképezi le” a Radon teret.



1. ábra - Shepp-Logan fantom, a kép szinogramja, és az inverz Radon-transzformáltja.

Radon munkája azért fontos számunkra, mert a korábban ismertetett CT-képképzés során keletkező adatsorok valójában egy szinogramot alkotnak, amiből rekonstruálható a vizsgált test sűrűségeloszlása. Az optikai CT ilyen tekintetben nem különbözik a röntgen sugárzáson alapulótól. A Radon által definiált transzformáció alapvetően párhuzamos válaszegyenesek kezelésére alkalmas, azonban bebizonyítható [2] hogy, két dimenzióban az eljárás alkalmazható az úgynevezett legyezősugaras (2. ábra) geometriára, illetve három dimenzióban a kúpsugaras geometriára (3. ábra) is.

A Beer-Lambert törvény alkalmas a látható fény egy közegben való abszorpciójának leírására, azonban a szórás jelenségek nem elhanyagolhatóak. Emiatt egy általános fényforrás által kibocsátott fényre nem lesz igaz, hogy egy forrás ponthoz pontosan egy detektor pont rendelhető az őket összekötő válaszegyenesek szerint. A jelenség rekonstrukcióra való hatását minimalizálendő egy számítógép monitort használtunk fényforrásnak, mert az általa kibocsátott fény intenzitása merőleges betekintési szög esetén a legnagyobb.

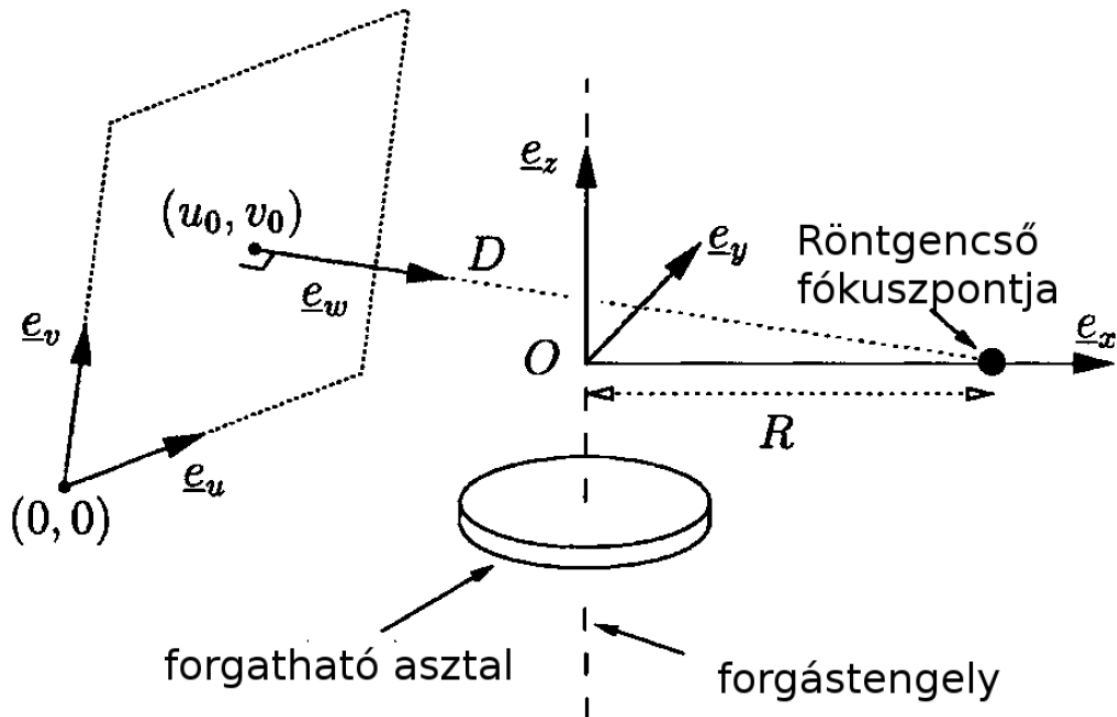


2. ábra - A legyezősugaras geometria vázlata. Forrás: goo.gl/gphW3E

1.2. A geometriai kalibráció

A geometriai kalibráció minél jobb és pontosabb megvalósítása kulcsfontosságú egy CT-rendszer megfelelő működése szempontjából. Ez a folyamat az, aminek segítségével a kép rekonstrukciójához szükséges geometriai paramétereket meg tudjuk határozni, amik a jelen esetben:

- forrás-tengely távolság (R)
- forrás-detektor távolság (D)
- két projekció közötti szögelfordulás mértéke
- a forgástengely ferdesége a detektorpanelhez képest (η szög)
- a detektor panel a forráshoz legközelebbi pontja (U_0, V_0)



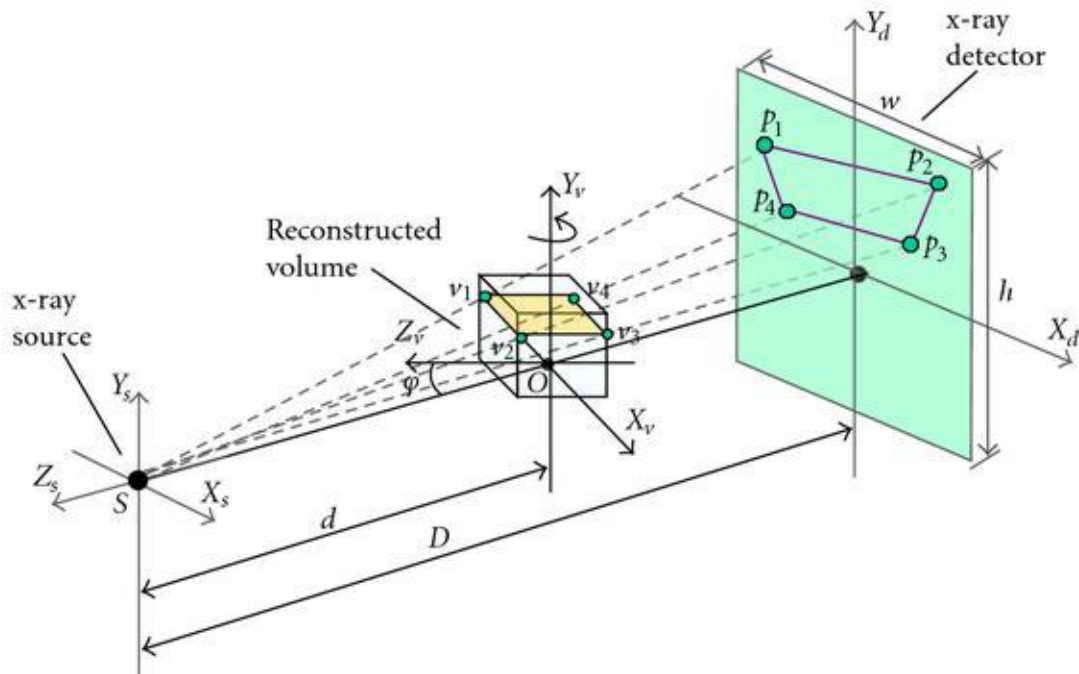
3. ábra - a kúpsugaras CT geometria, és a leíró paraméterek. Forrás: [3] 21. oldal

Ezen paraméterek mérése közvetlen méréssel nem kivitelezhető praktikus okokból (különösen problémás például a kúpsugaras geometria esetén a röntgenső fókuszpontjának meghatározása), és még ha megoldható is, a mérés nem tud kellő pontosságot biztosítani a lehető legjobb rekonstrukcióhoz. Emiatt van szükség arra, hogy kalibrációt alkalmazzunk, és matematikai úton határozzuk meg a szükséges értékeket.

A geometriai kalibrációhoz Marinovszki Árpád diplomamunkája [3] adott útmutatást és hathatós segítséget. Marinovszki a diplomamunkája keretében egy kúpsugaras mikro-CT kalibrációját valósította meg Wu cikkére [4] alapozva. Marinovszki kódjának működését a 2.1, használatát a 4.1 fejezetben mutatom be.

Nem triviális kérdés az, hogy Marinovszki módszere alkalmazható-e a diplomamunkám keretében vizsgált optikai CT-s elrendezésre. A röntgenső esetében fizikailag létező fókuszpontnak nincs megfelelője az optikai rendszerben. A válaszegyenések futásával kapcsolatban nem tehetünk semmiféle kijelentést, hiszen a felhasznált kamera belső felépítését (így a fény útját a CMOS panel egyes pontjaiig) nem ismerjük, azt a gyártó üzleti titokként kezeli, mérése rendkívül bonyolult lenne. Hagyományos értelemben vett kúpsugaras geometriáról nem beszélhetünk. Ennek ellenére feltételeztük, hogy a kamera által rögzített projekciókból a háromdimenziós sűrűségeloszlás rekonstruálható, ha megfelelő, de a valósággal nem feltétlen egyező

geometriai paramétereket adunk meg a rekonstruáló algoritmus számára, létrehozva így egy „kvázi kúpsugaras” geometriát. Amennyiben a rekonstrukció minősége nem megfelelő, mindig lehetőség van a paraméterek iterációjára. Ez hosszadalmas, de elegendő időt befektetve biztosan jó eredményre vezet.



4. ábra - egy tárgy leképeződése a kúpsugaras geometriában. Forrás: <https://www.hindawi.com/journals/ijbi/2009/149079.fig.002.jpg>

A 4. ábrán látható a „hagyományos” kúpsugaras CT elrendezés, és egy test pontjainak leképeződése benne. A mi speciális optikai CT geometriánk gyakorlatilag ennek az inverze: a korábbi detektorpanel a mi geometriánkban a forrásként funkcionál, és a hagyományos CT geometria pontforrása analóg a kamera lencserendszerével, ami valamilyen – számunkra ismeretlen – módon leképezi egy a forrással első közelítésben párhuzamos detektorpanelre a látott képet. A két geometria közötti átjárhatóságot az teszi lehetővé, hogy egy válaszgyenesnek nincs irányítottága: csupán egy vonal menti integrálást takar a fogalom, amire igaz, hogy:

$$\int_a^b f(r(t))|r'(t)|dt = \int_b^a f(r(t))|r'(t)|dt \quad (2)$$

ahol f egy tetszőleges skalártér, r pedig egy görbe tetszőlegesen paraméterezve.

1.3. Géldozimetria

A dózis mérése (dozimetria) alatt azt értjük, amikor egy ionizáló sugárzás által egy adott helyen, adott időben egységnyi tömegben leadott energiamennyiséget mérjük, potenciálisan ezen adat által jellemezve egy emberi test által elszenvedett sugárzás hatását. A dozimetriának számos válfaja létezik (kiemelném a klinikumban gyakran alkalmazott film-, és termolumineszcens dozimetriát), a géldozimetria azért érdekes számunkra, mert háromdimenziós dóziseloszlás rekonstruálását teszi lehetővé. Ez fontos tulajdonság, mert lehetővé teszi a sugárterápiában alkalmazott dózisterek verifikációját, vagyis annak igazolását, hogy a sugárterápiás gyorsító által leadott dózis a tér egyes pontjaiban megegyezik a tervezettel. A gél kiolvasása lehetséges, MRI-vel, CT-vel vagy ultrahanggal. Ennek a diplomamunkának a keretében az optikai CT alapú gél kiolvasást vizsgáljuk.

A géleket Tilajka Sándor készítette számunkra. Tilajka szakdolgozatában [5] vizsgálta a polimer alapú dozimetriai gélek tulajdonságait. A polimer gélekben a sugárzás energiájának hatására indul be a polimerizációs folyamat, aminek hatására a nagyobb dózist elszenvedett régiók átlátszatlanabbak lesznek. A felhasznált gél egy zselatin mátrixú, *MAGIC* [5] típusú gél. Ez a fajta gél metakrilsavat, aszkorbinsavat, rézszulfátot, hidrokinont és zselatint tartalmaz, az anyagok angol nevéből származik a betűszó. Az optikai kiolvashatóság javítása érdekében fontos lenne, hogy a gél öntartó legyen, vagyis az, hogy tárolóedény nélkül is képes legyen alakjának megtartására az anyag. A gélösszetétel fejlesztésének jelenlegi fázisában ez nem áll fenn, és ez a kiolvasásnál problémát okoz, mivel a tárolóedénynek (egy műanyag palack esetünkben) a fénytörő hatása jelentős. A gélek érzékenyek a tárolási hőmérsékletre és a fényre. A nem megfelelő tárolási hőmérséklet hatására hamar megromlanak, illetve csökken a sugárzással szembeni érzékenységük. Fény hatására pedig beindulhat a polimerizáció. Fontos megjegyezni, hogy egy adag gél egyszer használható. Az 5. ábrán látható egy általunk felhasznált gél besugárzás előtt.



5. ábra – A MAGIC gél besugárzás előtt.

2. KORÁBBI MUNKÁK FELHASZNÁLÁSA

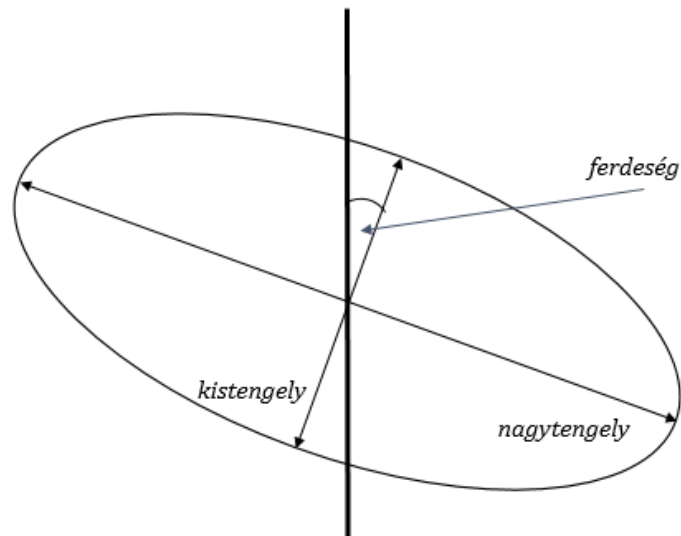
Diplomamunkám elkészítése során két korábban, a tanszéken készült szoftverre támaszkodtunk. Ezek nem csak futtatható állapotban álltak rendelkezésre, a forráskódhoz is hozzáfértünk. Ebben a fejezetben szeretném bemutatni funkciójukat, a működésüket, hogy milyen módon tudtuk hasznosítani őket a munka során, és hogy milyen változtatásokat kellett alkalmazni a kódban az optikai tomográf célú használat érdekében.

2.1. A kalibrációs kód

A kalibrációs paramétereket meghatározásához Marinovszki diplomamunkájában [3] elkészített szoftvert használtam fel. Ez a kód Wu módszerét [4] implementálja a kúpsugaras CT geometriai paramétereinek meghatározására.

A módszer pontszerű tárgyak projekcióiból ad egy becslést a geometriai paraméterekre vonatkozóan. Belátható, hogy a forgástengelytől relatív excentricitásban elhelyezett gömbök projekciói körlapok lesznek, amik középpontja egy ellipszist rajzol ki a körbeforgatás során. Ezeknek az ellipsziseknek a paraméterei

(kistengely, nagytengely, a detektor pixelmátrixában mért ferdeség, ahogy az a 6. ábrán látható) pedig alkalmasak arra, hogy belőlük meghatározzuk a geometriai paramétereket, feltéve hogy a gömbök kalibrációs fantomon való relatív elhelyezkedését pontosan ismerjük. Nem egyszerű feladat a projekciókon a körök középpontjának megtalálása, ezt Hough transzformáltak segítségével valósítja meg Marinovszki kódja, maga a geometriai paramétereket meghatározó algoritmus pedig megegyezik a Wu által tárgyalttal. A C++ nyelven írt kódnak van grafikus felülete is, és a számításokat a *CUDA API* [6] segítségével grafikus kártyán végzi.



6. ábra - Ellipszis és paraméterei.

Sajnos a kódban rögzítve volt a képek felbontása, ami a tanszéki mikro-CT-hez volt igazítva. Ezt ki kellett javítanunk, és a grafikuskártyán futó függvények (*kernelek*) inputparaméterei is használhatatlanok voltak emiatt. A kód *kernel_hough_transform* nevű függvénye az, ami Hough-transzformációt végzi. Szükség lehet arra, hogy megmondjuk a kódnak, hogy a kép egyes részeire ne próbáljon meg köröket rakni, hiába „érzi” úgy, hogy ott lenne egy körközéppont. A gyakorlatban problémát jelentettek az akvárium alján található szennyeződések által generált élek okozta hamis körközéppontok, ezeket praktikusán úgy küszöböltük ki, hogy kikötöttük, hogy a kép legalsó 100 pixelében ne keressen kört. Ezt megtehetjük, amennyiben a gömbökről készült kép sosem kerül ebbe a régióba.

2.2. A rekonstrukciós kód

A rekonstrukcióhoz Deli Gábor [7] által a diplomamunkája keretében írt kódot használtuk. A szoftver C++ nyelven, a *CUDA API* [6] segítségével íródott. A kód a Feldkamp [2] cikkben leírt általános kúpsugaras CT-rekonstruáló algoritmust valósítja meg. A program bemenő paraméterként fogadja a projekciókat tartalmazó mappa nevét, a projekciók számát, a projekciók közötti szögelfordulást, a forrás-tengely távolságot, a forrás-detektor távolságot, a detektorpanel forráshoz legközelebbi pontjának koordinátáit pixelben, a detektorpixelek távolságát milliméterben, és a rekonstruált térfogat dimenzióit milliméterben. A projekciókból (amik jelen esetben a kamera által készített fényképek) a kód futása során létrehoz egy 512x512x512 voxelből álló mátrixot, aminek egyes voxeleinek intenzitása arányos a vizsgált térfogat megfelelő térfogategységében levő sűrűséggel. A projekciókat tartalmazó mappának az *.exe* fájljal egy mappában kell elhelyezkedniük és a már korábban részletezett *.bin* formátumban kell lenniük.

Mivel a feladat során szükség van a paraméterek iterációjára, ezért a munka egyszerűsítése és automatizálása érdekében a program korábbi *main()* függvényét kiemeltük egy új függvénybe, amibe *for* ciklusok segítségével könnyen lehet paramétereket adni, és ezáltal felhasználói beavatkozás nélkül végeztetni a számítógéppel a munkát.

A kódnak volt egy ismert hibája, ismeretlen okból. A program látszólag véletlenszerűen, a rekonstruált képeken nagyon erősen kontrasztos régiókat hozott létre egymás mellé, de „alakra” a rekonstruált térfogat jónak tűnt. Szerencsére sikerült beazonosítanunk a problémát: a rekonstruált térfogat voxel értékeinek normalizációja volt hibás, ami egy integer overflow hibát okozott. A hiba az volt, hogy a normalizáció során nem az abszolútértékben legnagyobb értékű voxel értékkel történt a normalizáció, hanem egyszerűen a legnagyobbal.

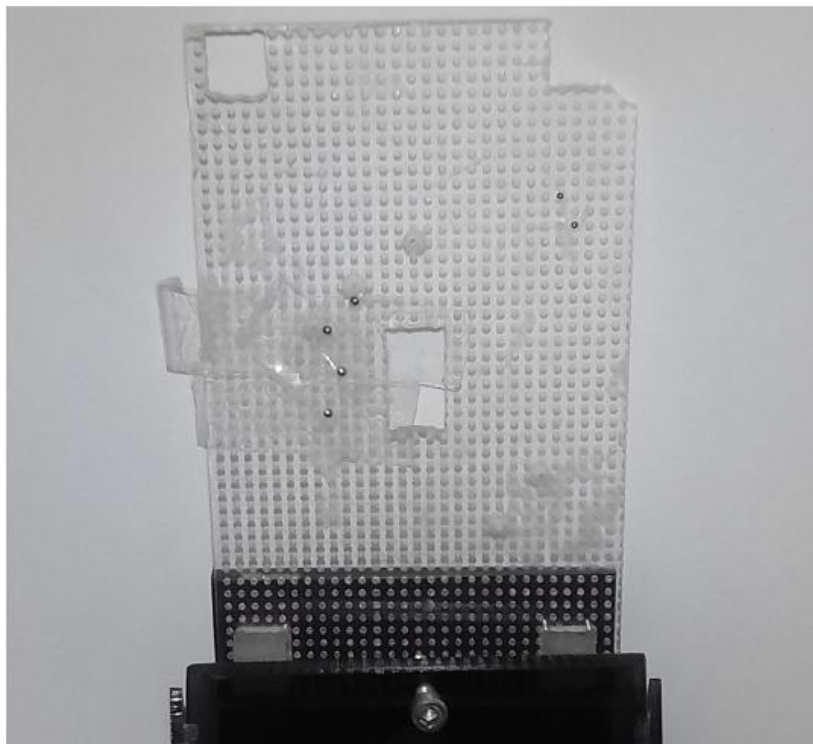
Sajnos a szoftver használatát nehezítette, hogy minden felbontás érték rögzítve volt a kódban, illetve több ezekre épülő, nem triviálisan definiált konstans érték is. A programot a tanszéki mikro-CT rendszer nem változó felbontását figyelembe véve írták. Ezt a problémát ki kellett küszöbölni a használat előtt.

3. A KÉPALKOTÓ RENDSZER

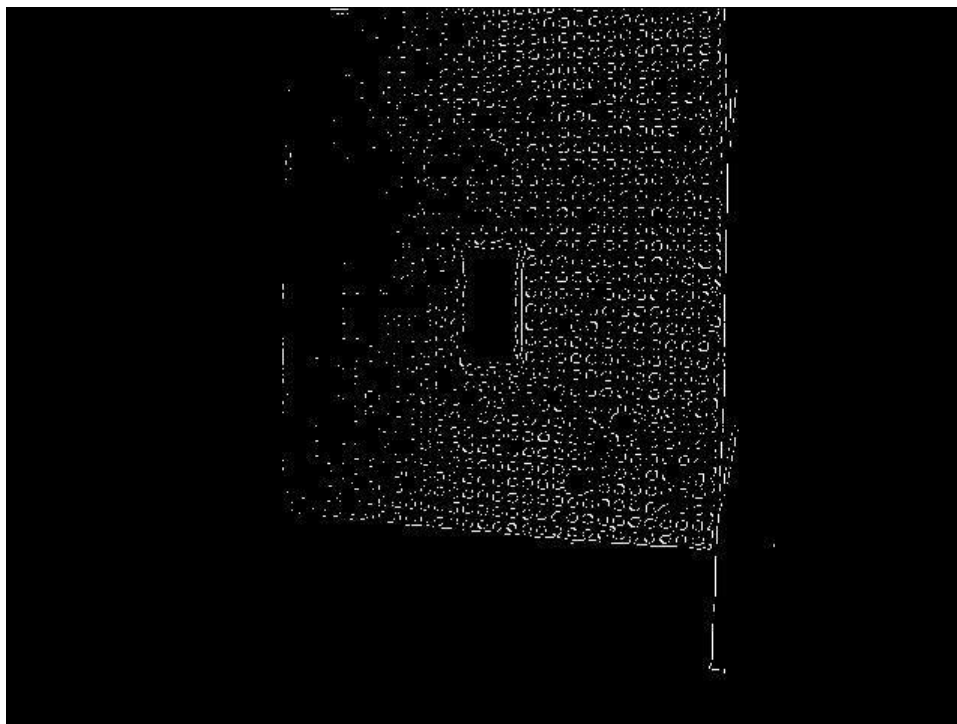
3.1. A kalibrációs fantom

Ahhoz, hogy Wu módszerét tudjuk implementálni az optikai CT-re szükség volt egy kalibrációs fantomra. A fantom szerepe gyakorlatilag az, hogy azokat a golyókat egymástól adott távolságra tartsa, amelyek által mozgásuk közben leírt ellipsziseket vizsgáljuk Wu cikke alapján.

Kezdetben a Marinovszki által a diplomamunkájában használt fantomot használtuk, azonban ez sajnos nagyon rossz eredményeket produkált. A fantom a 7. ábrán látható, és a 8. ábrán a róla a kamera által készített kép. A fantom tulajdonképpen egy plexi lap, benne 2 mm-enként furatokkal, amikbe csapágygolyók kerültek rögzítésre. A probléma az, hogy míg a rendes (röntgen fotonokkal működő) CT berendezés számára a fantom plexi anyaga gyakorlatilag láthatatlan, az optikai CT esetén ez egyáltalán nem így van, és jelentős árnyékot ad. A Marinovszki diplomamunkájában levő Hough-transzformáltak alapján működő élkereső algoritmus gyakorlatilag egyáltalán nem találta meg a köröket a képen.



7. ábra - A régi fantom. A csapágygolyók ragasztószalaggal kerültek rögzítésre a furatokban.



8. ábra - A fantomról az élkeresés után alkotott kép.

Úgy tűnt, szükséges egy új kalibrációs fantom elkészítése. Tervezési alapként az az igény szolgált, hogy lehetőleg semmi más ne legyen a képen, csak a gömbök, amiknek a vetületét keressük. Az elkészült fantom a 9. ábrán látható. Három részből áll: egy 3D nyomtatással készült talpazatból, amibe M4-es furatok kerültek egy síkban. A furatokba pedig függőlegesen M4 menetes csavarszálak kerültek, amik bármikor cserélhetőek egy fogó segítségével, ha a méretek nem stimmelnének. A menetes szálak végén pedig egy gépészeti áruházból rendelt „menetes golyók” találhatóak, amik bármikor lecsavarozhatók és cserélhetőek (akár más átmérőjűre is). A fantomot ezenfelül a motor hirtelen rántásai miatt szükséges rögzíteni is a forgótálcához, erre kétoldalú ragasztót használtunk.

Kezdetben 20 milliméter átmérőjű gömbökkel próbálkoztunk, azonban ezek túl nagyok voltak. Jelentős problémát jelentett, hogy Hough-transzformáción alapuló élkereső nagyon nehezen találta meg alapvetően a köröket a képen, a keresést manuálisan szükséges volt leszűkíteni a kép egy részére és finom hangolni kellett a minimális és maximális sugár paramétereket is, amik között kerestünk. További probléma volt a túl nagy gömbök esetén az, hogy egyes állásoknál kitakarták egymást, ami szintén rontott az algoritmus hatásfokán. A legkisebb átmérőjű M4-es menetes szálra illeszthető gömb, ami kapható 12 milliméter átmérőjű, ezeket használjuk jelenleg. Ezek jó kompromisszumot nyújtanak, és a kalibráció jól végezhető velük. Az ábrán látható a 12 milliméteres és a 20 milliméteres gömbök detektált középpontjai.

Látható, hogy a 20 milliméteres esetben nagyon rossz a leginkább kitakart (felső) gömb detektálási hatásfoka.



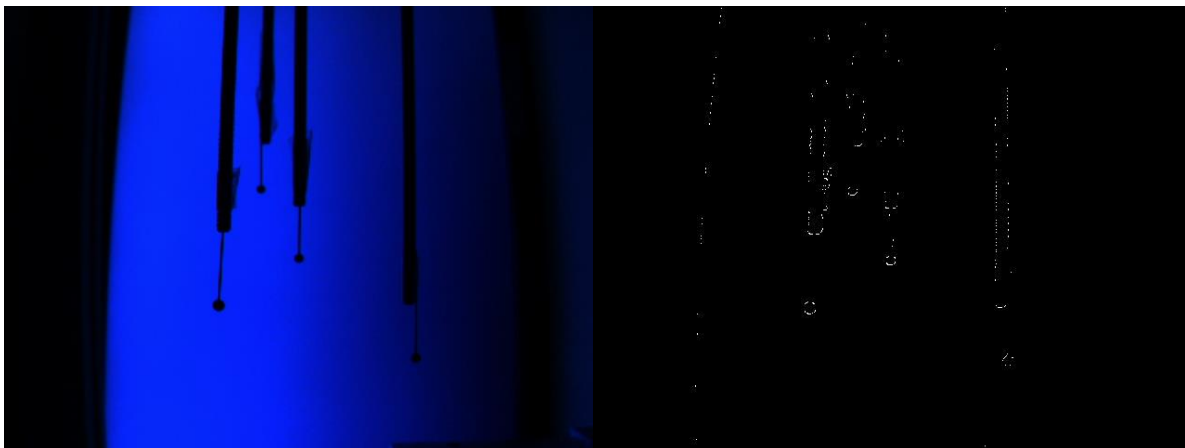
9. ábra - Az elkészült fantom. A függőlegesen álló menetes szálak egymástól 2 cm-re helyezkednek el.



10. ábra - Bal oldalt a 12 milliméteres gömbök, jobb oldalt a 20 milliméteres gömbök pályáinak detektált ívei.

Belátható, hogy a gömb vetületek középpontjának megkeresése a kalibrációs folyamat során annál pontosabb minél kisebb a gömb, amit vetítünk. Ideális esetben egyetlen pontot szeretnénk vetíteni, azonban ez nem megvalósítható. A kamera (rögzített pixelek számában mért) felbontása komoly alsó korlátot jelent a felhasználható gömbök méretében. Ez a Hough-transzformáló algoritmus működése miatt van így. Az algoritmus egy élkereső lépéssel kezdődik, ami megtalál ugyan várhatóan bármilyen kicsit körlapot a képen, azonban minél kisebb, annál kevesebb pixel lesz élként besorolva. Ez azért probléma, mert a következő lépésben – amikor ezekre az élpixelekre illesztünk változó nagyságú köröket és vizsgáljuk a metszéspontjukat – sokkal kevesebb jelet fognak adni egy kisméretű körlap megtalált pixeljei, mint a képen található egyéb élre illesztett körök metszéspontjára illesztett. Egyéb éleket jelentenek például a menetes szálak, vagy az eszköz, amivel rögzítjük a gömbünket.

Ez a jelenség akkor merült fel, amikor a geometriai kalibráció tesztelésénél kipróbáltuk a menetes szálakra rögzített gombostűvel algoritmus működését. A kód képtelen volt megtalálni a gombostűfejek középpontját, pedig emberi szem számára a helyük egyértelműen látszik. Az 11. ábrán látható, hogy nagyon kevés pixel az, amit körlap szélén detektál az algoritmus, viszont a menetes szálak és a rögzítésre szolgáló ragasztószalag jelentős mennyiségű élpixelt generál a gépre. Az algoritmus ilyen fajta érzékenysége nem meglepő, hiszen eredetileg röntgen CT környezetre lett kifejlesztve, ahol ez a probléma nagy rendszámú gömbök és kis rendszámú tartóeszköz esetén nem áll fent, mert a tartó gyakorlatilag láthatatlan lesz a képeken.



11. ábra - Kép és a detektált élei.

A kalibrációs kód forrásában található egy *rmin* és *rmax* nevű paraméter, amik azt adják meg, hogy mekkora legkisebb és legnagyobb sugarú kör, amit keres a Hough-transzformáló algoritmus. Mind a 20 milliméteres gömbök esetében, mind a

gombostűfejek esetében próbálkoztam ezen paraméterek testreszabásával a problémához, azonban nem tudtam értékelhető eredményt elérni. A problémát mindkét esetben a tartó okozza, illetve az általa generált élek. A geometriai kalibráció további javításához javaslatként mindenképp megállapítható, hogy a tartóoszlopok elvékonyítása segítene, vagy az algoritmus átdolgozása.

3.2. A kidolgozott forgatási mechanizmus

A kitűzött célok megvalósításához szükség volt a vizsgálandó tárgyat körbeforgató mechanizmus kidolgozásához. Erre létezett egy kezdetleges megoldás korábban, ami során függőlegesen fentről, egy léptetőmotor tengelyéhez erősített műanyagpalackot (benne a mintával) lehetett a kamera látóterébe „lógatni”. Ez azonban egyáltalán nem volt praktikus és szükség volt egy jobb megoldásra. Az új eszköz tervezésének alapjai a következők voltak:

- ne látszódjon a képen a mozgató eszköz
- a tárgy egy tálcán legyen, ne függjön
- lehetőleg pontosan lehessen léptetni a berendezést a forgás során
- víz alatt is használható legyen

Ezek alapján egy bordásszíj-hajtott forgótálcát alkottunk, ahol a tálca egy fogaskerék. A bordásszíj másik rögzítési pontja a tengelyen van, ami felül csatlakozik a léptető motorhoz. A konstrukció előnye, hogy a motor messze a vízfelszín felett van, és a bordásszíjnak köszönhetően a léptetés pontos és megismételhető, számottevő csúszással nem kell számolni. Az elkészült berendezés a 12. ábrán látható.

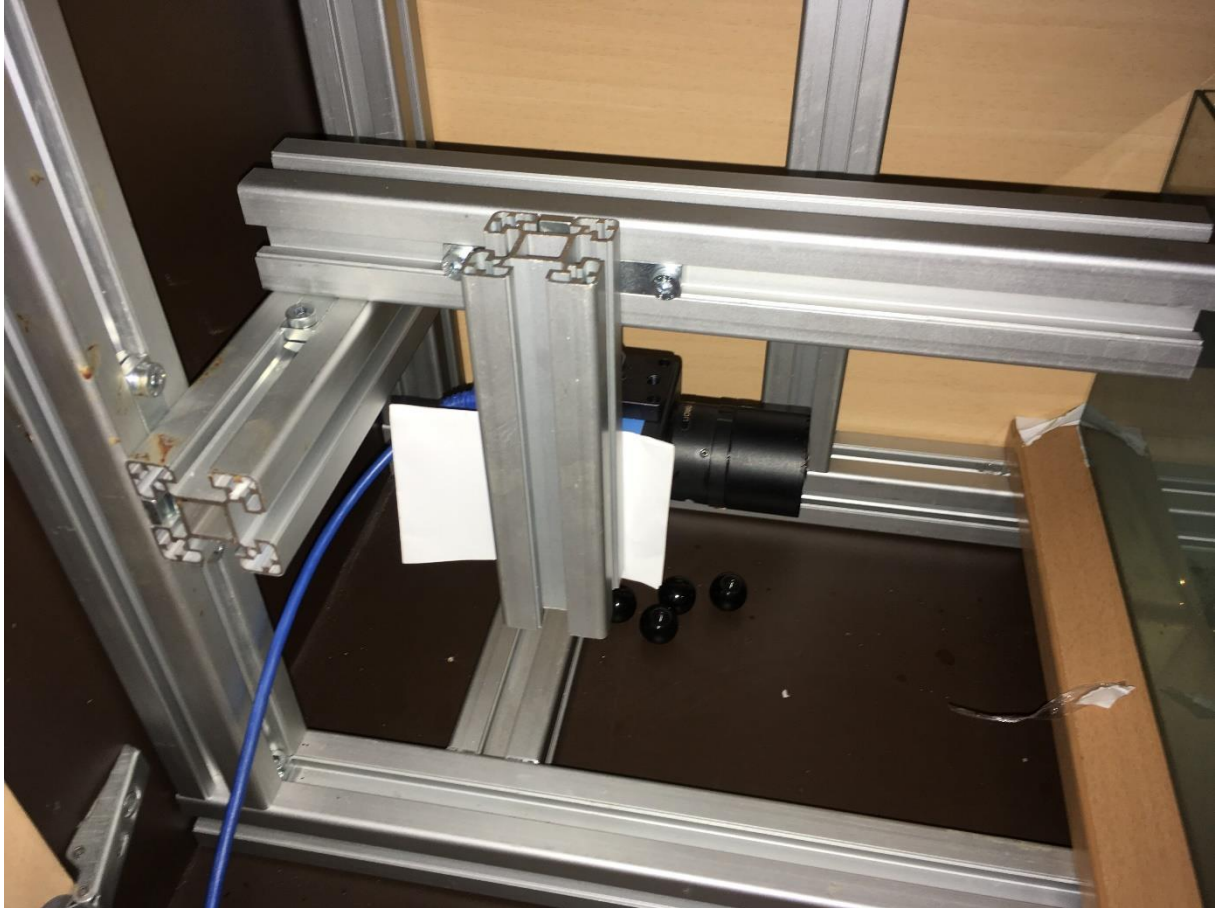
Ennek a rendszernek és a forgatási mechanizmusnak a hátránya a korábbival szemben, hogy ha a mérendő minta sűrűsége kisebb, mint a vízé akkor lebegni fog, amit nyilvánvalóan szeretnénk elkerülni. Emiatt előfordulhat, hogy valamilyen nehezéket kell rárakni a mérendő mintára. Ezen kívül probléma lehet, hogy nincs rá közvetlen mód, hogy a mintát odarögzítsük a forgótálcához, emiatt könnyen csúszás léphet fel, ami jelentősen elrontja a rekonstrukciót. Szabad levegős mérés esetén ezen lehet segíteni kétoldalú ragasztóval, azonban víz alatt ez nem működik. Működőképesnek bizonyult az a megoldás, hogy még levegőn kétoldalú ragasztóval dörzspapírt rögzítünk a forgótálcára, majd erre helyezük rá a mintát.



12. ábra - Az elkészült forgató berendezés.

3.3. A kamera és a képalkotó rendszer

Az optikai CT rendszerben használt kamera egy a The Imaging Source cég által gyártott DFX 21AU04.AS [8] típusú csillagászati kamera. A mérőrendszerben azért használunk csillagászati kamerát, mert az ilyen termékek jó fényérzékenységgel rendelkeznek, és jobban lehetővé teszik az éppen vizsgált objektumon átszűrődő fény mérését. A kamera egy a tároló szekrénybe beépített vázrendszerre rögzítve helyezkedik el. Ez a vázrendszer úgy van kialakítva, hogy a kamera a Descartes-i koordináta rendszer 3 iránya szerint mozgatható, ami nagyban megkönnyíti a mérések kivitelezését. A 13. ábrán látható a kamera. A kamera függőleges tartóelemhez való rögzítése nem tökéletes, a torziós elmozdulások megakadályozása egy összehajtogatott papírlappal történik.



13. ábra - A kamera.

A kamera felbontása 640-szer 480 pixel, ami elég alacsonynak mondható, és mint azt később bemutatom komoly korlátot jelentett a geometriai kalibráció során. A kamera színes képeket rögzít, így lehetőség nyílt az RGB spektrum 3 komponensének külön elemzésére is. Ezenfelül a kamerán lehetőség van az olyan – digitális eszközöknél megszokott – paraméterek manuális beállítására is, mint az expozíciós idő, erősítés, fehéregyensúly stb.

A kamera USB porton van összekötve a számítógéppel, amin egy C#-ban írt szoftver végzi a kamera, a felhasználó és forgótálcát mozgató motor közötti háromirányú kommunikációt. Ez a szoftver korábból rendelkezésünkre állt, korábban készítette el az Intézet. A szoftverben lehetőségünk van megadni, hogy hány képet szeretnénk készíteni, hányat lépjen a motor két kép között, az elkészült képek hova mentődjenek, illetve a kamera paramétereinek beállítását végezhetjük. Mindeközben folyamatos élő videó képet biztosít arról, amit a kamera lát. Képkészítés során láthatóak az elkészült képek is. A képek *.bmp* formátumban kerülnek mentésre.

Az elkészült képeket nem ebben a formában tudjuk felhasználni a geometriai kalibrációhoz illetve a rekonstrukcióhoz. A tanszék (BME NTI) mikro-CT

készülékéhez fejlesztett rekonstrukciós szoftveréhez létezik saját szabványa a tomográfiás képek és projekciók kezelésére, amiknek meg kell feleltetnünk a képeinket ahhoz, hogy fel tudjuk őket használni. A szabvány a következő dolgokat határozza meg:

- a képek *.bin* kiterjesztésű fájlok legyenek
- számozásuk a következő formátumot kövesse: *0000.bin*, *0001. bin*, *0002. bin* stb.
- a fájlok a detektorpixelek által mért adatokat tartalmazzák, unsigned short változókként (0 és 65535 közötti számok)
- soronként kell kiírni az adatokat
- minden projekciót tartalmazó mappában legyen egy *info.txt* fájl, ami a tomográfiás felvétel paramétereit (pl. csőfeszültség és expozíciós idő) tartalmazzák

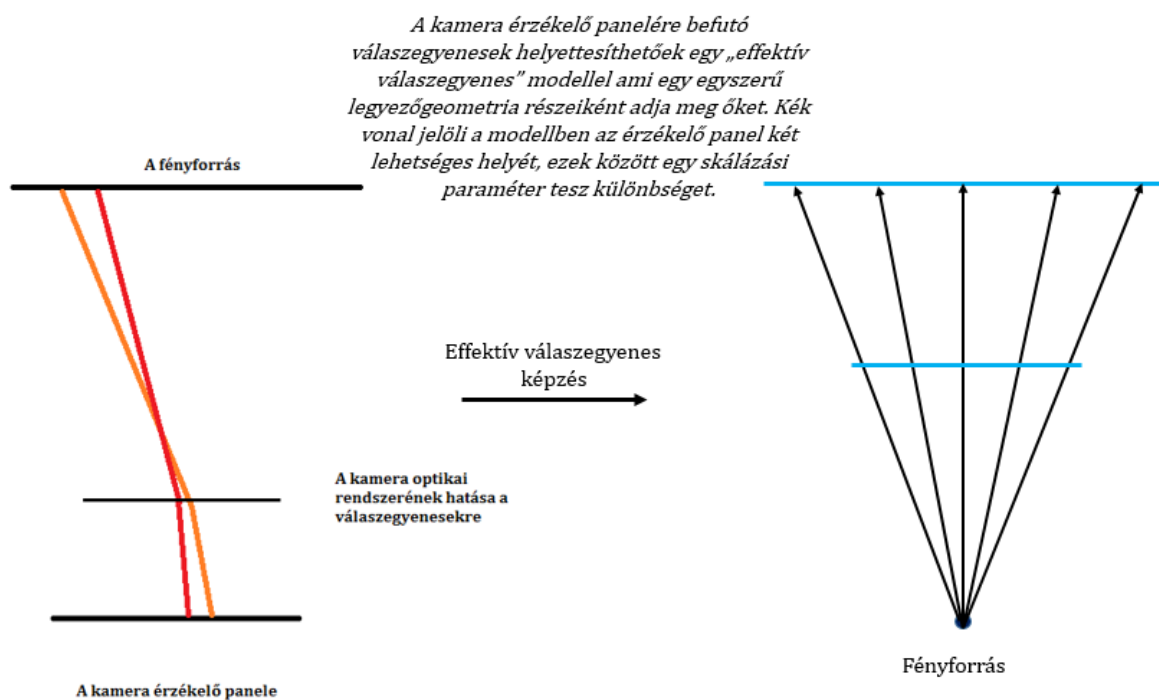
Belátható, hogy az utóbbi kritérium esetünkben teljesen értelmetlen, hiszen egy optikai CT rendszernél ezek az adatok nem értelmezhetőek. Ettől független létre kell hoznunk az *info.txt* fájlt, hogy a szabványnak megfeleljünk, azonban hamis adatokkal kell feltölteni.

A *.bmp*-ből *.bin*-be konvertáló programot C++ nyelven írtam, egy egyszerű konzolos alkalmazás. A kód input paraméterként három dolgot vár el: hol vannak *.bmp* fájlok, mennyi van belőlük, és hova szeretnénk írni a *.bin* fájlokat. A kód működése során minden projekciónak létrehoz egy 640-szer 480-as unsigned short tömböt, majd pedig ennek minden elemébe belerakja a képen megfelelő pixel három színcsatornájában található intenzitásérték összegét. Mivel ez mindenképp kisebb, mint az unsigned short értékek maximuma, és nagyobb, mint a minimuma normalizációra nincs szükség. A programnak megadhatjuk egy C preprocesszor makró segítségével azt is, hogy hányadik képtől kezdje a konverziót, ha erre igény van esetleg. Továbbá lehetőség van a képek függőleges és horizontális tükrözésére, ami egy fontos kényelmi funkció a geometriai kalibráció folyamatában amint azt később bemutatom.

3.4. A pixelméret paraméter becslése

A rekonstruáló algoritmus input adatként vár el egy pixelméret (a kódban: *PIXEL_SIZE*) ami azt mondja meg, hogy a kúpsugaras geometriában a detektor pixele

hány milliméter távolságra van egymástól. Belátható, hogy ez a paraméter a mi optikai CT rendszerünk geometriájában nem értelmezhető triviálisan. Kidolgoztunk azonban egy módszert a becslésre, amit a 14. ábra segítségével szeretnénk illusztrálni. Ezen látható, két hipotetikus válaszegyenes a rendszernek. A célunk az, hogy egy becslést kapjunk az érzékelő panel két pontjának milliméterben mért távolságára, jelöljük ezt d_{panel} -el. Jelöljük a fényforrás két pixelének távolságát $d_{forrás}$ -nak. Egy számítógép monitor esetében például ez könnyedén értelmezhető. Mozgassunk a fényforráson egy kisméretű fényes pontot sötét háttéren! Jelöljük $p_{forrás}$ -sal ennek a pontnak a két pont közötti távolságát a forráson pixeleken kifejezve, p_{panel} -lel pedig ugyanezt a mennyiséget a kamera detektorpaneljén.



14. ábra – A válaszegyenesek sematikus lefutása és az effektív válaszegyenesek.

A becslés elve a következő: feltesszük, hogy a 3. számú egyenlet helyes, majd abba behelyettesítve kapunk egy becslést a pixelméret paraméterre.

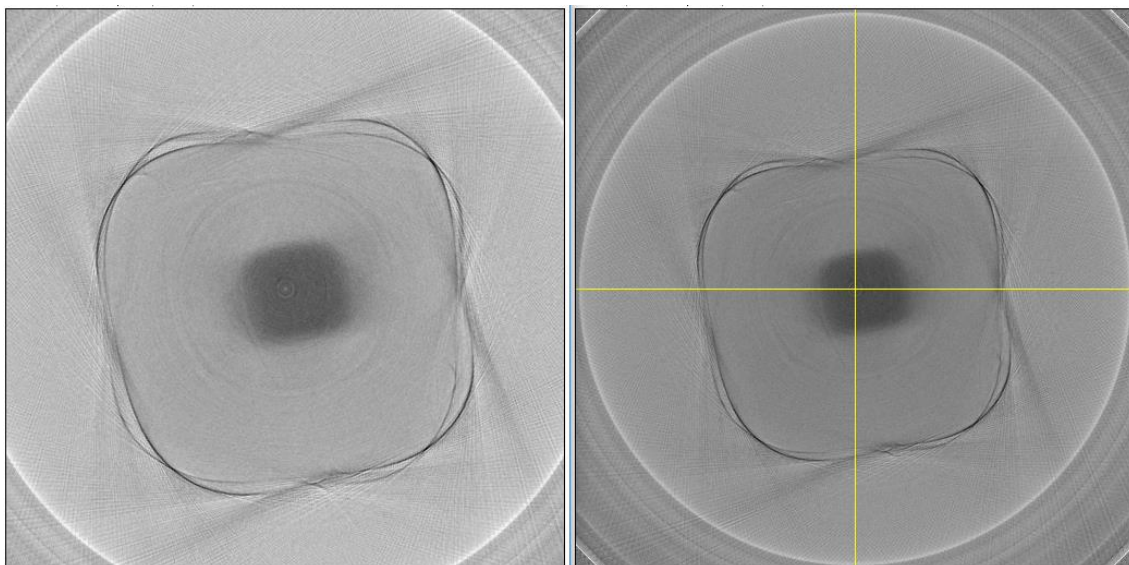
$$\frac{d_{panel}}{d_{forrás}} = \frac{p_{panel}}{p_{forrás}} \quad (3)$$

Tekintve, hogy egy számítógép monitorának fizikai pixelmérete egy, a gyártó által megadott paraméter, és a fénypontok pozíciójának különbsége mérhető az egyenlet csupán egy ismeretlent fog tartalmazni. Az általunk használt monitor egy Samsung S22B300 kijelző, aminek fizikai pixelmérete ($d_{forrás}$) 0,24825 milliméter.

Fontos megjegyezni, hogy a fenti egyenlet azzal a feltételezéssel él, hogy a kamera leképezése lineáris a monitoron mozgatott alakzat által megtett távolság függvényében, ami egyáltalán nem biztos, hogy igaz. Ennek érdekében több pontban mértünk, majd ezek eredményét átlagoltuk.

A p paraméterek méréshez írtam egy programot C++ nyelven a Qt fejlesztői környezet segítségével, aminek grafikus komponense egy egész kijelzőt lefedő fekete téglalap, rajta egy állítható méretű fehér körlappal. Ez a kurzorgombok segítségével mozgatható, és bármikor lekérdezhető a jelenlegi pozíciója a monitor bal felső sarkától számítva pixelekben egy felugró ablak segítségével. A mérés során 18 képet készítettem a kamerával az egyes lépésekben 50 monitorpixelnyit ugró pontról. A $p_{forrás}$ értéke tehát 50-nek adódik. Az elkészült képeken pedig *Microsoft Paint* segítségével megvizsgáltam, hogy mennyi az átlagos elmozdulás képpixelben kifejezve a mérés során. Ez az érték (p_{panel}) 18,7222 pixelnek adódott. Így már behelyettesíthetünk az átrendezett egyenletbe:

$$d_{panel} = 0,24825 \cdot \frac{18,7222}{50} = 0,09295 \text{ mm} \quad (4)$$



15. ábra - Bal oldalon: 0,25 mm-es pixelméret, jobb oldalon 0,3 mm-es pixelméret. Minden más rekonstrukciós paraméter megegyezik.

A rekonstrukcióban ez a paraméter alapvetően egy skálázási feladatot lát el, így a kapott eredményt első közelítésnek felhasználva, és néhány nagyságrendben hasonló számokat kipróbálva vizsgálhatjuk a rekonstruált térfogat nagyságának a megfelelőségét. A későbbi rekonstrukciók során 0,3 milliméteres értékkel dolgoztam, ami durván ennek a háromszorosa. A hatás ábrázolása érdekében a 15. ábrán látható egy kép különböző pixelméret paraméteres rekonstrukciókról.

4. A KALIBRÁCIÓS PROTOKOLL

Az itt tárgyalt kidolgozott kalibrációs protokoll a diplomamunkám egyik fő eredménye. A következő fejezetben összefoglaltak gyakorlatilag egy olyan utasítássorozatot adnak meg, amit ha követ a tárgyalt optikai CT rendszer felhasználója a mérés során, akkor pontos, vagy ahhoz közeli geometriai kalibrációs paramétereket fog kapni, és képessé válik áttetsző próbatestek háromdimenziós sűrűségeloszlásának mérésére és rekonstruálására. Az itt tárgyalt pontok gyakorlatilag egy algoritmust definiálnak, amit követni szükséges.

Bár a kalibráció és az optikai CT rendszerrel való mérés logikailag különálló cselekvések, a jelen protokoll keretein belül a kettőt egyszerre kell elvégezni. Ennek gyakorlati okai vannak, elsősorban az, hogy az akvárium és a forgatótálca nincsenek rögzítve, tetszőlegesen elhelyezhetőek egymáshoz képest a mérés során, és meg kell bizonyosodnunk arról, hogy a két tárgy nem mozdult el egymáshoz képest. Továbbá a mérés során a mérendő mintát kétoldalú ragasztó segítségével rögzítjük, amit víz alatt nem lehet rögzíteni a forgatótálca felületére, így mindig először a mintát mérjük le, majd a kétoldalú ragasztó eltávolítása után helyezük a forgatótálcára a kalibrációs fantomot, figyelve arra, hogy ne mozdítsuk meg se az akváriumot, se a forgatót.

4.1. A szükséges eszközök meglétének ellenőrzése

A mérés kezdete előtt érdemes ellenőrizni, hogy minden szükséges eszköz rendelkezésre áll-e. A nem nélkülözhető eszközök az alábbiak:

- egy akvárium, ami elfér a fényforrás és a kamera között
- az akvárium feltöltéséhez szükséges mennyiségű csapvíz
- körülbelül 0,5 – 1 liternyi glicerin
- lapát- vagy kanálszerű objektum a glicerin elkeveréséhez
- néhány 1 – 2 literes műanyagpalack
- imbuszkulcs, amivel a kamera pozíció beállítható
- kamera, és a hozzá tartozó kábelek
- fényforrás, és a hozzá tartozó kábelek
- számítógép, amin a képrögzítő szoftver fut

- forgató motor, és a hozzá tartozó kábelek
- motor driver, és a hozzá tartozó kábelek
- néhány négyzetcentiméternyi kétoldalú ragasztó és dörzspapír
- a mérendő objektum
- a kalibrációs fantom (többféle hosszúságú M4-es menetes szállal)
- csavarkulcs, amivel egy M4-es anyát meg lehet fogni
- fogó, amivel egy M4-es menetes szálat meg lehet fogni
- egy tekercs papír törlőkendő
- vonalzó vagy mérőszalag

4.2. A műszaki eszközök megfelelőségének ellenőrzése

Következőnek érdemes megbizonyosodni, hogy minden technikai eszköz képes ellátni a feladatát. Nulladik lépésként ellenőrizzük minden eszköz minden kábelének a lefutását, hogy logikailag megfelelő kimentekhez csatlakoznak-e, és megfelelően vannak-e rögzítve. A motor vezérlőn minden kimenetből kettő van, ezek közül a kék ragasztószalaggal jelöltet szükséges használni.

Első lépésben kapcsoljuk be a számítógépet, amin a képrögzítő szoftver fut, majd indítsuk el a kamera_motor programot. A felugró ablak tetején található legördülő listából válasszuk ki a kameránkat, majd kattintsunk az 'OK' gombra. Ha a számítógép kommunikál a kamerával a következő képernyőn egy élő képet fogunk látni, amit a kamera közvetít. Amennyiben ez nem jelenik meg, valami hiba van a kamera és a számítógép közötti kommunikációban. A következő képernyőn bal alul be kell írni, hogy melyik porton keresztül kommunikál a számítógép a kamerával. Az elvárt szöveg az „COMX” formátumú, ahol X a port száma. A port számát az Eszközkezelőben lehet megnézni, de egyszerűbb ha 0-tól kezdve sorban kipróbáljuk a számokat. A port név beírása után kattintsunk a START gombra. Ha nem jelentkezik hibaüzenet a számítógép és a kamera közti kommunikáció rendben van. Ezután a megfelelő mezőbe írjunk be egy mappanévét, a képeink a C:/OCT/<mappanév> helyre fognak elmentődni.

Második lépésben helyezük feszültség alá a drivert. Amennyiben halljuk a ventilátorok hangját, a driver működőképes. Ha ez nem áll fent ellenőrizzük újra a kábelek helyes összeköttetését és integritását.

Harmadik lépésben vizsgáljuk meg a forgatómotor működését. Adjunk ki a számítógépen futó program segítségével parancsot egy néhány képből álló sorozat elkészítésére. Ellenőrizzük, hogy a képek a megfelelő helyre mentődtek.

Negyedik lépésben ellenőrizzük, hogy a fényforrás világít, erőssége megfelelő és kellően homogén a kiadott fény.

Végül ellenőrizzük, hogy a készült képek megfelelő minőségűek-e. Nézzük meg, hogy nem túlexponáltak-e, stimmel-e a fehér egyensúly, próbáljuk ki a kamera fókusztávolság állító karjának működését. A képkészítés „digitális” paramétereit a számítógépen futó képkészítő szoftverben is tudjuk módosítani. Természetesen ezeknek a paramétereknek a finomhangolása később fog következni, egyelőre csak a helyes működésről szeretnénk megbizonyosodni.

4.3. Az akvárium elhelyezése, feltöltése, és a törésmutató beállítása

Az akváriumot a 16. ábrán látható módon érdemes elhelyezni, nagyjából fél úton a kamera és a fényforrás között. Az akváriumot annyira töltjük fel vízzel, hogy a forgatót belehelyezve garantáltan ne tudja a vízszint elérni magát a léptető motort. Amennyiben az akváriumon szennyeződést észlelünk, távolítsuk el.

Az akvárium feltöltését érdemes úgy végezni, hogy először beletöltünk csapból vagy vödörből annyi vizet, amennyit még elbírunk fizikailag, majd ebben az állapotban rakjuk a helyére. Ezután a hiányzó vizet pedig a műanyagpalackok segítségével adjuk hozzá. A környező elektronikai eszközök miatt szükséges az óvatosság. Ügyeljünk arra, hogy maradjon hely a glicerinnel.

Ezután következhet a törésmutató beállítása. A célunk az, hogy a glicerines víz oldatunk törésmutatója egyezzen meg mérendő minta törésmutatójával. Erre azért van szükség, hogy a válaszgyenesek valóban egyenesek legyenek, és a radon-transzformációval való közelítés megállja a helyét.

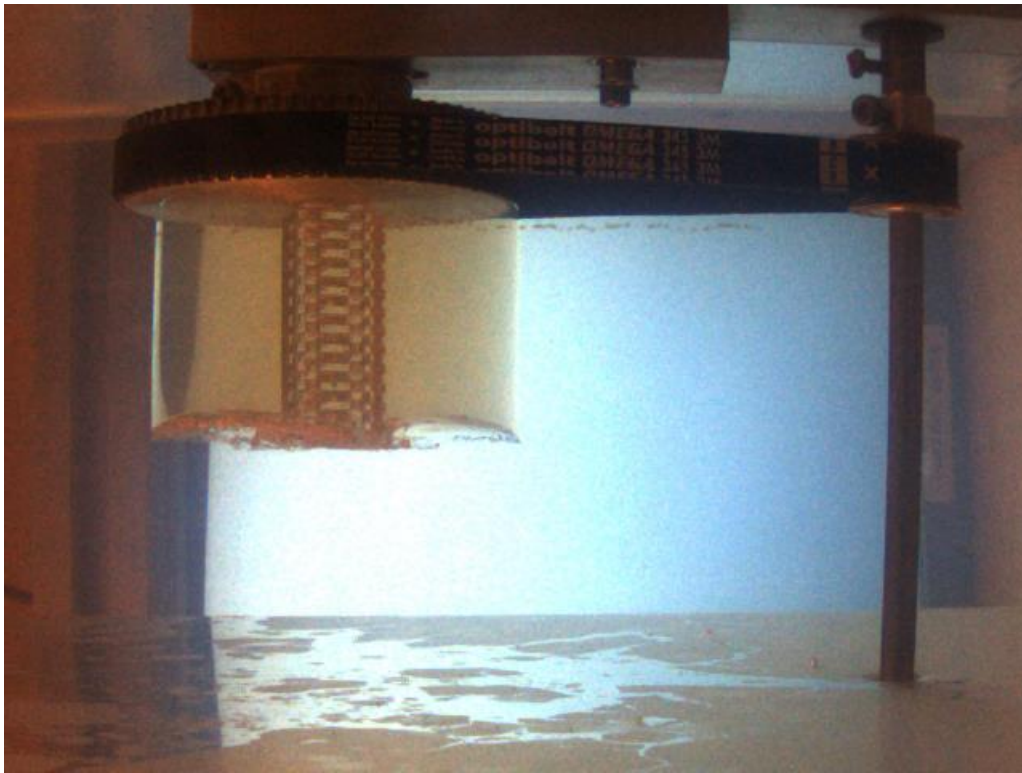


16. ábra - A mérőrendszer.

A törésmutatót úgy áll módunkban vizsgálni, hogy a kamera látóterében elhelyezzük a mérendő mintát úgy, hogy a fényforrás széle (ami egy függőleges vonalként jelenik meg a képen) a mérendő minta szélén át látszódjon, ahogy a 17. ábra mutatja. Amennyiben a két közeg törésmutatója eltér, a fényforrás széle nem egyenesként fog a kamera képen látszódni. Ha ez így van, készítsünk erről egy képernyőmentést a számítógépen, és a képet egy arra alkalmas programban (pl. Microsoft Paint) nyissuk meg. Ez lesz a referencia kép, ehhez mérten fogjuk vizsgálni a glicerín hatását. A cél természetesen az, hogy a képernyő széle egyenesként látszódjon. Amennyiben túl sok glicerint adunk a vízhez, a képernyő szélét jelentő domborulat az eredetivel ellenkező irányba fog kitérni.

Kezdjük el lassan glicerint adagolni a vízhez, maximum 1 deciliteres adagokban. Az anyag kissé nehezen oldódik a vízben, erélyesen keverjük el a lapát vagy kanál segítségével, de ügyelve arra, hogy a léptető motort továbbra se érje el a vízszint. Minden adag glicerín után vizsgáljuk meg, hogy hogyan látjuk a mintán keresztül a képernyő szélét, ha nem vagyunk teljesen biztosak abban, hogy milyen irányba halad a folyamat készítsünk képernyőmentést, amit hasonlítunk össze a korábbiakkal. Ha elértünk odáig, hogy szemmel nem tudunk megállapítani eltérést a törésmutatóban akkor a folyamatot sikeresen lezárhatjuk. Ha túl sok glicerint adtunk a vízhez a műanyagpalackok segítségével hígítsuk fel az oldatot, majd adagoljunk újra glicerint,

amíg a törésmutató megfelelő nem lesz. Érdeemes az adott géltípusra jellemző keverési arányt feljegyezni, hiszen ez nem fog változni, és az eredmény a későbbi méréseink során is felhasználható lesz.



17. ábra - Rosszul beállított törésmutató esetén tapasztalható torzulása a monitor fényének.

4.4. A minta és a kalibrációs fantom elhelyezése és mérése

A forgató berendezést szedjük ki a vízből, és forgatótálcát gondosan töröljük meg papírtörölővel, majd a megmaradt nedvességet hagyjuk felszáradni. Ezután vágunk ki kétoldalú ragasztóból és dörzspapírból egy nagyjából akkora darabot, ami lefedi a forgatótálcát. A kétoldalú ragasztó segítségével erősítsük a dörzspapírt a tálcára, ügyelve arra, hogy ne lógjon le a sarka, ne tudja a bordásszík bekapni. Ezután behelyezhetjük a forgatót a vízbe. A dörzspapírra óvatosan rakjuk rá a mérendő mintát. Amennyiben a minta sűrűsége kisebb, mint a glicerines vízé rakjuk rá a tetejére óvatosan a nehezéket, ez garantálja, hogy nem fog elúszni a helyéről.

Ha megbizonyosodtunk, hogy a minta nem fog elmozdulni állítsuk be a kamerát úgy, hogy kellően jó képet tudjon biztosítani. Először az imbuszkulcs segítségével állítsuk be a kamera magasságát és fényforrástól való távolságát úgy, hogy a minta a kép közepén legyen, és a lehető legkevesebb, a képre nem kellő tárgy legyen a képen.

Amennyiben bármi kerek (körnek látszó) objektum van a képen, ami nem a minta része távolítsuk el, mert ez a Hough-transzformációban zavart fog okozni. A kamerán található kar segítségével állítsuk be a fókuszt a mérendő mintára. A képkészítő programban ellenőrizzük, hogy a fény képkészítés már korábban említett digitális paraméterei megfelelőek-e. Alapvetően azt szeretnénk elérni, hogy a mérendő mintán áteresztődő fény intenzitása minél szélesebb határok között változzon, hiszen így tudjuk a legtöbb információt kinyerni az objektumról.

Végül az elhelyezés tesztjeként érdemes kiadni egy rövid, 10 - 20 lépésből álló képsorozat elkészítésére a parancsot, hogy megbizonyosodjunk róla, hogy a minta nem fog elmozdulni. Amennyiben nem látható elmozdulás adjuk ki az éles mérési parancsot, a lépések számának beállítása után. A motor lépésszáma adja meg, hogy két kép között a motor saját egységeiben mérve mennyit lépjen. Akkor lesz elegendő képünk a rekonstrukcióhoz, ha legalább egy teljes fordulatot megtesz a minta. A biztonság kedvéért érdemes a teljes fordulathoz kellő képek másfélszeresét elkészíteni. A rekonstrukció csak egy fordulat képeit használja fel, de a geometriai kalibrációt végző kód többet is képes kezelni.

Ha sikeresen elkészült a mérési sorozat elkészíthetjük a kalibrációs mérési sorozatot. Fontos, hogy a képek száma és a lépések száma egyezzen meg a minta mérési sorozatában beállítással, hiszen a képek közötti szögelfordulás egy fontos paramétere a rekonstrukciónak, és így lesz állandó. Óvatosan távolítsuk el a mintát és a nehezéket a forgatóról. Ezután egyik kezünkkel a forgatót magabiztosan tartva, a másikkal szedjük le a dörzspapírt és a kétoldalú ragasztót a forgatótálcáról. Amennyiben a forgató elmozdult, a mérést kénytelenek vagyunk megismételni az elejétől.

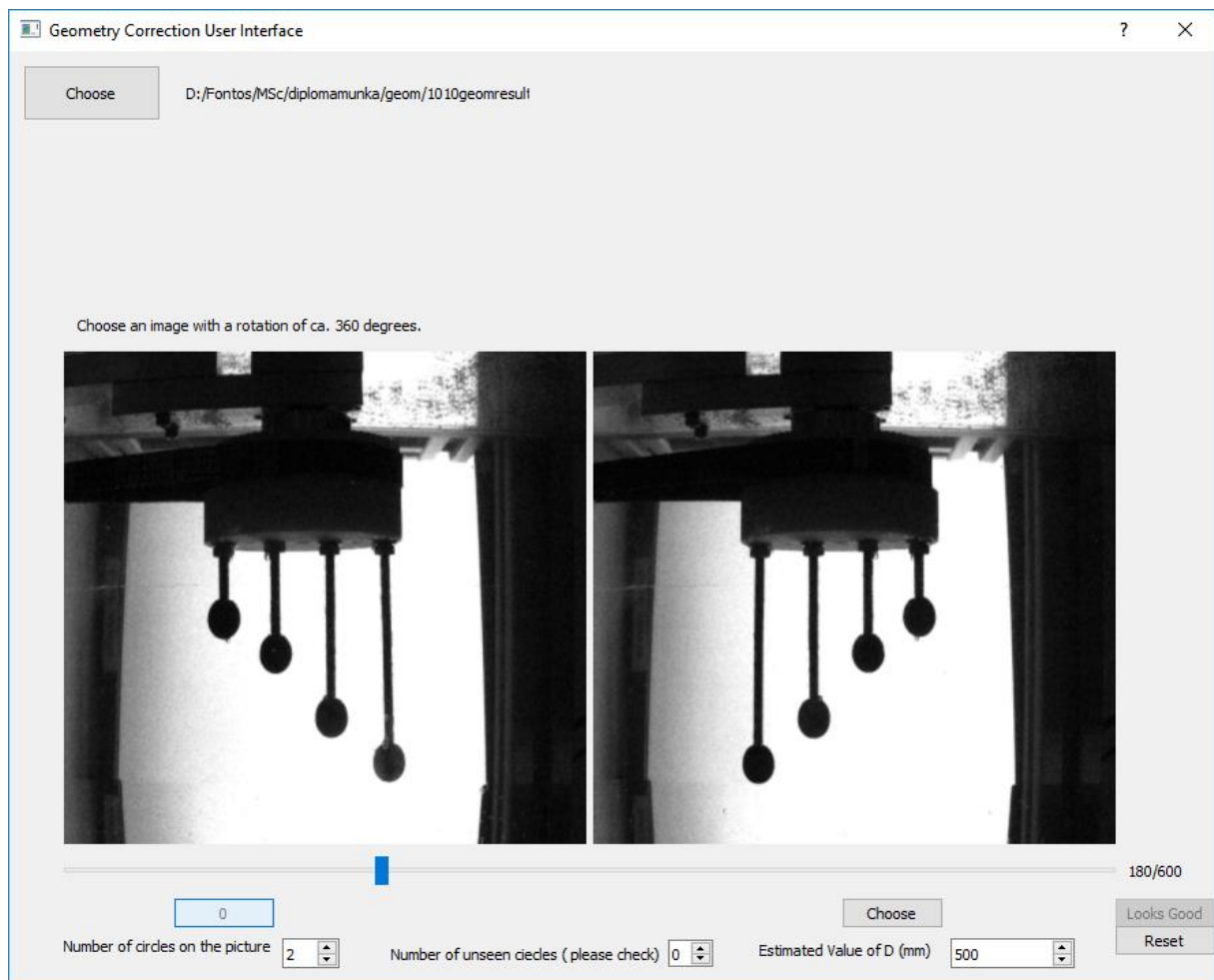
Helyezzük a kalibrációs fantomot a tálcára. Ellenőrizzük, hogy a forgatás egy fázisában sem tükröződik a vízfelszínen a kalibrációs fantom egy gömbje sem. Amennyiben tükröződik, cseréljük le a fantomnak azt az oszlopát egy rövidebbre, amellyel ez történik. (Ha nem cserélnénk le, és látszana a képeken a tükröződés az megzavarná Marinovszki algoritmusát, rossz lenne az ellipszis-paraméterek számítása.) Azonban törekedni kell arra, hogy minél nagyobb legyen a magasságkülönbség az egyes oszlopok között, mert így lesz a lehető legpontosabb a paraméterek becslése.

Későbbi munkánk megkönnyítése érdekében az első képen a golyók síkja legyen merőleges a kamera objektívjére, és a kamera által látott képen a bal felső saroktól a jobb alsó sarok fele helyezkedjenek el sorban a golyók. Ennek oka, hogy Marinovszki szoftvere a merőleges síkú pozíciót várja el viszonyítási pontként, és ezen kell majd

megmondanunk a gömbök egymástól való távolságát, illetve a látszólagos körlapok távolságát a bal felső körtől kiindulva kell megadni.

4.5. A kalibrációs adatok kiértékelése

Az elkészült képeket (mind a kalibrációs, mind a mérési sorozatot) a tanszéki alapértelmezett CT adat formátumba (bináris file-ok, bennük előjel nélküli 2 byte-os egész számok) való átalakításhoz a saját készítésű „bmp to bin” programot kell lefuttatni. A konzolos program inputként egy inputmappát és egy output mappát (ezt nekünk előre létre kell hozni), illetve a képek számát kéri. Ezen kívül lehetőségünk van megadni (ha erre szükség van valami okból) hogy hányadik számú képtől kezdje az átalakítást. A képek az átalakítás után beolvashatóvá válnak a rekonstruáló algoritmus és a geometriai kalibráló algoritmus számára.



18. ábra - A ctkiertekelo.exe geometriai kalibráló felülete.

A geometriai kalibráció elvégzéséhez indítsuk el a „ctkiertekelo.exe” programot. A kezdő képernyőn kattintsunk a „Geometry calibration” menüpontra. A „Choose” menüpontra kattintva válasszuk ki a mappát, amibe a bináris képeket elkészítettük. Ha mindent megfelelően csináltunk a 2. ábrához hasonló elrendezésben meg kell jelennie egy képnek a felületen. Ha a képen a sötét körök elrendezése nem hasonlít az ábrán láthatóra, az alul található csúszka segítségével tudunk egy olyan pozícióba navigálni, ami egyezik. A „number of circles on the picture” feliratú spinbox értékét állítsuk 4-re, a másik két mezőt hagyjuk érintetlenül. A csúszkán keressük meg azt a képet, ami nagyjából a 360 fokos elforduláshoz tartozik. Kattintsuk a „Choose”-ra. A program ezután bejelöli az általa gondolt négy kör középpontját. Amennyiben nem a fantomon található gömbök középpontját találta meg vizsgáljuk meg, hogy milyen objektum okozza a problémát, távolítsuk el, majd kezdjük újra a mérést. Ha a körök helyesen kerültek bejelölésre a „Looks Good” gomb segítségével elindíthatjuk a paraméterek meghatározását. Jegyezzük fel a képek alatti gombokon olvasható számokat, ezek különbsége adja meg, hogy hány kép alatt tett meg a minta egy fordulatot. Ez a rekonstrukció során input paraméter lesz.

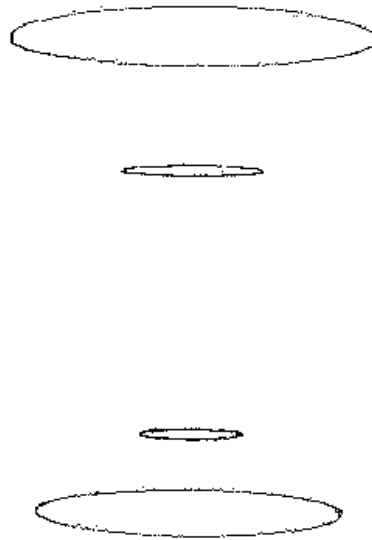
A program ezután inputként elvárja, hogy megadjuk a gömbök egymástól mért távolságát a valóságban. Ezt egy x és y koordináta mentén kell specifikálni, ahol y a vertikális, x pedig a horizontális távolság a bal felső körtől 2 milliméteres egységekben. A program négy párbeszédablakot fog feldobni, sorban az egyre távolabb levő körök koordinátáit kell megadni. Az első párbeszédablakba 0,0-t írunk be. A kalibrációs fantomról csavarjuk le a gömböket, majd a vonalzó segítségével mérjük meg a menetes szálak magasságát a talpazathoz viszonyítva. Nem baj, ha nem pontos a mérés, inkább a precizitás a lényeg, hiszen csak a relatív viszonyok számítanak. A horizontális távolságot egyszerűen meg lehet állapítani, a furatok egymástól 1 centiméterre találhatóak. Ha megadtuk az összes koordinátát elkezdődik a számítás.

A program outputja a konzolba íródik. Az output számunkra érdekes része az, ami az „Summary:Eta” kezdetű sortól a végéig található rész. A szám értékek amik számunkra fontosak a következők:

- Eta (két kép közti szögelfordulás)
- u_0 , v_0 (eta-val korrigált verzió)
- D (milliméterben, ez a forrás-tengely távolság)
- R (legelső sorban, forrás-detektor távolság)

A szoftver más adatot is biztosít számunkra: a *C:/awing* könyvtárban létrehoz egy „ellipses.txt” fájlt, ami program által detektált körközéppontokat tartalmazza, az

összes képről. Ezeket lehetőségünk van ábrázolni az *ellipse plotter.exe* konzolos applikáció segítségével, ahogy az a 3. ábrán látható. Ez egy egyszerű program, ami fekete háttéren fehér pöttyökkel bejelöli a körközéppontokat, látványosan és gyorsan vizualizálva az ellipsziseket is. A program inputként az adatokat tartalmazó fájl nevét, és a létrehozandó .bmp formátumú kép nevét és elérési útját várja el. Amennyiben az ellipszisek ívében szakadást tapasztalunk, az azt jelenti, hogy a Hough-transzformáció nem találta meg minden képen a megfelelő köröket, ilyenkor mindenképpen szükséges ennek az okát kivizsgálni, majd a mérést megismételni.



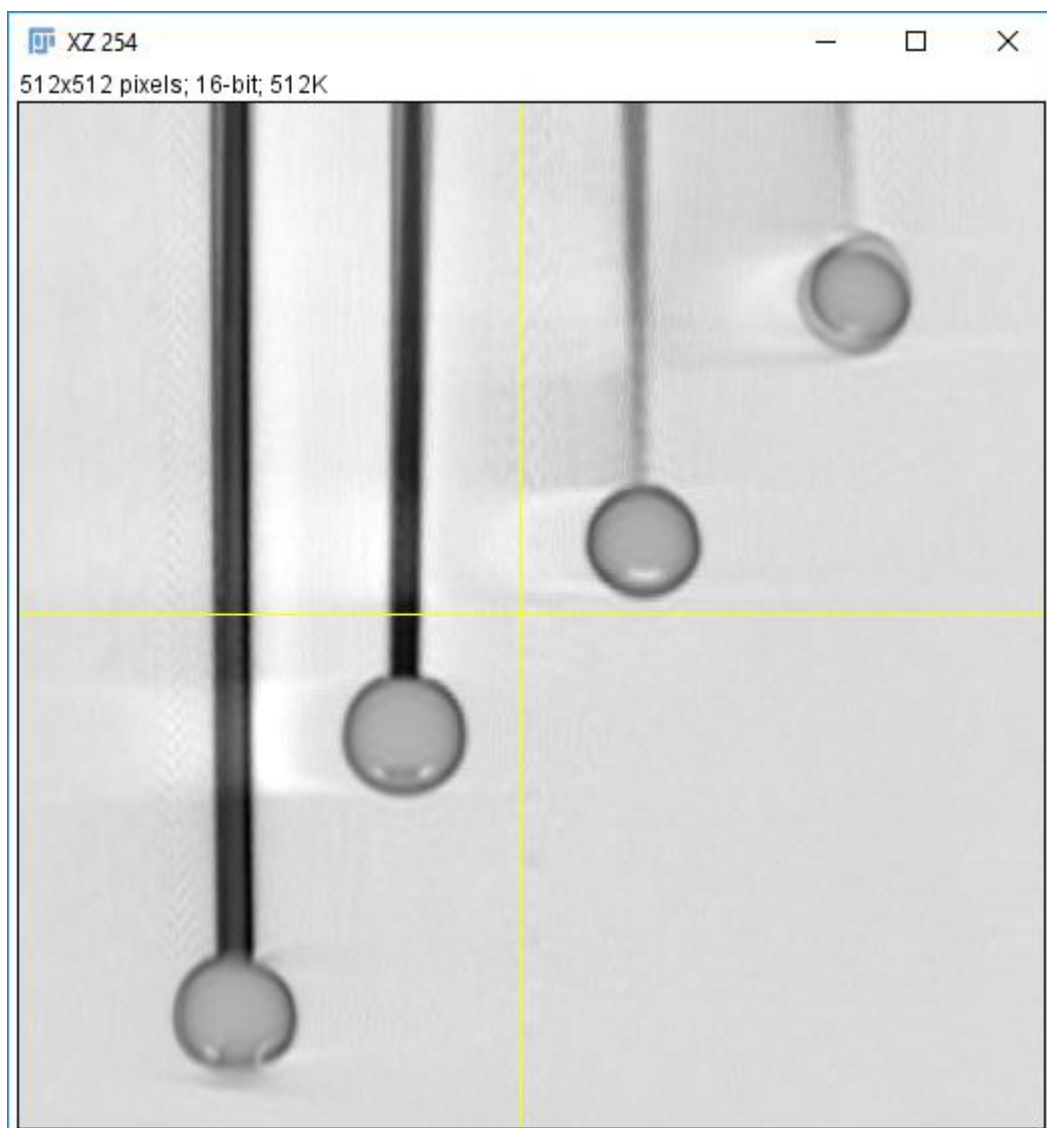
19. ábra - Ideális ellipszisek.

4.6. A hibás paraméterek iterációja

Sajnos a jelen konfigurációjában előfordulhat, hogy a rendszer nem fogja tudni kellő pontossággal számolni a geometriai paramétereket, így iterációra van szükségünk. Ennek közvetlen oka az, hogy a geometriai kalibráló program által észlelt ellipszisek nem elég szépek (túl laposak, vagy nem elég folytonosak). Erre a megoldás az az, hogy távolabb helyezzük egymástól a gömböket amelyeket körbeforgatunk, azonban erre korlátozott lehetőségünk van a léptetőmotor magassága, az akvárium mérete, és a befogadó szekrény mérete miatt. Másik megoldásként fennáll, hogy közelebb hozzuk

a kamerához a kalibráló fantomot, azonban ekkor a vízfelszínen való tükröződés fog problémát jelenteni.

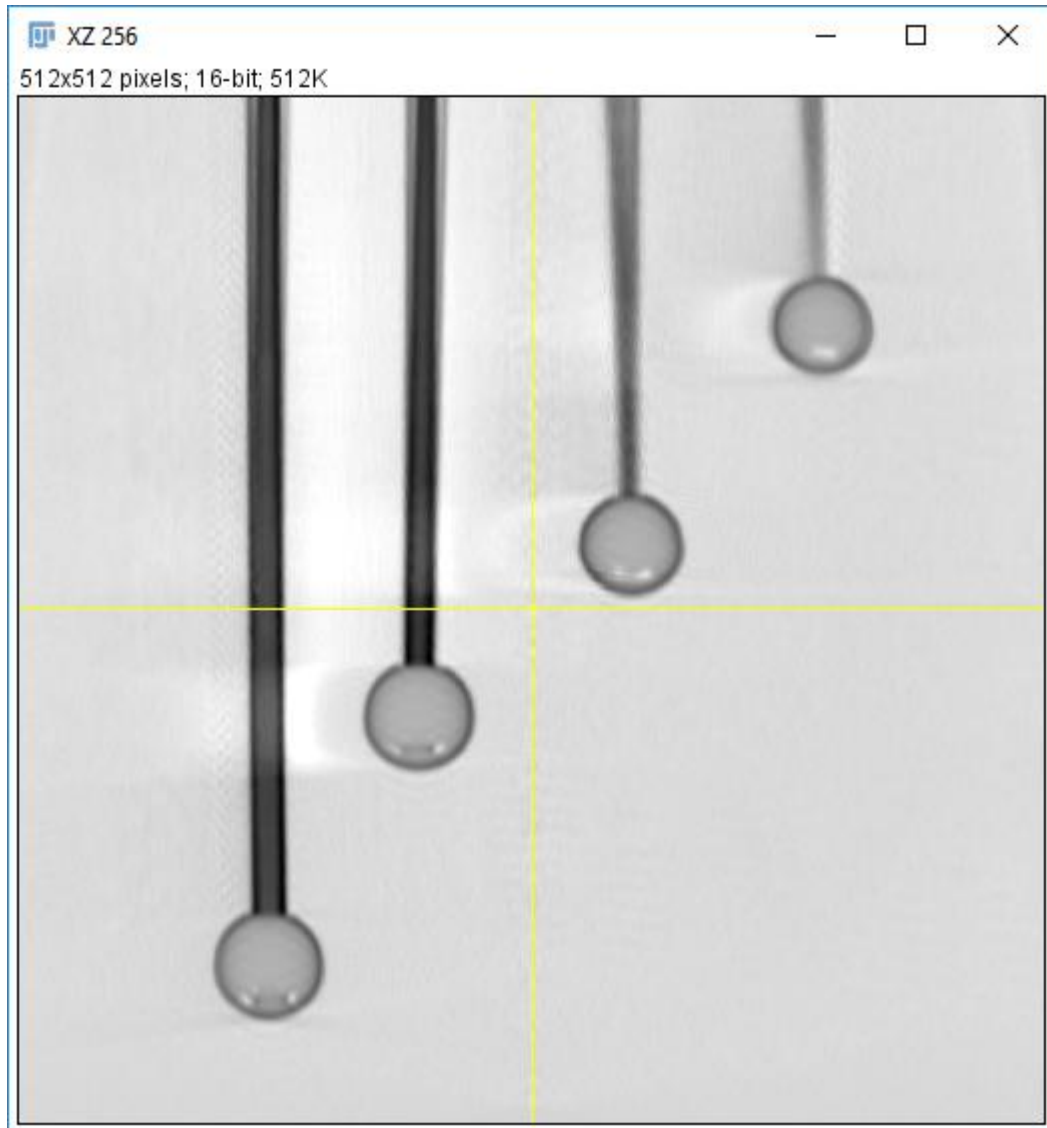
A geometriai paraméterek megfelelőségét célszerű a kalibrációs fantomról készült felvételek rekonstruálásával ellenőrizni, mert ez egy egyszerű geometria és jól látszanak rajta a pontatlanságok. A Deli Gábor által írt szoftver forráskódjába beírva a teszteseteket érdemes végezni az iterációt, célszerűen *for* ciklusok segítségével egymástól függetlenül változtatva az egyes paramétereket ellenőrizni a képek minőségét. Az R , D , u_0 és v_0 értékek azok, amelyekkel érdemes ezt tenni. A 20-21. ábrákon látható egy rossz és egy jobb minőségű rekonstrukció egy-egy szelete, a két ábra között a különbség a forrás-detektor távolság paraméter értéke.



20. ábra - Egy viszonylag rossz rekonstrukciója a kalibrációs fantomnak.

A képeken jól láthatóan a szélek fele pontatlanabb lesz a pontok visszavetítése, a gömb elmosódott, fantomképes lesz. Látható, hogy nem egyenlő mértékben romlanak

el a kép különböző részei: jellemzően mindig térfogat széleinél jelentkeznek a hibák a legintenzívebben.

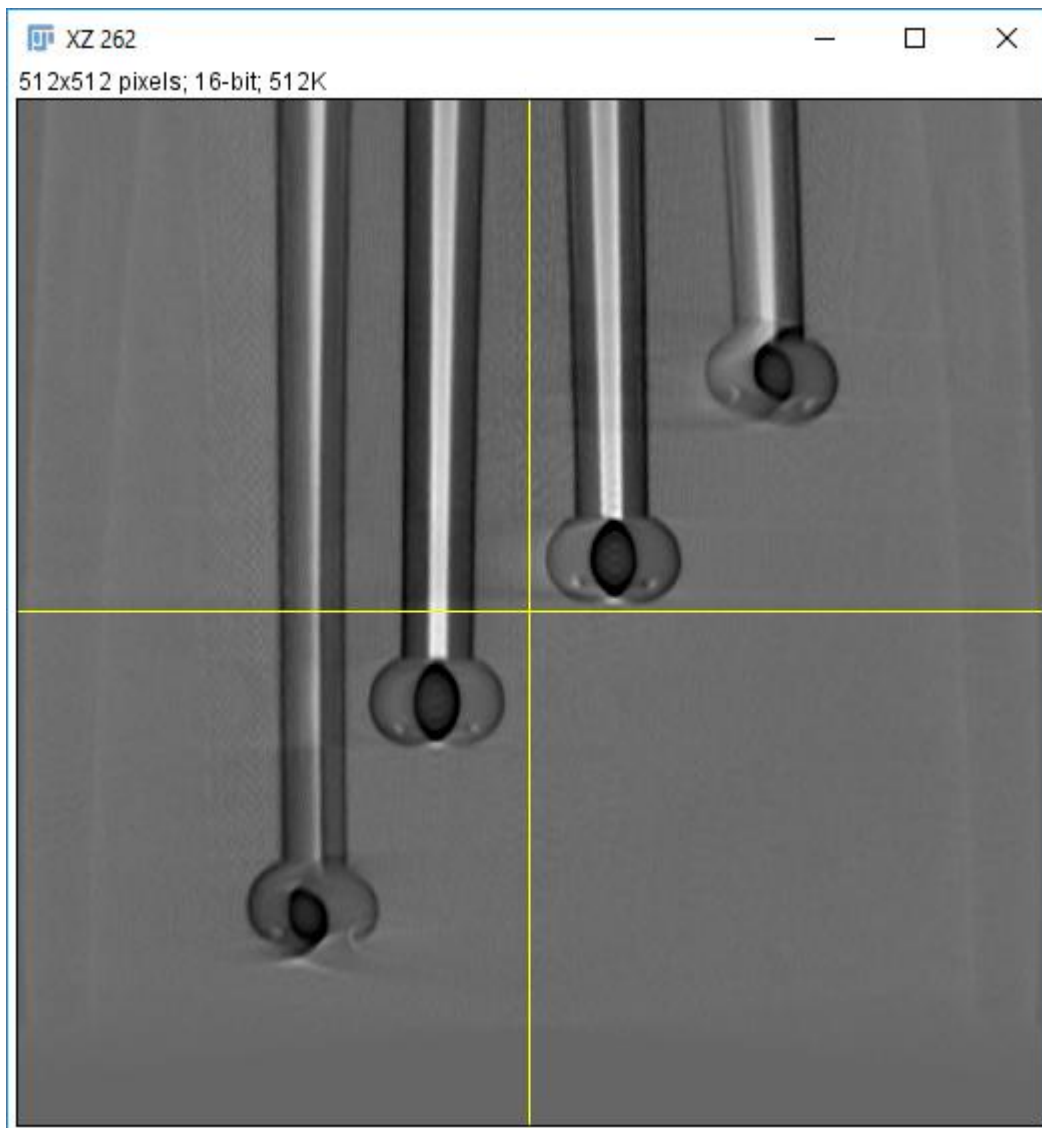


21. ábra - Egy viszonylag jó rekonstrukciója a kalibrációs fantomnak.

Alapvetően három féle hibát figyelhetünk meg a rekonstruált képeken. Amennyiben azt tapasztaljuk, hogy a rekonstruálni kívánt térfogat „nem fér bele a képbe” egy egyszerű skálázási problémáról van szó. Ez könnyen orvosolható vagy a rekonstruált térfogat x, y, z irányú kiterjedésének módosításával a rekonstrukciós paramétereket tartalmazó *.txt* fájlban. Előfordul azonban, hogy – a rekonstrukciós algoritmus hibája miatt – túl nagy térfogat értékek esetén összeomlik a kód. Ekkor a forráskódban található *PIXEL_SIZE* paramétert van lehetőségünk módosítani. Nagyobb pixelméret kisebb rekonstruált térfogatot jelent és vice versa.

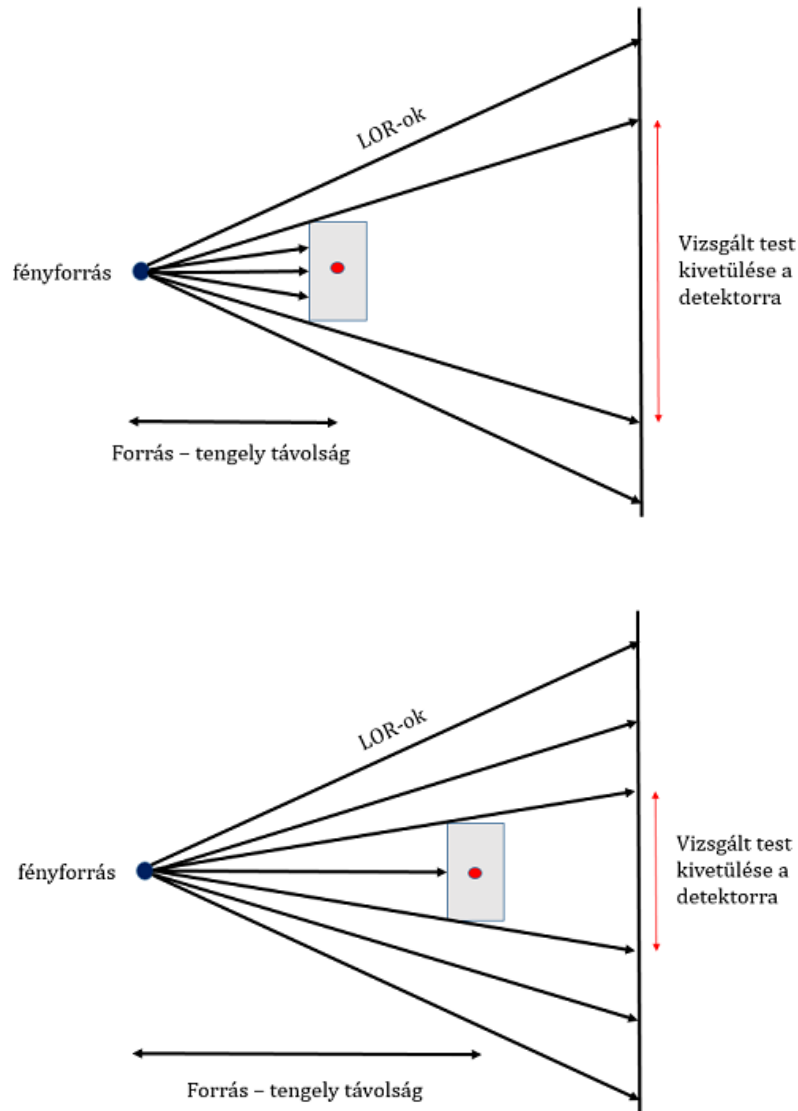
Ha a rekonstruált képünk élesnek mondható, azonban nagyon erősen szellemképes vízszintes irányban, akkor vélhetően az *U0* paraméter értéke hibás. Erre egy példa a

22. ábrán látható. Valószínűleg függőleges irányban is előfordulhat hasonló jelenség V0 paraméter értékével, azonban ezt nem tapasztaltuk a mérések során. Ekkor érdemes ezt a paramétert iterációnak alávetni.



22. ábra - Hibás U0 paraméterrel rekonstruált fantom.

Ha azt tapasztaljuk, hogy a kép a szélek fele haladva egyre szellemképesebb, a középső régió, vagy annak egy része pedig éles akkor az R vagy D értékek a hibásak. Ezen paraméterek különálló változtatásakor megfigyelhetjük, hogy csak a rekonstruált térfogat mérete, a „nagyítás” változik. Ez nem meglepő a kúpsugaras geometriában, hiszen például a forrás-tengely paraméter nagyságának változtatásával a vizsgálat testet közelítjük-távolítjuk a fényforráshoz képest, ami a 23. ábrán látható módon meghatározza a tárgy vetületét. Ugyanez fennáll a forrás-detektor távolság változtatása esetén. Emiatt ha a tengely pozícióját kívánjuk iterálni a két paraméter arányának változtatására van szükség.



23. ábra - Forrás-tengely távolság változtatásának hatása.

A geometriai kalibrációs a jelenlegi formájában elfogadható eredményeket tud produkálni, a számunkra érdekes térfogat pontos rekonstrukciója lehetséges. Hibás geometriai paraméterek esetén van lehetőség iterációra, így hibák orvosolhatóak a legtöbb esetben. Azonban a jövőre való tekintettel javaslom egy robosztusabb kalibrációs eljárás kidolgozását. A legjobb egy olyan kalibrációs eljárás elkészítése lenne, ami teljesen automatizálható. Ahhoz, hogy ez megvalósulhasson mérőszámokra van szükség, amik segítségével jellemezhetjük egy rekonstrukció jóságát. Ilyen mennyiségek definiálása nem triviális feladat. Elvi lehetőség lenne rá például, hogy a rekonstrukciók egy szeletének vízszintes autokorrelációs függvényét vizsgálva jellemezzük a rekonstrukció jóságát. Azonban túl sok szabadon változtatható paraméter van a rendszerben ahhoz, hogy erre triviálisan, vagy kevés

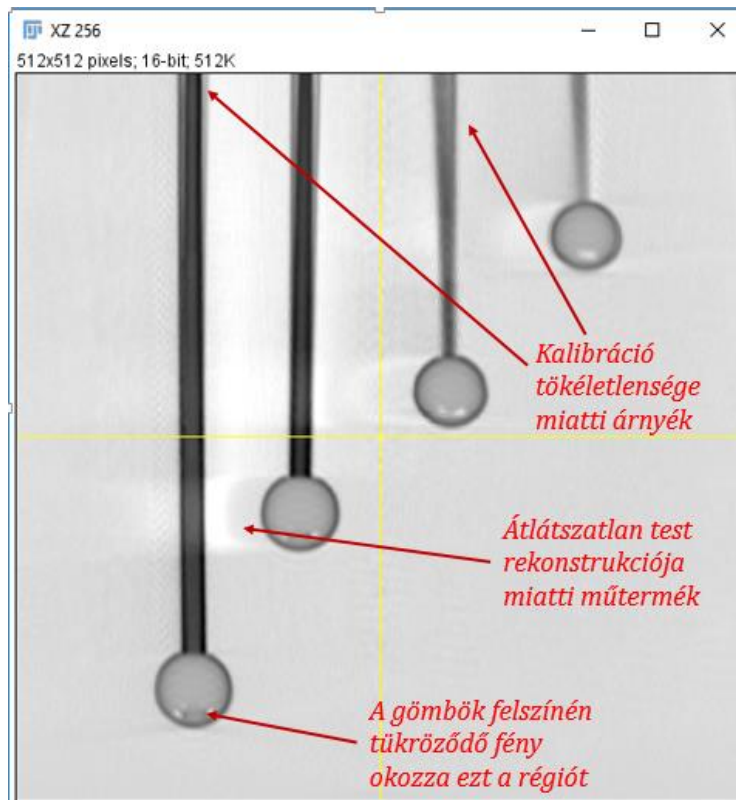
munkával alkossunk egy mérőszámot és egy megfelelőségi intervallumot. A szabad paraméterek számát jelentősen csökkentené, ha egy fixtengelyes geometriában dolgoznánk. Mindenképpen javaslom, hogy az optikai tomográf rendszer gépészeti fejlesztése ebbe az irányba tartson, várhatóan ez jelentős javulást hozna a rendszer megbízhatóságát és precizitását tekintve.

Elvi nehézség a kalibrációnál, hogy a Radon-transzformáltban az átlátszatlan testek műtermékeket okoznak. Mivel a mi kalibrációs fantomunk – amivel a protokollban a kalibrációs megfelelőségét is vizsgáljuk – átlátszatlan nem kaphatunk teljes értékű információt a rekonstrukció jóságáról. Szükség lenne egy átlátszó „kalibrációs hengerre” amivel pontosabb vizsgálatokat hajtatunk végre.

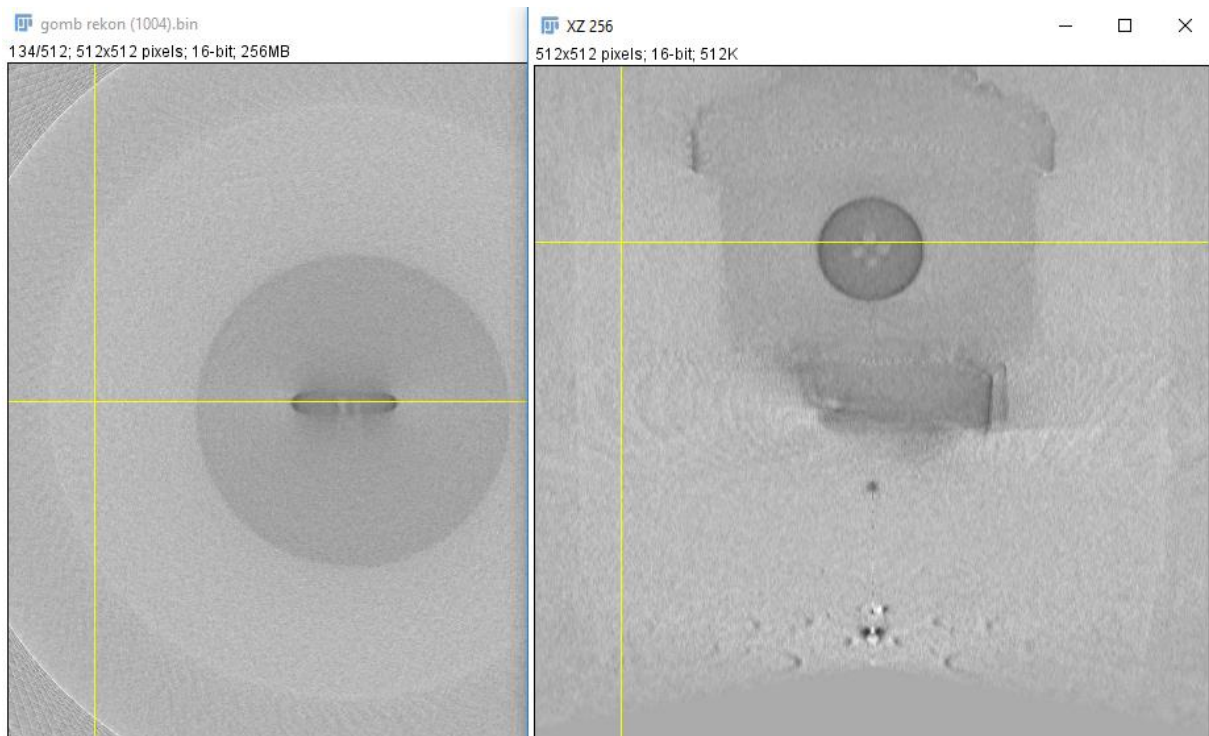
5. MÉRÉSI EREDMÉNYEK BEMUTATÁSA

Ebben a fejezetben az elkészült optikai tomográfias rendszer által rekonstruált képeket szeretnénk bemutatni. A rendszer kezdeti tesztelését a kalibrációs fantom rekonstruálásával végeztük, ahogy az látható a 24. ábrán. A rekonstruált térfogatokat az ImageJ [9] nevű szoftver segítségével vizsgáltuk. Az ImageJ *File/Import/Raw* parancsával, 512x512x512-es térfogatot specifikálva, 16 bites unsigned értékeként, little endian byte rendben olvashatóak be a képek legegyszerűbben. A bemutatott képeken sajnos mindig látható lesz egy sárga szálkereszt, ez az ImageJ sajátosága ortogonális nézetek esetén, ezek nem képezik a rekonstrukció részét.

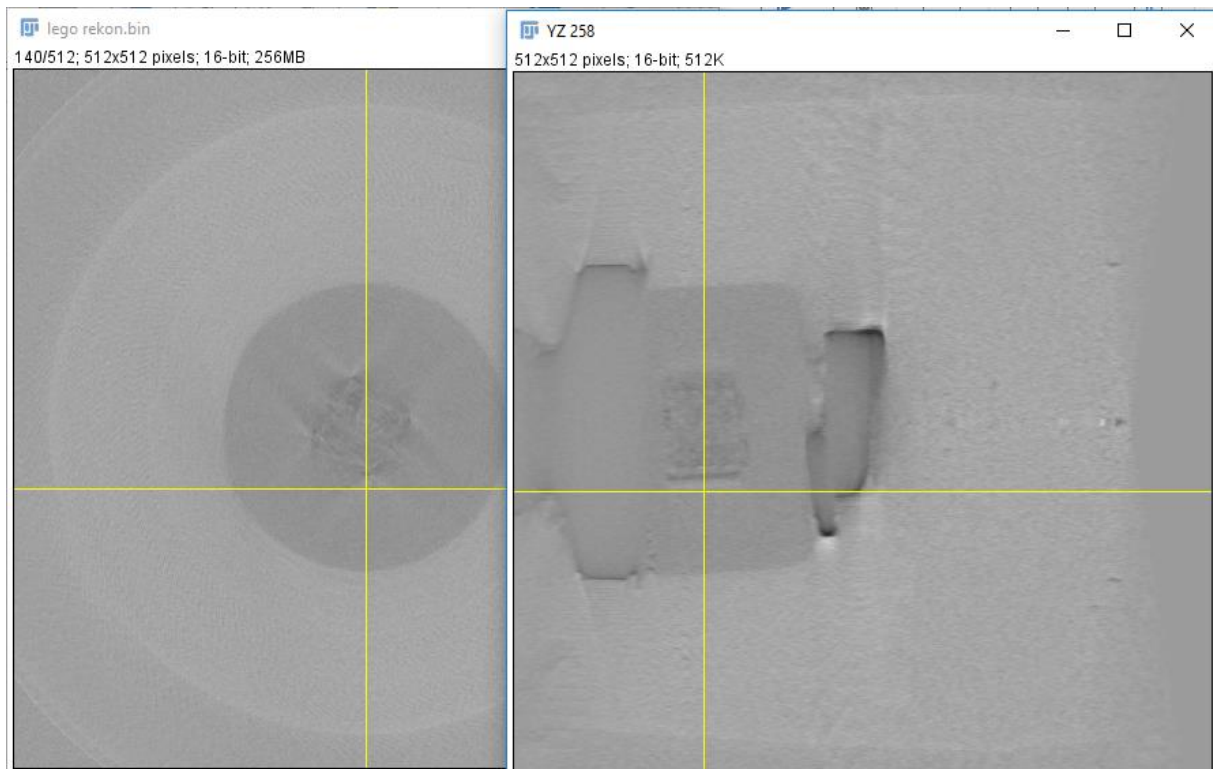
Miután megbizonyosodtuk róla, hogy a rendszer képes az elvárható minőségű rekonstrukcióra a vizsgálataink következő szakaszában igyekeztük tárgyakat valamiféle átlátszó közegbe foglalva vizsgálni, víz alatt, ily módon szimulálva a géldozimetriában jelentkező környezetet. Kezdetben agar-agarból szeretnénk volna a tartómátrixot létrehozni, azonban ez túl sötétnek és rugalmatlannak bizonyult, illetve úgy tapasztaltuk, hogy a fényforrás képessége jelentős, ami megnehezítette az éles képek készítését. Tortaszeléből sikerült végül megfelelő állagú, és áttetszőségű gélt létrehozni, amibe könnyedén tudunk befűzni kisebb tárgyakat a vizsgálathoz. A következő mérésekkel azt kívántuk tesztelni, hogy a törésmutatót lehetséges-e elegendő pontossággal beállítani, hogy ne okozzon a rekonstrukción torzulást. A vizsgálatot elvégeztük egy átlátszatlan (ruha gomb) és egy átlátszó (üveget mintázó LEGO kocka) testtel. A rekonstrukciók a 25. és 26. ábrán láthatóak.



24. ábra - Geometriai fantom rekonstrukciója a műtermékek magyarázatával.



25. ábra - Ruha gomb rekonstrukciója tortazselé közegben, a rekonstruált térfogat két irányú metszete



26. ábra - LEGO kocka rekonstrukciója, a rekonstruált térfogat két irányú metszete.

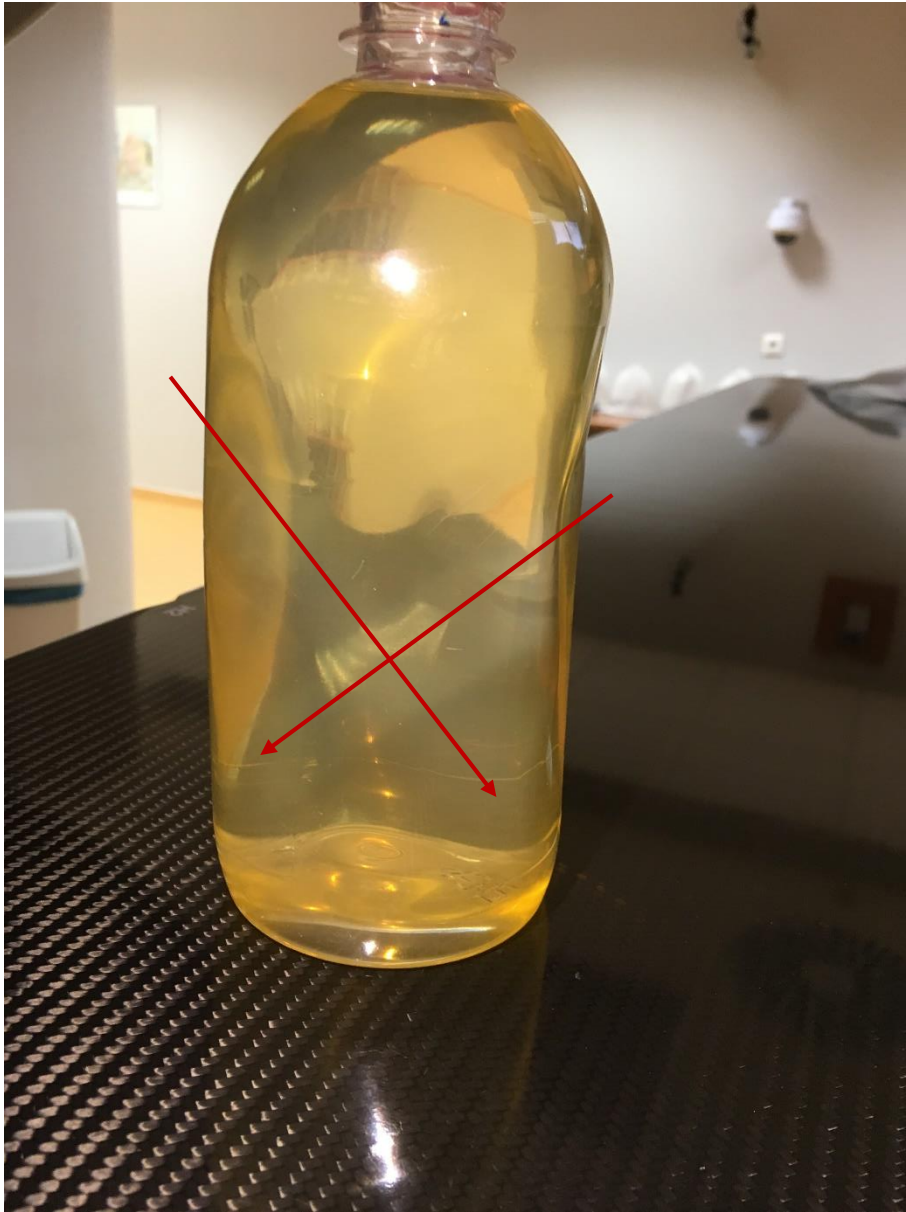
A gomb rekonstruált képéről elmondható, hogy a releváns térfogat kellő élességgel adódott vissza, a geometriai kalibrációból származó műtermék nem tapasztalható. A kalibrációs fantom rekonstrukcióján is látható, az átlátszatlan tárgy körüli enyhe világosodás itt is megfigyelhető, azonban hatása jóval kisebb. A jobb oldali metszeti nézet alján található elmosódott alakzat a tortazselére rakott nehezék. Ez azért életlen elsősorban, mert nem volt rögzítve és mozgott a felvételek során.

A LEGO kocka képen is élesnek tekinthető a releváns térfogat, a LEGO kocka jellegzetes alakja jól kivehető. Ugyanakkor sávszerű árnyékos műtermékeket tapasztalhatunk a LEGO kocka oldalai mentén. Ez valószínűleg az építőelem tortazseléjétől eltérő törésmutatója, és a bonyolult, éles szögekből összeálló geometria kombinált hatása. A jobb oldali kép jobb oldalán ismét a rögzítetlen nehezéket láthatjuk, ennek elmosódása független a rekonstrukció minőségétől.

5.1. Dozimetriai gél vizsgálata

Miután megbizonyosodtunk a rendszer működőképességéről végeztünk mérést besugárzott dozimetriai géllal is. Mivel öntartó gél nem készült el a diplomamunkám írásának ideje alatt, így kénytelenek voltunk a gélt egy műanyagpalackba öntve tárolni.

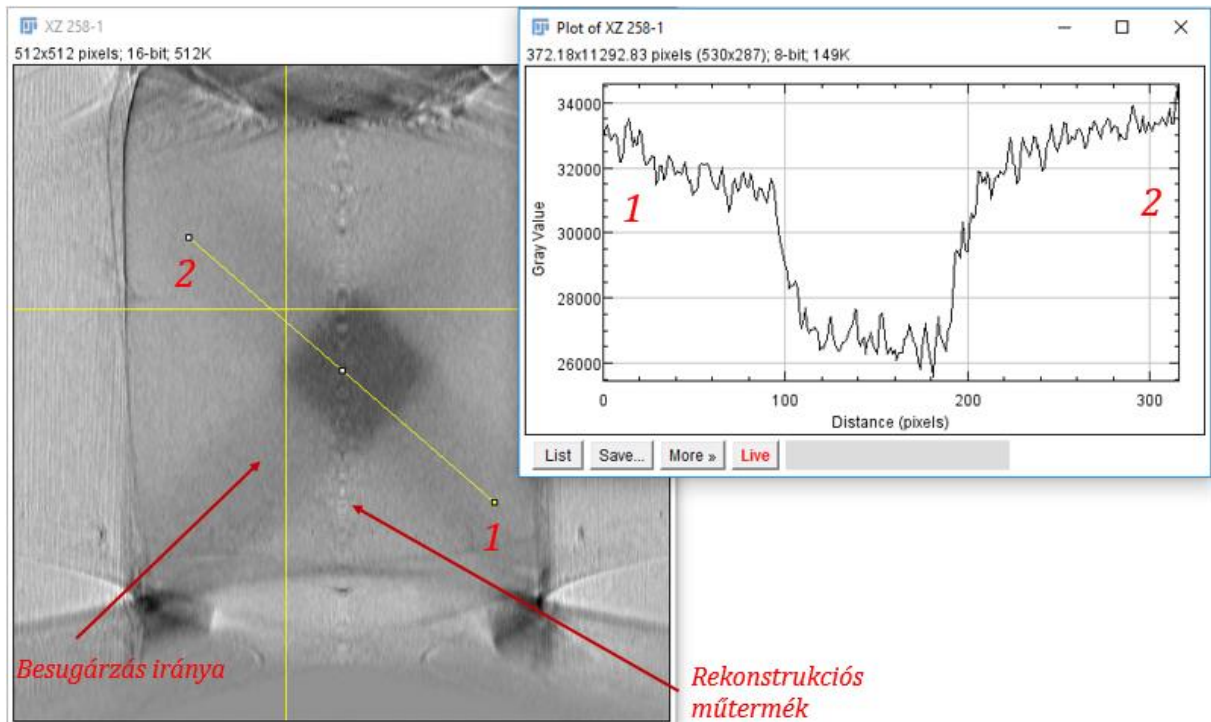
A besugárzás az Országos Onkológiai Intézetben történt, egy Varian típusú lineáris gyorsítón. A besugárzás során két, egymáshoz képest 45 fokos szögben álló 3x3 centiméteres mezőt helyeztünk a gélre, 3 részletben, 6 MV energián összesen 350 monitoregység dózist leadva mindkét mezővel. A besugárzás utáni gél a 27. ábrán látható.



27. ábra - Gél besugárzás után. A vörös nyilak jelölik a sugárzási mezőket és irányultságukat.

A kiértékelés eredménye a 28. ábrán látható. Világosan kivehető a sugártér által a gélbe rajzolt „X” alakzat. A rekonstruált térfogat a valódihoz képest a függőleges tengely mentén tükrözve van, ez azt jelenti, hogy az ábrán „alulról jön” a sugárnyaláb. Az adatok vizsgálatához egy egyenes mentén ábrázoltam a szürkeskála értékeket a

rekonstrukció egy szeletén, a rekonstruált kép és a grafikon számokkal jelölt pontjai ugyanazt a helyet jelölik. A kisebb szürkeskála értékek nagyobb sötétedést jelentenek. Az egyenes 2-es pont felőli szakaszán jól látható a sugárnyaláb gyengülése, ami egyezik az elméletben várttal. A középső szakaszon az eredmény nagyjából konstans. Az 1-es pont felőli szakaszon a gél fokozatos sötétedést mutat.

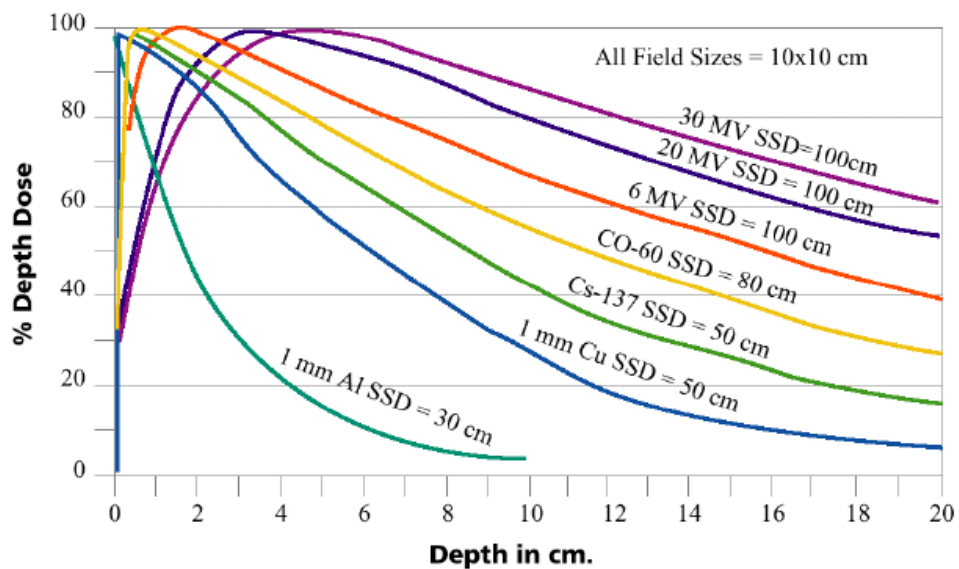


28. ábra – Gélkiértékelés.

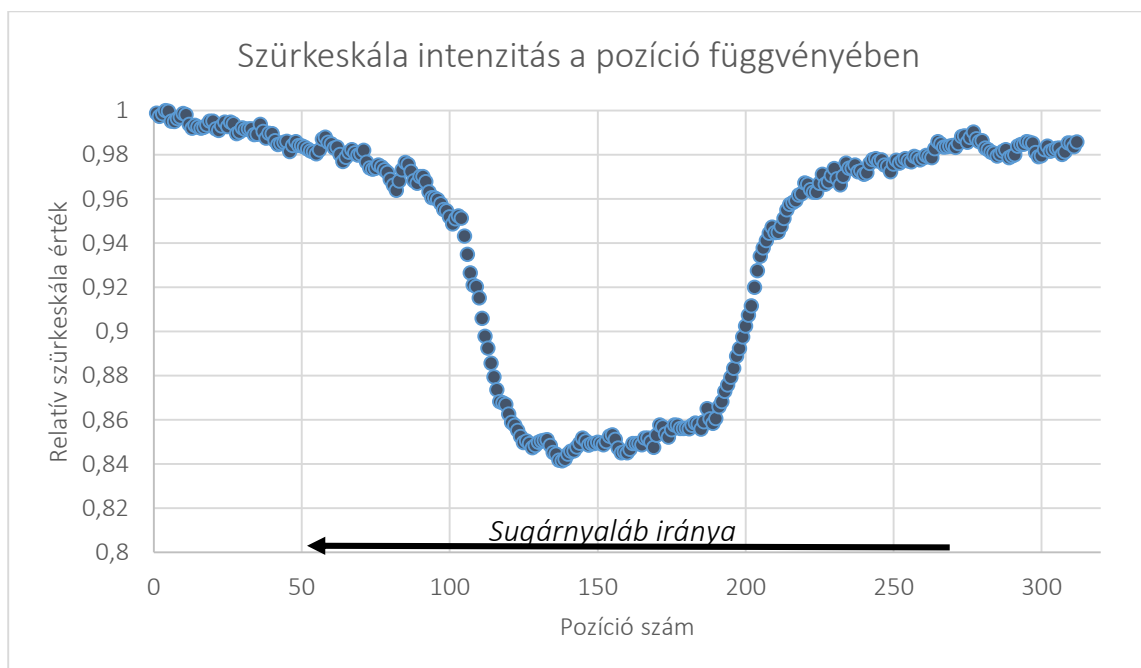
A 28. ábra zajossága miatt a rekonstrukciót az ezen ábrán látotthoz hasonló módon, de több párhuzamos egyenes mentén mintavételezve 310 pontban az adatok jellege jobban látható a 30. ábrán. A sugárterápiás dozimetriai gyakorlatban a sűrűn használt fogalom a százalékos mélydózis görbe (PDD, percentage depth dose), ami egy vízekvivalens anyagban a mélység függvényében mutatja meg az alkalmazott mezőből származó relatív dózist. A 29. ábrán látható 10x10 centiméteres mezőméret, 100 centiméteres forrás-felület távolság esetén a különböző energiájú mezők mélydózis görbéje. Mivel a vizsgált gél vízekvivalens így az átlátszóság változása a mélydózis görbéhez hasonló jelleggel kellene, hogy bírjon. Kvantitatív analízisre nincs lehetőség e diplomamunka keretein belül a mérési adatok hiánya miatt. A görbe felépülési szakaszában jelentős zaj látszik az ábrán, az mélydózis görbék alapján nagyjából 2 centiméter mélyre várt dózismaximum nem látható az ábrán. Valószínűleg jelentős torzító hatással bír a műanyagpalack fala. A mezők találkozásának helyén a 28. ábrán jelölt rekonstrukciós műtermék akadályozza a precíz kiértékelést. A görbe

utolsó szakaszán azonban jól látszik az a lecsengő jelleg, ami a mélydózis görbét is jellemzi.

A rendszer dozimetriai használatához szükséges lenne részletes, sok mérési adattal alátámasztott kvantitatív és kvalitatív analízise rekonstruált képeknek. Mindenképpen szükséges lenne egymezőzős mélydózis görbék mérésére az optikai tomográf rendszer segítségével, így lehetséges lenne mérőrendszer által nyújtott adatok validációja.



29. ábra – Mélydózis görbék. Forrás: [10]

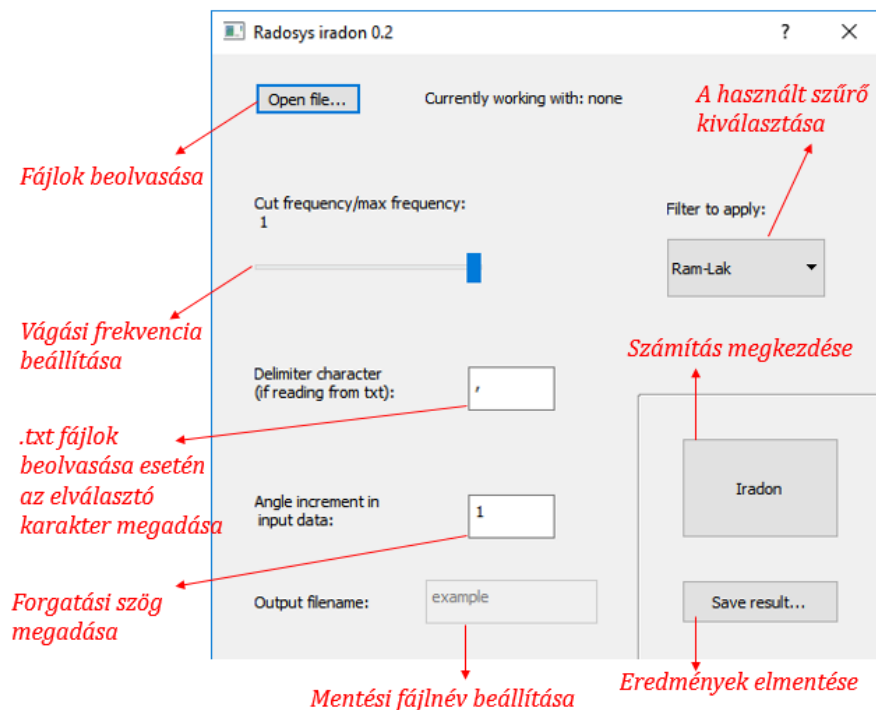


30. ábra - Átlagolt szűrkeskála értékek.

6. 2D PARALLEL SUGARAS CT-KÉP REKONSTRUÁLÓ SZOFTVER KÉSZÍTÉSE

Diplomamunkám készítése közben érkezett a tanszék felé egy ipari megkeresés a Radosys kft. részéről a saját – fejlesztés alatt álló – optikai CT rendszerükhöz rekonstrukciós kód készítéséről. A programmal szemben a helyes működésen felül elvárás volt, hogy grafikus felülettel rendelkezzen. Mivel a téma kapcsolódott a diplomamunkámhoz vállaltam a szoftver elkészítését.

A Radosys optikai CT rendszere jelentősen eltér a miénktől. A cég nem kúpsugaras geometriát használ, hanem szeletenként építi fel a vizsgált térfogat rekonstrukcióját. A vizsgált test egy forgató tálcán helyezkedik el, egy rácspontokban mozgatható lézer és egy vele szemben álló detektor között. A test minden forgatási lépése között minden rácspontban átvilágítják a lézerrel. Az egy vízszintes síkba eső rácspontok intenzitásértékei (amik a test által elnyelt lézerfény mennyiségétől függenek) adják egy szelet rekonstrukciójának adatait. Az egyes szeleteket rekonstruálva, majd összefűzve kaphatunk egy valódi három dimenziós rekonstrukciót a vizsgált térfogatról. Belátható, hogy ebben az elrendezésben válaszgyenesek egymással párhuzamosak. Emiatt a kúpsugaras geometriában használt rekonstrukciós algoritmus nem használható, helyette parallel sugaras inverz radon transzformáltat kell megvalósítani.



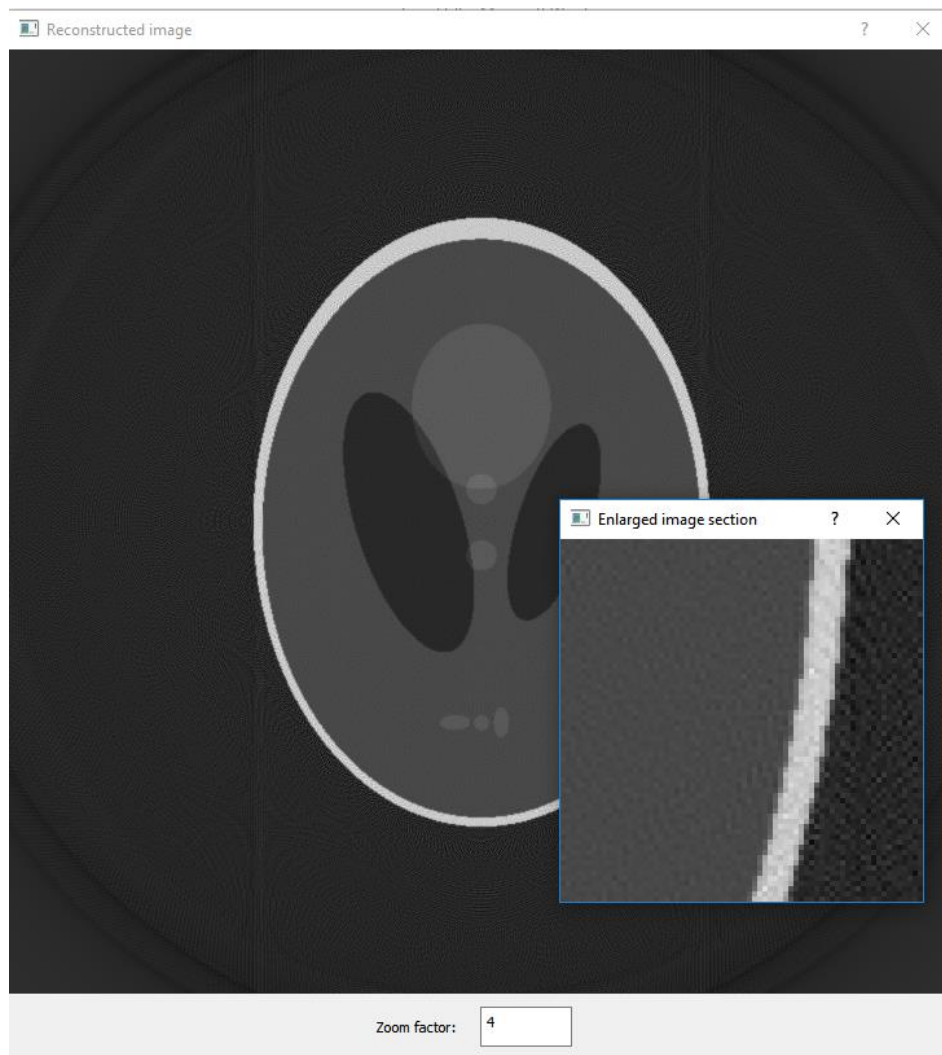
31. ábra - A Radosys számára készített szoftver kezelőfelülete.

A szoftvert C++ nyelven írtam, a Qt [11] grafikus applikáció készítő környezet segítségével. Az elkészült szoftver kezelőfelülete a 31. ábrán látható. A program *.bmp* és *.txt* formátumú szinogramok beolvasására alkalmas. *.txt* formátum esetén a felhasználónak szükséges megadnia a szinogram adatai közötti elválasztó karaktert. A szoftver a fájl megnyitása után kiírja egy címkére a megnyitott fájl nevét, így a felhasználó ellenőrizheti, hogy a megfelelő adatokkal dolgozik-e. A rekonstruált képek *.bmp* formátumban menthetőek el, a felhasználónak lehetősége van megadni fájlnevet a megfelelő szövegdoboz segítségével. A rekonstrukció szempontjából fontos paraméterek a vágási frekvencia beállítása, a forgatási szög beállítása, és a szűrő kiválasztása. A vágási frekvencia csúszka segítségével állítható, egy 0 és 1 közötti számot adhatunk meg. Ez a szám azt adja meg, hogy a Fourier-térben történő szűrés során a spektrum hány százaléka lesz figyelembe véve, a többi frekvenciakomponens nulla értékűre módosítódik. Például egy 0,6-os vágási frekvencia azt jelenti, hogy a legnagyobb frekvencia komponens 60%-ánál nagyobb frekvenciakomponensek kinullázódnak. A forgatási szög adja meg, hogy a test hány fokot fordul egy lépésben. A szűrő adja meg, hogy a Fourier-térben milyen módon súlyozzuk a nem levágott frekvencia értékeket. Az implementált szűrők a következők: Ram-Lak, Shepp-Logan, Koszinuszos, Hann, Hamming és Butterworth. A vágási frekvencia és a szűrő megfelelő beállítása nagyban befolyásolja a rekonstrukció minőségét.

A kép rekonstruálása után felugrik egy új ablak, ami az elkészült képet tartalmazza. A rekonstrukció minőségének jobb vizsgálata érdekében implementáltam egy egyszerű nagyítás funkciót. Az ablak alján található szövegdobozba beírható egy szám, ami a nagyítási faktor lesz. A kép két különböző pontjára kattintva felugrik egy új ablak, ami tartalmazza két pont által befoglalt téglalapban található képrészletet, kinagyítva a nagyítási faktornak megfelelően.

A szoftver a Fourier-transzformációk megvalósításához a *Fastest Fourier Transform in the West (FFTW)* [12] nevezetű C nyelvű könyvtárat használja, ezt leszámítva és a grafikus keretrendszer megoldásain kívül minden algoritmus és függvény saját alkotás. A program inverz Radon-transzformáló algoritmusát párhuzamosítva van, ami jelentősen növeli a számítási sebességet. A függvény egyszerre több processzor-szálon fut, annyira ahány processzor maggal a futtató számítógép rendelkezik.

Sajnos a Radosys nem készült el az optikai CT rendszerükkel e diplomamunka befejezte előtt, így valós mérési adattal nem adódott lehetőségünk tesztelni. A szoftver működésének verifikációját így csak matematikai fantommal tudtuk tesztelni, Matlab segítségével előállított Shepp-Logan fantomon, illetve egyéb Matlab által előállított szinogramokon. Ez a 32. ábrán látható.



32. ábra - A szoftver által rekonstruált Shepp-Logan fantom.

7. ÖSSZEFOGLALÁS

A feladatom egy képlékeny alapokon álló, elvi szinten működő rendszer működőképes állapotba hozása volt, amit sikerrel elvégeztem. Létrehoztam egy optikai tomográfot, amivel lehetséges egy áttetsző próbatest három dimenziós opacitás eloszlásának rekonstruálása. A diplomamunka elvégzése során megismerkedtem a géldozimetria követelményeivel, az CT készülékek kalibrációs mechanizmusával, és az optikai CT rendszerek működésével.

A feladat elvégzése során jelentős programozási tapasztalatra tettem szert C++ nyelven. Létrehoztam egy önálló, működőképes szoftvert a Radosys Kft. számára, ami nem triviális feladatot lát el és grafikus felülettel rendelkezik. Fontos volt, hogy már meglévő kódbázisok felépítésével megismerkedjek, azok működését megértettem és szükség esetén az adott feladatra szabtam. Diplomamunkám során kisebb gyakorlati problémák megoldására is létre kellett hoznom több programot, mint például a képfájlok formátum-konverziója, vagy az ellipszisek ábrázolása.

A rendszer mások általi felhasználhatósága érdekében kidolgoztam egy kalibrációs protokollt, amit részletesen bemutatok a diplomamunkában. Ezt követve a felhasználó megbízhatóan eredményes méréseket végezhet. Jó lenne, ha a továbbiakban kidolgozásra kerülne egy új, átlátszó kalibrációs fantom és fixtengelyes mérési geometriára állna át a rendszer.

A tomográf tesztelése érdekében méréseket végeztem különböző próbatestekkel és egy MAGIC típusú dozimetriai géllal. A mérési eredmények biztatóak a rendszer dozimetriai felhasználását illetően, de a kvantitatív analízis elvégzésére nem volt lehetőségem, erre mindenképpen szükség lenne a továbbiakban.

KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS

Szeretném megköszönni témavezetőmnek, Légrády Dávidnak az ösztönzést, segítséget és türelmet. Marinovszki Árpádnak és Deli Gábornak köszönöm, hogy rendelkezésemre bocsátották diplomamunkájuk forráskódját, segítettek a kód értelmezésében és jó ötleteket adtak a felhasználásuk optimalizálásához. Köszönöm Kleizer Gábornak, hogy gépészeti és szerelési kérdésekben mindig támaszkodhattam a segítségére. Szeretném megköszönni Gyöngyösi Lászlónak, hogy szakmai gyakorlata során segített a gélek elkészítésében, és a mérő rendszerbe való élet lehelésben. Tilajka Sándornak köszönöm, hogy készített számomra a szakdolgozatában tárgyalt gélből egy mérési mintát. Továbbá szeretném még megköszönni a Pesznyák Csillának és Gáldi Ádámnak, hogy lehetővé tették a gél besugárzását az Országos Onkológiai Intézetben.

8. HIVATKOZÁSOK

- [1] **J. Radon:** „*On the determination of functions from their integral values along certain manifolds*”. IEEE Transactions on Medical Imaging, 5 (4): 170–176, doi:10.1109/TMI.1986.4307775, PMID 18244009.
- [2] **L. A. Feldkamp, L. C. Davis, J. W. Kress:** „*Practical cone-beam algorithm*”. Optical Society of America, 1984. Vol. 1, No. 6, 612-619
- [3] **Marinovszki Árpád:** „*Mikro-CT készülék rekonstrukciós és kalibrációs környezetének létrehozása*”. (BME NTI). 2016.
- [4] **D. Wu – L. Li – L. Zhang – Y. Xing – Z. Chen – Y. Xiao:** „*Geometric calibration of cone-beam ct with a flat panel detector*”. In *Nuclear Science Symposium and Medical Imaging conference (NSS/MIC)*, 2011 IEEE (konferenciaanyag). 2011. Oct, 2952-2955. p. ISSN 1082-3654
- [5] **Tilajka Sándor:** „*Öntartó polimer gélek fejlesztése géldozimetriához*”. Szakdolgozat (BME VBK). 2016.
- [6] **NVIDIA Corporation:** „*Cuda toolkit documentation*”. <http://docs.nvidia.com/cuda/>. [Online, utolsó hozzáférés: 2017. 12. 16.]
- [7] **Deli Gábor:** „*Általános tomográfiás rekonstrukciós szoftver fejlesztése gpu-ra*”. Diplomamunka (BME NTI). 2014.
- [8] **The Imaging Source Europe GmbH:** „*DFx 21AU04.AS camera documentation*”. <http://www.astronomycameras.com/products/usb/> [Online, utolsó hozzáférés: 2017. 02. 01.]
- [9] **Schindelin, J.; Arganda-Carreras, I. & Frise, E. et al.:** "*Fiji: an open-source platform for biological-image analysis*", Nature methods **9(7)**: 676-682, PMID 22743772, doi:10.1038/nmeth.2019 (on Google Scholar). (2012)
- [10] **Pesznyák Csilla:** „*Sugárterápia fizikai alapjai*”. Előadásdiák, 2016 tavasz.
- [11] **The Qt Company:** „*Qt documentation*”. <http://doc.qt.io/>. [Online, utolsó hozzáférés: 2017. 12. 16.]
- [12] **M. Frigo, S. G. Johnson (MIT):** „*FFTW documentation*”. <http://www.fftw.org/#documentation> [Online, utolsó hozzáférés: 2017. 12. 16.]