CT készülék geometriai kalibrációja távlatpontok meghatározásával

Posztós Nóra

Témavezető: Dr. Légrády Dávid
Egyetemi docens
BME Nukleáris Technikai Intézet

BME 2021

Tartalomjegyzék

1. Bevezetés **3**
1.1. Motiváció 3
1.2. Geometriai kalibrációra eddig használt eljárás 4
1.3. Új módszer a geometriai kalibrációra 4
1.4. Szakdolgozatomban elért eredmények 5
1.5. Szakdolgozatomat záró következtetés 8

2. Nézőpont szórásának csökkentésére alkalmas eljárás **8**
2.1. Felvételszám növelésének hatása a nézőpont szórására maximális nagyítás mellett 8
2.2. Felvételszám növelésének hatása a nézőpont szórására gyakorlatban megvalósítható nagyítás esetén 10
2.3. Kockahiba hatása a nézőpont szórására 14

3. Képfeldolgozás megvalósítása **14**
3.1. Gradiens képzés 15
3.2. Canny élkereső algoritmus 16
3.3. Hough-transzformáció 17
3.4. **VP**-ok meghatározása képre illeszett egyenesek alapján 20
3.5. További éldetektálásra alkalmas kocka orientáció 21
3.6. Nézőpont meghatározásra nem alkalmas projekciók 22

4. CT berendezés bemutatása **24**

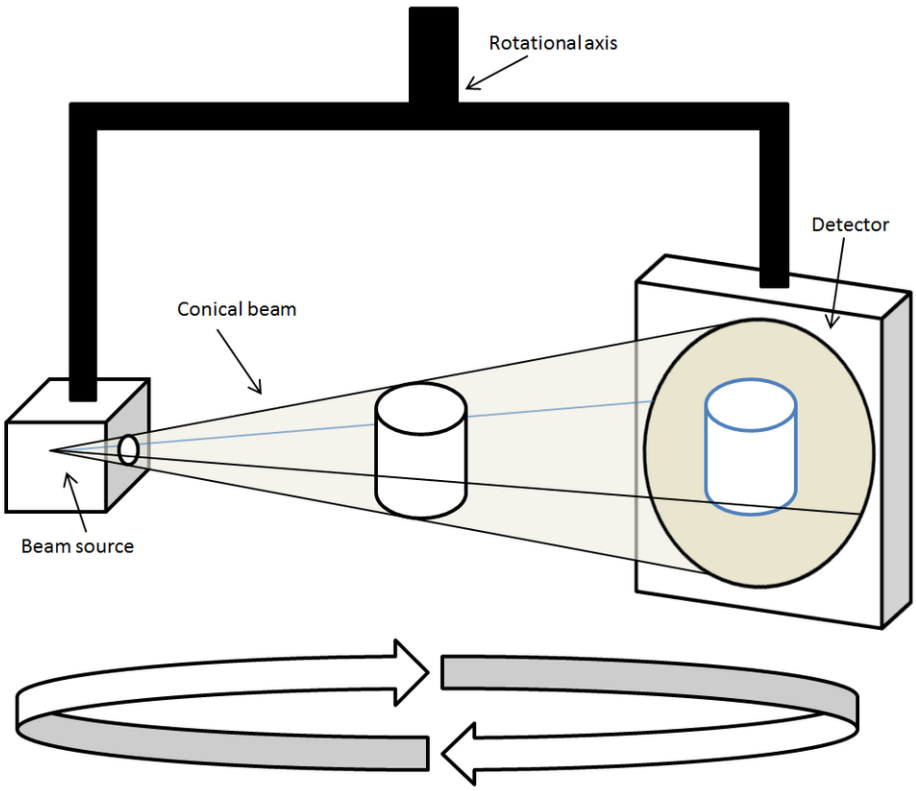
5. Mérések és azok eredményei **25**

6. Összefoglalás **28**

1. Bevezetés

1.1. Motiváció

A rendelkezésre álló CT kúpsugaras (con-beam) leképezési eljárást valósít meg. Az ilyen fajta CT sematikus elrendezése látható az 1. ábrán.



1. ábra. Kúpsugaras CT készülék sematikus ábrája
Forrás: https://en.wikipedia.org/wiki/Cone_beam_computed_tomography,
2021. 10. 27. 10:44

Ennek során ahhoz, hogy a rekonstrukciót megfelelően el tudjuk végezni, kellő pontossággal szükséges ismerni a következőket:

- detektor-forrás távolság
- forrás-fantom forgás tengelyének távolsága
- forrás ortogonális vetülete a detektor panelre

A detektor felbontóképességének maximalizálása érdekében a forrás (más néven nézőpont vagy fókuszpont) ismerete várhatóan olyan pontossággal szükséges, amekkora pontosságú értéket közvetlen távolságméréssel nem lehet kapni (pl. a forrás a röntgencső anódjának belsejében található), így más megoldást kell találni.

1.2. Geometriai kalibrációra eddig használt eljárás

A [3]. forrás alapján sok esetben egy ismert tárgy, legtöbbször egy síkba helyezett pontszerű elnyelők segítségével valósítják meg a keresett értékek meghatározását. Ennek megvalósítása történhet oly módon, hogy egy vékony plexi lapba helyeznek fémgolyókat ([12]). Az így létrehozott geometriai fantomot egy körpályán forgatva a leképezés eredményeként a golyók egy-egy ellipszis alakú pályát rajzolnak ki. A leképezés során figyelni kell az expozíciós idő hosszára, ugyanis ha ez meghalad egy értéket akkor a golyók elmozdulnak és nem kör alakú lesz a detektoron megjelenő képük. A módszer alkalmazásához szükséges a golyók projekcióján a középpontok meghatározása. 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 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.

1.3. Új módszer a geometriai kalibrációra

Tekintve a fenti módszer nehézségeit, felmerült egy alternatív, geometriai kalibrációra alkalmas fantom tervezése. Ennek során egy olyan alakzat szükséges, melynek geometriai paraméterei jól meghatározottak és képfelismerő szoftverrel jól felismerhetők a képen is. Erre egy lehetséges eljárás [1]. forrásban leírt, eltűnő pontokon alapuló módszer, mely fantomként egy kockát alkalmaz. Ezzel az eljárással lehetséges a nézőpont abszolút helyzetének meghatározása. Így a rekonstrukcióhoz szükséges paraméterek közül a forrás-detektor távolság, illetve a forrás detektor panelre eső ortogonális vetülete meghatározható. A forrás-fantom forgás tengelyének tavolságának meghatározása általában egyszerűbb feladat, a dolgozatom keretein belül nem foglalkozok vele.

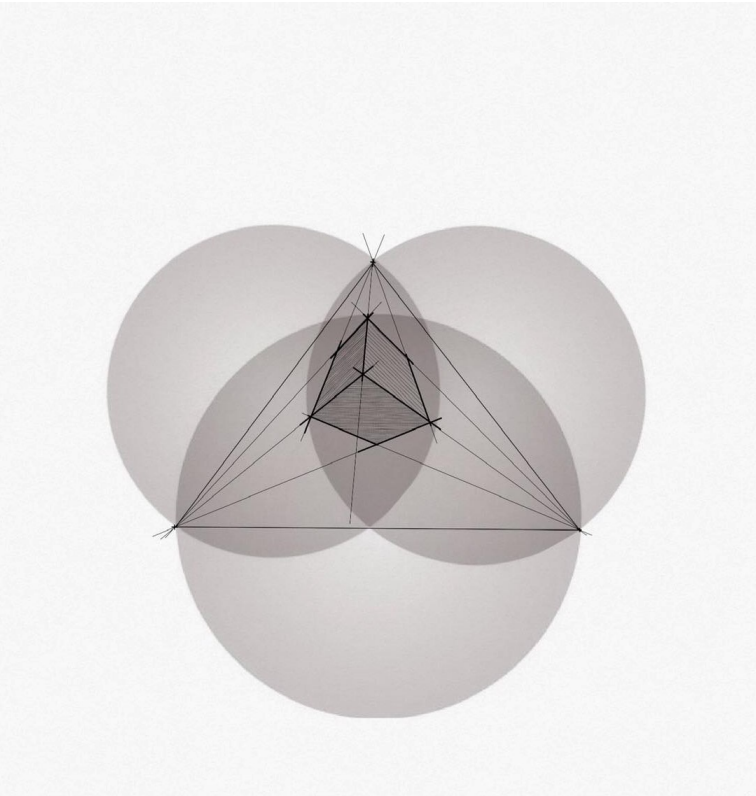
A javasolt módszer elviekben lehetőséget ad a fókuszpont meghatározására, szükséges megvizsgálni azonban, hogy a gyakorlati alkalmazások esetén mennyire hibatűrő a módszer.

A szakdolgozatom keretein belül megállapítottam, hogy az eltűnő pontokon alapuló eljárás rendkívül érzékeny a rendszer paramétereinek hibáira. A végzett érzénykenység analízis által megállapítható, hogy egy adott nézőpont meghatározási pontossághoz milyen maximális hiba terheléssel rendelkezhetnek az eljárás során használt eszközök.

Ezt követően a TDK dolgozatom során levonhatóvá vált az a következtetés, hogy a CT felvételek, vagyis a minta elemszámának növelése csökkenti a nézőpont szórását, azonban a maximálisan elérhető pontosságot jelentősen befolyásolni fogja az eljárás során fantomként alkalmazott kocka gyártási pontossága.

1.4. Szakdolgozatomban elért eredmények

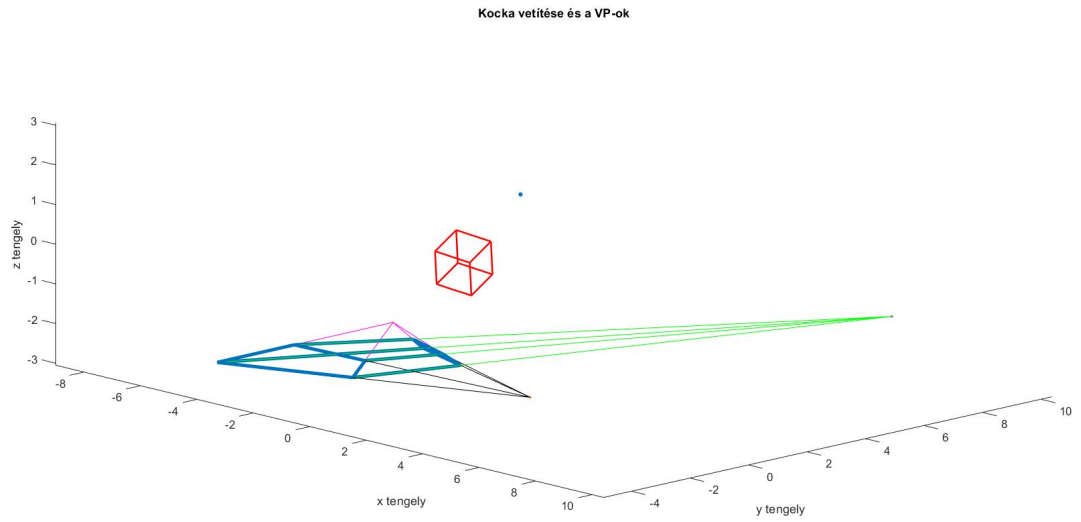
A szakdolgozatom során az [1] forrásban megfogalmazott eljárást alkalmaztam a CT forráspontjának meghatározásához. A módszer alapja, hogy egy kocka párhuzamos éleinek perspektívikus vetítése a képen bizonyos esetekben összetartó éleket eredményez. Az ily módon kialakuló, eredetileg párhuzamos élek meghosszabbításainak metszéspontja az úgynevezett eltűnő pont (vanishing point, VP). Kocka esetében 3x4 párhuzamos élcsoport 3 VP-t fog eredményezni. Ezen pontokat összekötve egy háromszög alakul ki, melynek oldalfelező pontjaiból az adott oldal hosszának felével megegyező sugarú gömböt rajzolva adódik a 3 VP-hez tartozó 3 Thalesz-gömb, ahogy az a 2. ábrán is látható. Ezen gömbök metszéspontja adja meg a keresett nézőpontot.



2. ábra. Kocka vetítéséből adódó VP-ok, illetve Thalesz-gömbök

A szakdolgozatomban [2] a három gömb metszéspontjának kiszámását koordináta-geometriai módszerek segítségével valósítottam meg. Ennek alapja, hogy a gömböknek páronként egy metszőkör a közös pontjaiknak halmaza, melyre sík illeszthető. Három gömb esetén 3 metsző sík adódik, melyek közös pontjainak halmaza egy egyenes. Ezen egyenesnek bármely gömbbel vett metszési pontja(i) megadja a három gömb közös pontját/pontjait.

Ezt követően egy kocka csúcsainak levetítésének lépéseit dolgoztam ki egy x-y síkkal párhuzamos, tetszőleges síkra egy szintén tetszőleges nézőpontból. Ehhez feltettem, hogy a kocka középpontja az origóban helyezkedik el. Egy általános helyzetű kocka állás esetén történő vetítés látható a 3. ábrán, ahol a vetített kocka éleire illesztett egyenesek a VP-okban metszik egymást.

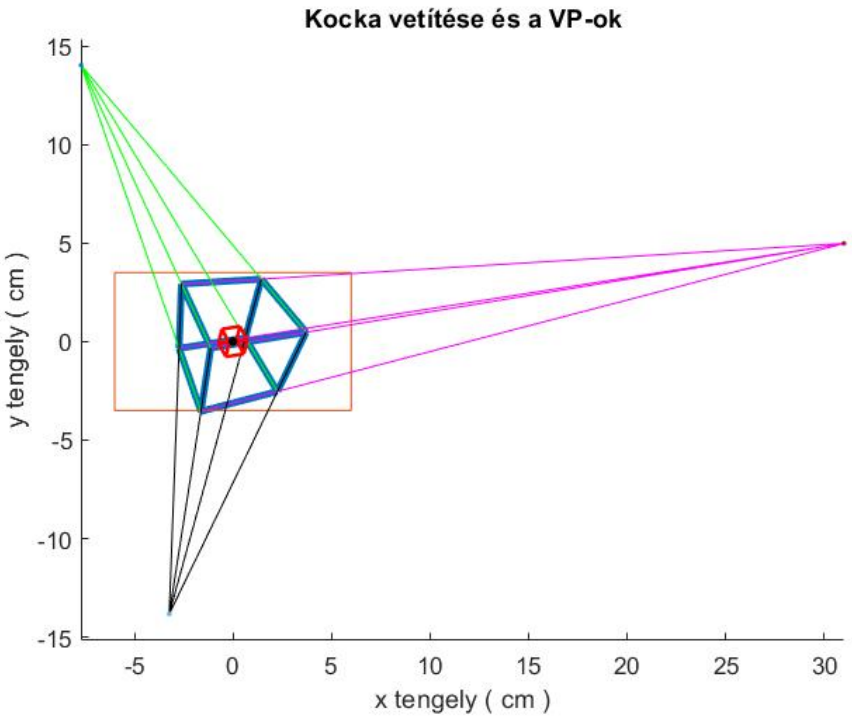


3. ábra. Kocka levetítése egy általános orientáció esetén egy x-y síkkal párhuzamos síkra, tetszőlege nézőpontból

Ezek megvalósítását követően egy valós, hibákkal terhelt esetet feltételezve vizsgáltam a módszer pontosságát. Ennek során a kocka gyártási pontosságára 100 μm, míg a detektor leképezési pontosságára 3 pixelnyi, azaz 225 μm maximális hibát feltételeztem. Az előbbire a későbbiekben mint kockahiba, az utóbbira mint detektorhiba/pixelhiba fogok hivatkozni. Ezt oly módon szimuláltam, hogy a leképezendő kocka minden csúcsára 3 dimenzióban 100 μm, míg a már leképezett csúcsokra a sík két dimenziójában 225 μm szórású Gauss-eloszlású véletlen számot sorsoltam. Ezzel felül becsültem a maximálisnak feltételezett hibát, hiszen ekkora szórású tartományba a sorsolt számok 65 %-a fog esni.

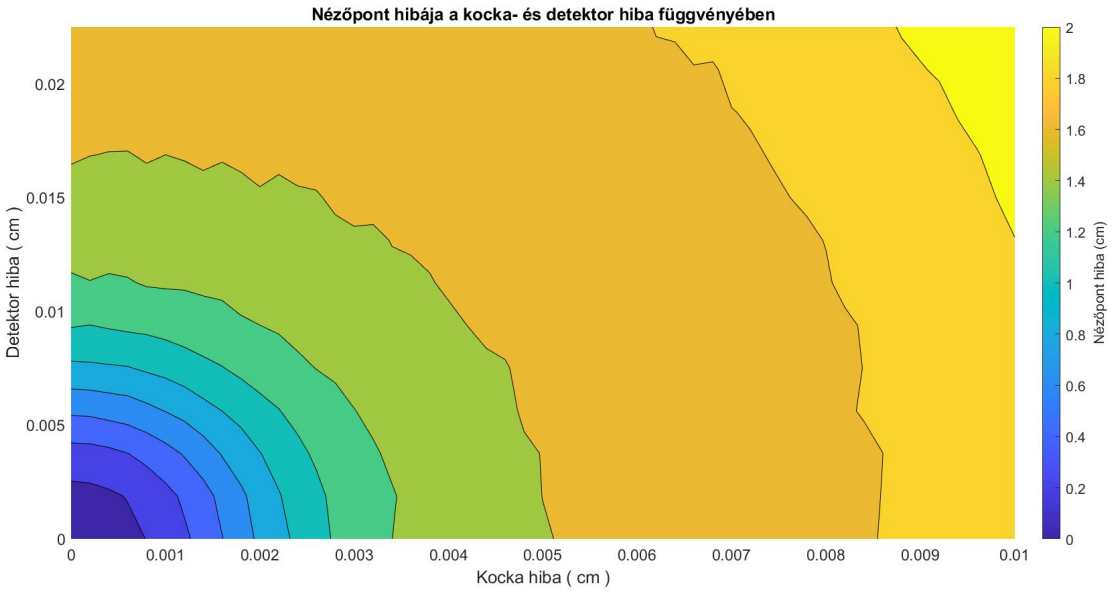
A hibával terhelt rendszer esetében a nézőpont pontosságát a kocka nagyításának mértéke, illetve a kocka orientációja befolyásolja. Ennek ismeretében a lehető legnagyobb nagyítást állítottam be a kocka-forrás, illetve a kocka-detektor sík távolságokat módosítva úgy, hogy a leképezett kocka kép teljes egészében elférjen a rendelkezésre álló 12x7 cm méretű detektor panelen. Ezt követően a kocka x, y, z tengely körüli forgatásával megkerestem azt az orientáció, amely esetében a hibával terhelt rendszerből adódó nézőpont szórása a legkisebbnek adódott. Egy ilyen kezdvező kocka állás látható a 4. ábrán, 3 cm kocka-forrás és 10 cm kocka-detektor távolság, 1 cm oldal hosszúságú kocka esetén.

Fontos megjegyezni, hogy még ideális beállítás mellett sem csökkent a nézőpont szórása 2 cm alá. A 4. ábrán látható esetben a nézőpont hibája 2,2083 cm-nek adódott.



4. ábra. Vetítés 3 cm forrás-kocka távolság, 10 cm detektor-kocka távolság, X: $\pi/8$, Y: $\pi/8$, X: $\pi/8$, Y: $\pi/100$ kocka pozíció esetén

Az ideális kocka orientáció és nagyítás ismeretében egy érzékenység térképet készítettem (5. ábra), melyen leolvasható, hogy egy adott nézőpont pontosság elérése mekkora maximális pixelhiba, illetve kockahiba biztosításával lehetséges.



5. ábra. Nézőpont hibájának szintvonalas ábrája X: $\pi/8$, Y: $\pi/8$, X: $\pi/8$, Y: $\pi/100$ kocka állás, 100.000 ismétlés esetén

1.5. Szakdolgozatomat záró következtetés

Összegezve elmondható, hogy a VP-okon alapuló nézőpont meghatározási eljárás rendkívül érzékeny a rendszer paramétereinek hibáira. Továbbá ahhoz, hogy a nézőpontot kellő pontossággal ki lehessen számítani, jóval kisebb detektor, illetve kockahiba lenne szükséges, mint amilyet maximálisnak feltételezhetünk. A szakdolgozatomat ezzel a végkövetkeztetéssel zártam, a TDK dolgozatomban a továbblépés lehetőségeit kerestem.

2. Nézőpont szórásának csökkentésére alkalmas eljárás

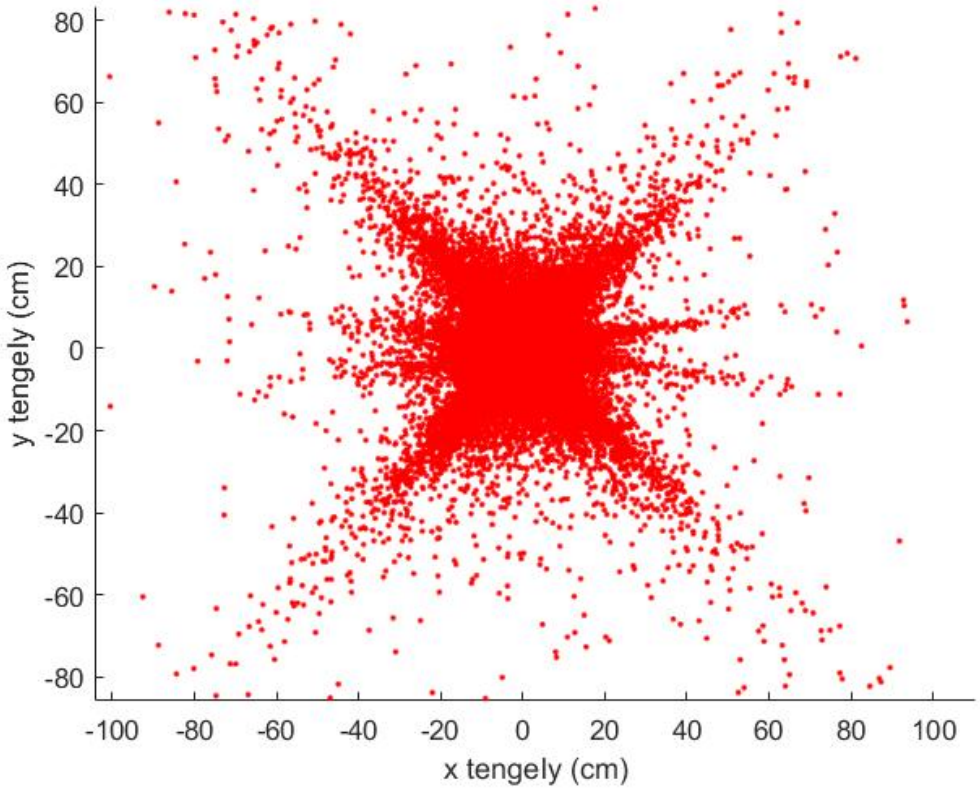
2.1. Felvételszám növelésének hatása a nézőpont szórására maximális nagyítás mellett

Ha élünk a feltételezéssel, hogy az átlagos nézőpont várható értéke megegyezik a tényleges nézőponttal, akkor növelve a minta elemszámát a kocka körbeforgatásával, a szórás csökkenhet. Ugyanakkor a forgatás során olyan kocka állások is hozzájárulnak az átlagos nézőpont értékhez, melyek csak nagy hibával tudják meghatározni azt.

Az átlagos nézpont pontosságának változását vizsgáltam olyan szimulációval, mely során egy 100 μm Gauss-eloszlású hibával terhelt kockát függőleges tengely körül forgattam körbe, figyelembe véve a detektor 225 μm, szintén Gauss-eloszlású hibáját. A rendszer paramétereinek hibáit oly módon valósítottam meg, hogy minden egyes rotációs lépésben új detektorhibát sorsoltam, míg egy forgatás alatt a kockahiba állandó volt.

Egy 360 rotációs lépésből álló forgatás Monte-Carlo szimulációjából adódó nézőpontok

láthatók felül nézetből a 6. ábrán 3 cm kocka-forrás, illetve 10 cm kocka-detektor távolság esetén. A kiindulási kocka pozíció a 4. ábrán látható ideális kocka helyzet volt.



6. ábra. 360 rotációs lépésben történő kocka forgatás Monte-Carlo szimulációja során adódó nézőpontok 3 cm kocka-forrás, 10 cm kocka-detektor távolság esetén

Ha a nézőpontokat forgatásonként átlagoljuk, akkor az így adódó nézőpontok felülnézeti elrendeződése megváltozik a 7. ábrának megfelelően.

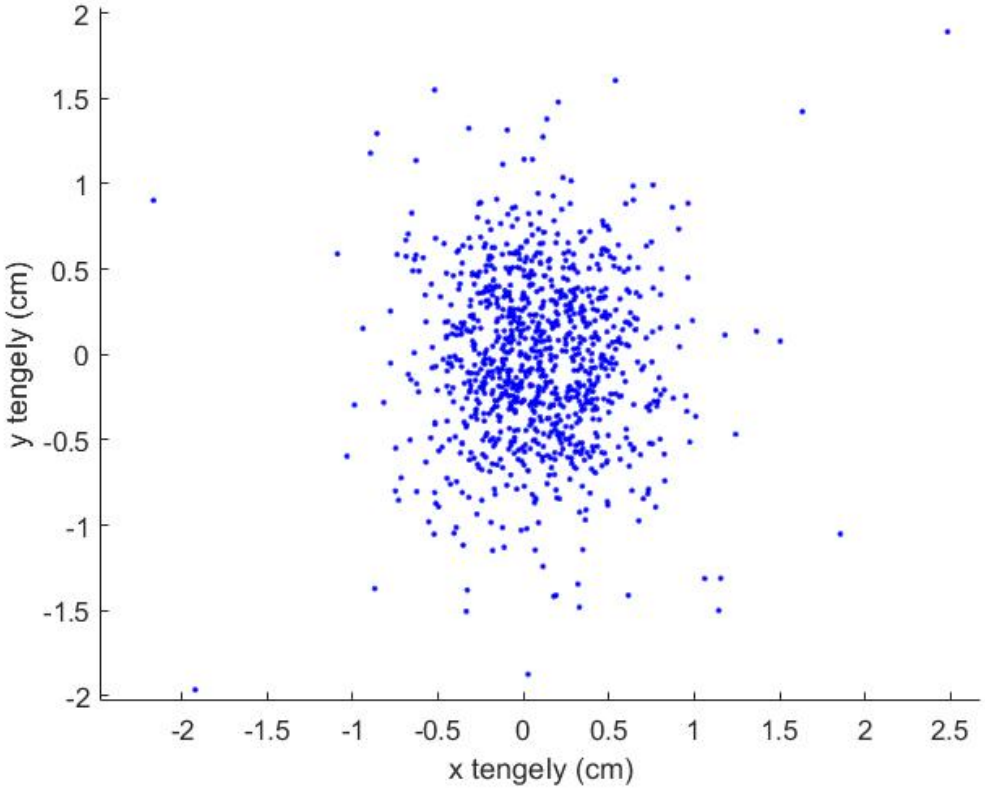
Ezen nézőpontok ($\mathrm{NP_i}$) segítségével kiszámítható a belőlük átlagolással adódó nézőpont ($\overline{\mathrm{NP}}$) szórása az ismert, tényleges nézőponttól ($\mathrm{NP_{ideális}}$) az 1. összefüggés alapján:

$$D = \sqrt{\frac{1}{iteráció} \cdot \sum_i (NP_i - NP_{ideális})^2} \tag{1}$$

A képletben az iteráció a Monte-Carlo szimuláció ismétlés száma, jelen esetben 1000, míg i az i. iterációs lépés.

Ezen képlet alapján az volt tapasztalható, hogy a szórás egy bizonyos rotációs lépés alatt megnövekedett a rossz kocka orientációk következtében. Azonban a rotációs lépések számát növelve a szórás elkezdett csökkenni.

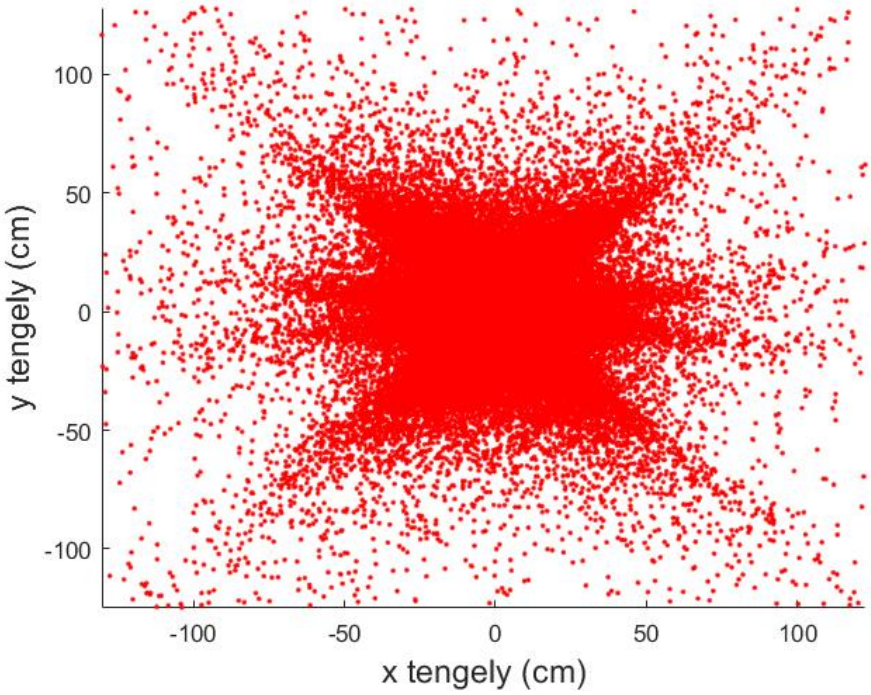
Összegezve, ha kellő számú lépésben történik a forgatás, akkor a nézőpont meghatározás egyre pontosabbá válhat, így akár alkalmazható is lehet ez az módszer. Ennek megvalósulását mérési elrendezésben, valós mérési adatokon próbáltuk ki.



7. ábra. 360 rotációs lépésben történő kocka forgatás Monte-Carlo szimulációja során adódó, forgatásonként átlagolt nézőpontok elrendeződése 3 cm kocka-forrás, 10 cm kocka-detektor távolság esetén

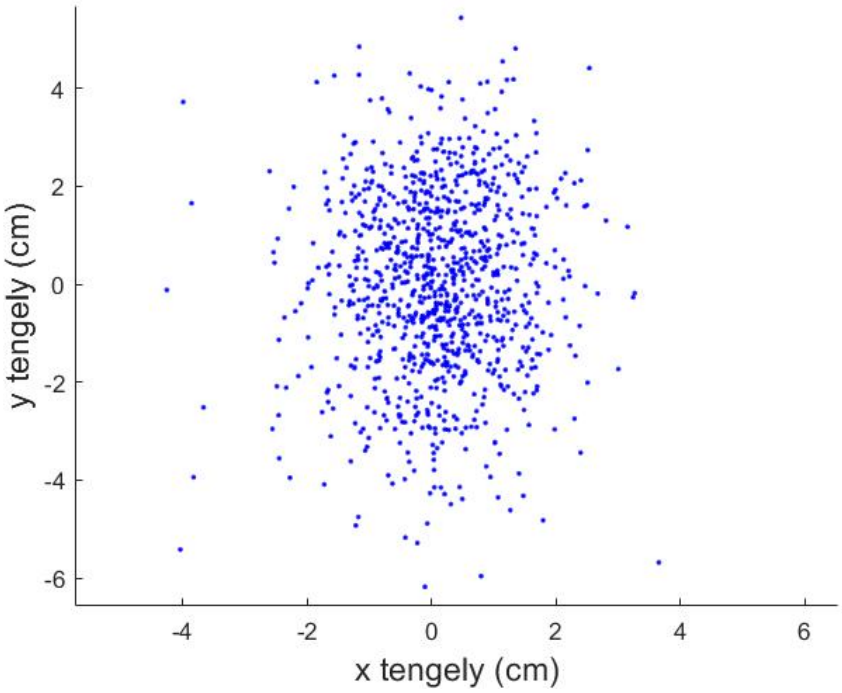
2.2. Felvételszám növelésének hatása a nézőpont szórására gyakorlatban megvalósítható nagyítás esetén

A gyakorlatban nem állt módunkban a 3 cm kocka-forrás, illettve 10 cm kocka-detektor távolságot megvalósítani, mert az NTI mikro-CT szerkezeti elmei erre nem biztosítottak lehetőséget. Így egy másik, létrehozható beállítást kerestünk, ahol a kocka nagyítása a lehető legnagyobb volt. Ekkor a kocka-forrás távolság kb. 7 cm-nek, míg a kocka-detektor távolság kb. 20 cm-nek adódott.



8. ábra. 360 rotációs lépésben történő kocka forgatás Monte-Carlo szimulációja során adódó nézőpontok 7 cm kocka-forrás, 20 cm kocka-detektor távolság esetén

Ebből kifolyólag a szimuláció paramétereit ennek megfelelően megváltoztattam. Az így adódó nézőpont eloszlás látható a 8. ábrán, illetve a forgatásonként átlagolt nézőpontok elrendeződését szemlélteti a 9. ábra. Látható, hogy a kapott pontok elrendeződése hasonló a korábbi rendszer beállítások esetén adódó nézőpont elrendeződésekhez. Továbbá az is megfigyelhető, hogy az új beállítások mellett a nézőpontok nagyobb tartományban vesznek fel értékeket, vagyis az $\overline{\mathrm{NP}}$ szórása nő.



9. ábra. 360 rotációs lépésben történő kocka forgatás Monte-Carlo szimulációja során adódó, forgatásonként átlagolt nézőpontok elrendeződése 7 cm kocka-forrás, 20 cm kocka-detektor távolság esetén

Ezúttal is vizsgáltam a rotációs lépésszám változásának hatását a nézőpont szórására. Az látható a 10. ábrán, hogy ahogy növeltem a rotációs lépések számát, úgy az egy forgatás alatt kiátlagolt nézőpontok szórása csökkent.

Egy minta elemszámának (N) növelésével az átlagolt nézőpont szórása független, azonos szórású valószínűségi változók esetén $\frac{1}{\sqrt{N}}$-nel csökken [13]. Esetünkben ez a feltételezés nem állja meg a helyét, vizsgáltam ezért, hogy mennyiben közelíthető az átlagolt nézőpont hibája egy $\frac{1}{\sqrt{N}}$-es modellel. A szimulált adatokból látható volt, hogy a forgatások számának növelésével a hiba egy konstans, nem nulla értékhez tart, ezért a kapott pontokra a következő alakú függvényt illesztettem (10. ábra):

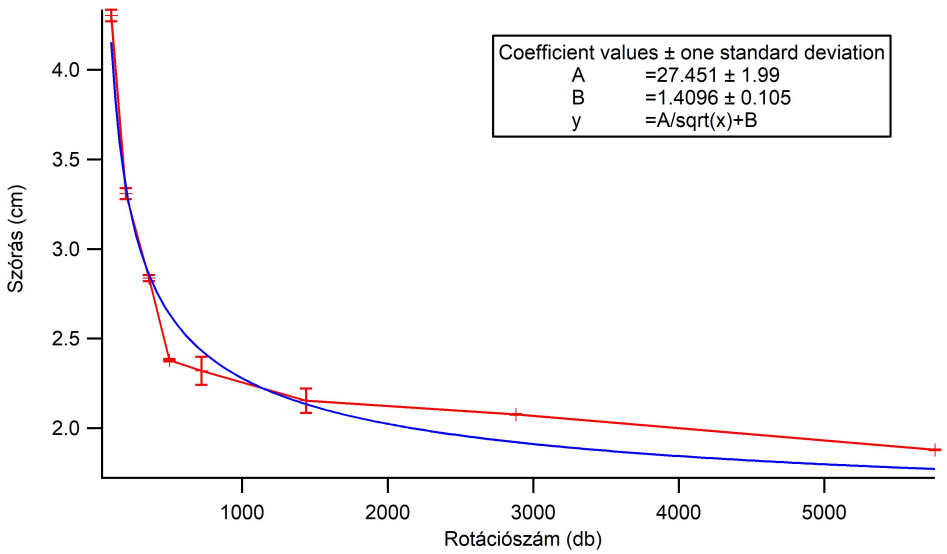
$$Szoras = \frac{A}{\sqrt{Rotacioszam}} + B \tag{2}$$

A szórás szórásának relatív értékét (VoV) a 3. összefüggés alapján határoztam meg [14]:

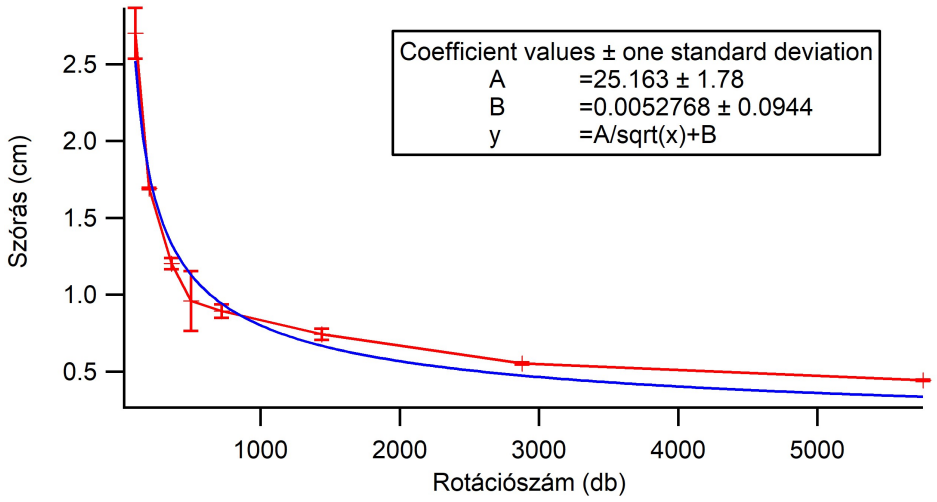
$$VoV = \frac{\sum_i (NP_i - NP_{ideális})^4}{(\sum_i (NP_i - NP_{ideális})^2)^2} - \frac{1}{iteráció} \tag{3}$$

Az illesztésből látszik, hogy a függvény nem nullához, hanem egy konstanshoz, $B = 1{,}4$ cm-hez tart. Ez korlátozza a maximálisan elérhető nézőpont meghatározási pontosságot. Felmerült, hogy ez az offset érték a kocka hibájának következtében adódik.

Így ugyanezt a szimulációt elvégeztem olyan esetre, amikor a kocka hibát 0 μm-re állítottam, akkor a 11. ábrán látható rotációszám-szórás függvény adódott.



10. ábra. Nézőpont szórása a forgatás rotációs lépésszámának függvényében, $\frac{1}{\sqrt{N}}$ függvény illesztésssel



11. ábra. Nézőpont szórása a forgatás rotációs lépésszámának függvényében, $\frac{1}{\sqrt{N}}$ függvény illesztésssel, 0 μm kockahiba esetén

Ebben az esetben leolvasható az illesztést követően, hogy a pontok egy jóval kisebb értékhez, $B = 0{,}0053$ cm-hez, azaz feltehetően elhanyagolható értékhez tartanak.

2.3. Kockahiba hatása a nézőpont szórására

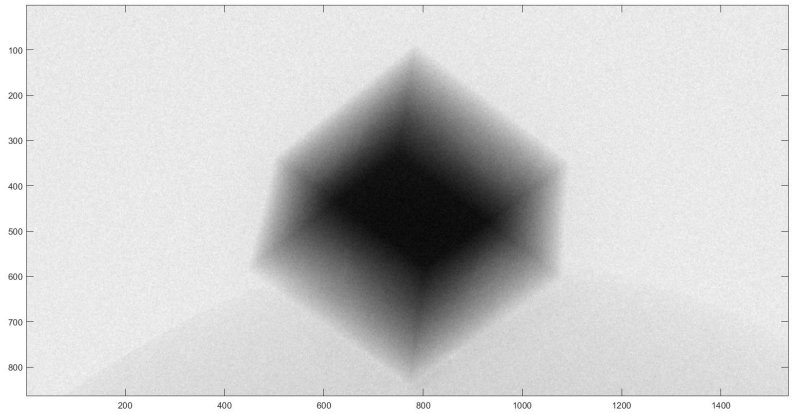
Az illesztések ugyan nem túl pontosak, de következtetésként levonható, hogy a kocka gyártási pontossága jelentősen befolyásolja a nézőpont meghatározásának pontosságát, a rotációszám növelésével a kockahibából eredő szórástag érdemben nem csökken. Ahhoz, hogy az általunk kalibrációhoz használt kocka esetén kiderítsük, mekkora pontossággal lehetséges a forrás helyzetének kiszámítása, ahhoz méréseket végeztünk. A kapott CT-felvételeken képfeldolgozási lépésekre volt szükség, hogy a kocka vetített képén az éleket automatikusan detektálhassuk.

3. Képfeldolgozás megvalósítása

A fantomként használt, 1,4 cm oldal hosszúságú műanyag kockáról (12. ábra) készült képeken az eltűnő pontok meghatározása volt szükséges annak érdekében, hogy a nézőpont helyzetét meg lehessen becsülni. Ennek érdekében a CT felvételeken élkeresési eljárást kellett végrehajtani. A következőkben az alkalmazott eljárás lépéseit ismertetem.

Egy kezdeti kocka projekció képe látható a 13. ábrán szürke skálán megjelenítve. A kockát egy nikecell gömben helyeztük el, ez jelenik meg halványan a készült képek alsó felén.

12. ábra. Fantomként alkalmazott kocka



13. ábra. CT-vel készített kocka projekció szürke skálán

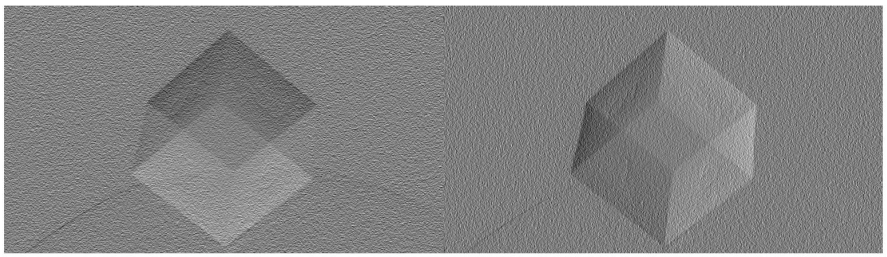
3.1. Gradiens képzés

Az általunk választott eljárás az élek kiemelésére (nagy intenzitás változás) a kép gradienskép-zéssel, pl. egy megfelelő gradiens maszkkal történő konvolúciójával lehetséges. Ennek több fajtája létezik, én az úgynevezett Sobel ([9], [10], [11]) 5x5-ös maszkot (a 14. ábra) alkalmaz-tam az x, illetve y irányú gradiens meghatározására.

$$Gx = \begin{bmatrix} 2 & 2 & 4 & 2 & 2 \\ 1 & 1 & 2 & 1 & 1 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ -1 & -1 & -2 & -1 & -1 \\ -2 & -2 & -4 & -2 & -2 \end{bmatrix} \quad Gy = \begin{bmatrix} 2 & 1 & 0 & -1 & -2 \\ 2 & 1 & 0 & -1 & -2 \\ 4 & 2 & 0 & -2 & -4 \\ 2 & 1 & 0 & -1 & -2 \\ 2 & 1 & 0 & -1 & -2 \end{bmatrix}$$

14. ábra. Sobel maszkok x, illetve y irányú gradiens meghatározásához

Az így adódó, 13. felvételhez tartozó x és y irányú gradiensek láthatók a 15. ábrán.



15. ábra. Sobel maszk használatával kapott x és y irányú gradiens a 13. ábra esetén

3.2. Canny élkereső algoritmus

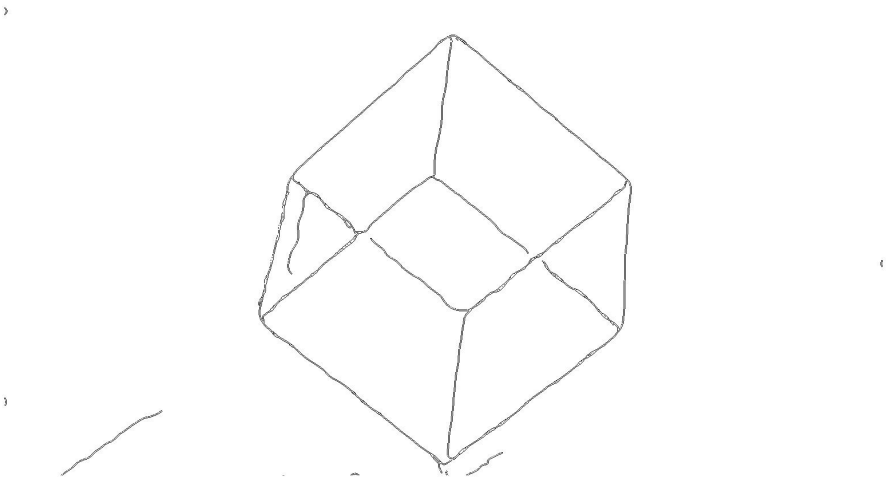
Ezt követően számos élkereső algoritmus közül Canny ([8],[9]) élkeresőt alkalmaztam külön az x, illetve y irányú gradienst tároló képeken majd az így kialakuló két képet összegeztem. Ez az algoritmus előnyös volt, hiszen ez végez Gauss-szűrést is változtatható σ szórású maszk beállításával. Ezt szükséges volt alkalmazni a zaj kiszűrése érdekében. Ugyanakkor ennek hátránya is van, hiszen a Gauss-szűrés az éleket elmossa, melyek esetünkben a keresett objektumok, azonban ennek használata elkerülhetetlen volt, hiába készültek a felvételek a lehető legjobb CT beállítások mellett, a képek zajosak maradtak. Megjegyzendő viszont, hogy a Gauss-szűrő szimmetrikusan keni el az éleket, így feltételezhető, hogy az élekereső algoritmus a valódi éleket találja majd meg. Továbbá megadható egy küszöb paraméter, melyet a Canny algoritmus felső korlátnak ($\mathrm{Th_u}$) állít be, illetve ebből képez egy alső korlátot a következő módon:

$$\mathrm{Th_l} = 0.4 \cdot \mathrm{Th_u} \tag{4}$$

A felső korlátnál nagyobb értéket, illetve a két korlát közti értékeket élnek veszi, ha az utóbbi esetben az ekkora értékű pixel egy szomszédos pixele is él. Az alsó korlát alatti értékkel rendelkező pixeleket nem veszi élnek.

Mivel a detektor panel hibája miatt az elkészült CT felvételek felső felében egy vízszintes vonal megjelent, ezért a képek ezen részét eltávolítottam.

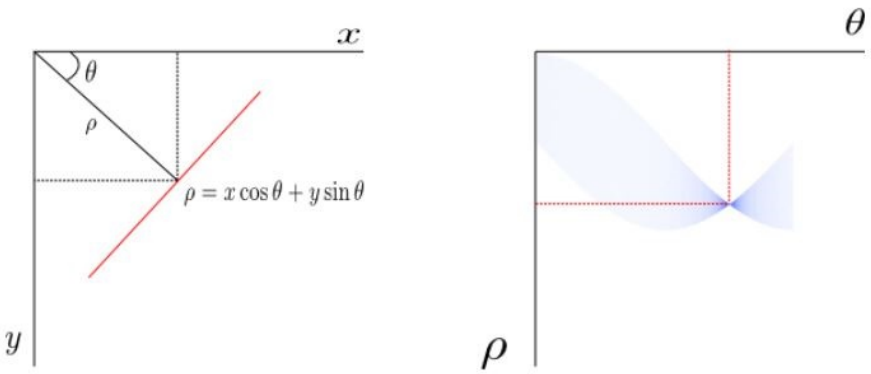
A kezdeti projekcióból a fent leírt lépéseket végrehajtva a 16. ábrán látható kép adódik. Látható, hogy kis mértékben a képen maradt a nikecell gömb körvonala, illetve a kockán is megfigyelhető felesleges él.



16. ábra. A vetített kocka képe az egyenes illesztéshez szükséges lépések elvégzése után

3.3. Hough-transzformáció

Ezt követte a kocka talált éleire történő egyenes illesztés. Ennek megvalósítására Hough-transzformáción ([11]) alapuló eljárást választottam. Ez a transzformáció az eredeti, x, illetve y koordinátákkal jellemezhető képet egy új térbe viszi át, ahol paraméterek θ és ρ lesznek. θ az egyenes normálvektorának az x-tengellyel bezárt szöge, míg ρ az egyenes távolsága az origótól.



17. ábra. Kép térből Hough térbe történő transzformáció [7], bal oldalon a képtérben látható egy egyenes, jobb oldalon ez az egyenes megjelenítve a Hough-térben

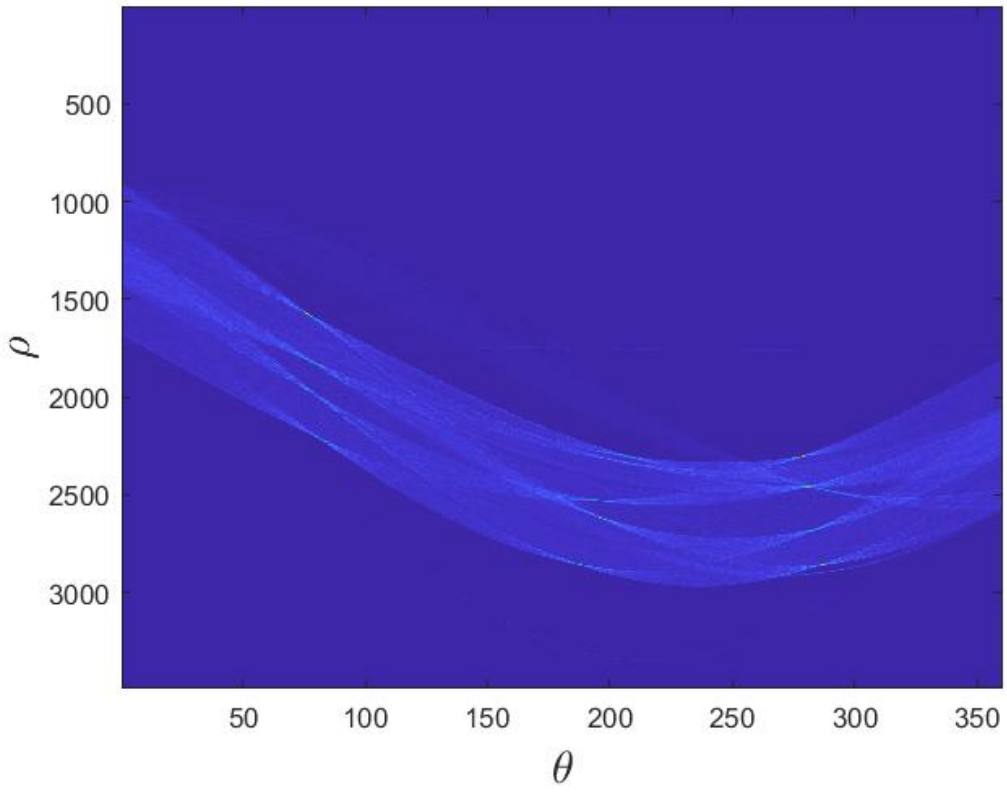
Ahogy a 17. ábrán is látszik, egy egyenes az Hough-térben egy (kiterjedt) pontként jelenik meg, egy pontban lesz nagy az intenzitás érték. Ez alapján ebben a térben az élek keresése maximumok kereséseként valósítható meg. A Hough-térben annál intenzívebb egy θ_0, ρ_0 koordinátákkal jellemzett pont, minél hosszabb az egyenes szakasz, amely illeszkedik a θ_0, ρ_0

paraméterű egyenesre. Ez használható fel a kocka éleinek azonosítására, ha a képen azok a leghosszabb szakaszok.

A 16. ábrán látható képet a MATLAB beépített hough-függvényével Hough-térbe lehet transzformálni. Ez látható a 18. képen. Megadható a Hough-térbeli tengelyek felbontása, továbbá a θ-tengely ábrázolási tartománya is állítható ($\mathrm{RhoResolution}$, Theta).

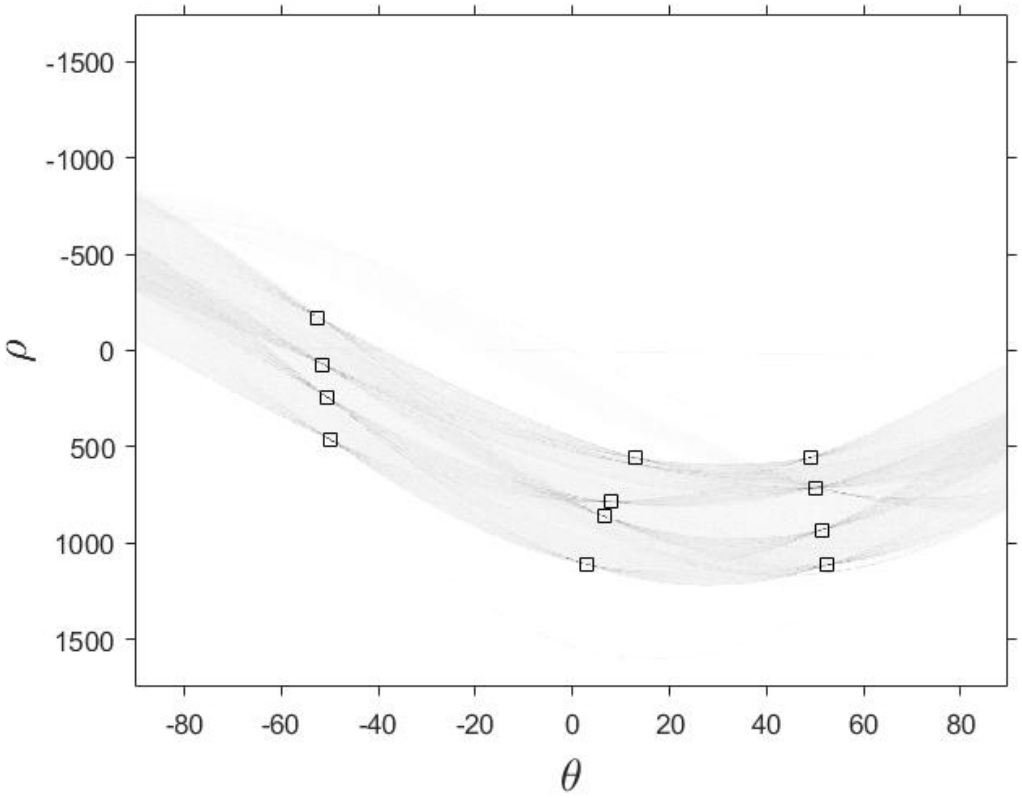
A MATLAB beépített houghpeaks-függvényének bemenő paraméterként megadható, hogy hány maximumot keressen a hough-függvény segítségével θ, ρ térbe transzformált képen. Ha a kocka éleit szeretnénk megtalálni, akkor ez az érték 12. Továbbá megadható egy küszöb érték ($\mathrm{Th}_{\mathrm{hough}}$), amely alatti értéket nem kezeli a függvény maximumként. Emellett a houghpeaks-függvényben beállítható, hogy a Hough-térben mekkora lépésközönként ($\mathrm{NHoodSize}$) találjon meg a függvény két szomszádos csúcsot. Az $\mathrm{NHoodSize}$ paraméter egy két elemű vektor, mely által külön-külön állítható a ρ és θ tengelyre a maximum találási lépésköz. Mindkét tengelyre vonatkozó értéket érdemes valamilyen szinten megnövelni, elkerülve azt, hogy egy élre több egyenes illesztés is történjen kis mértékben eltérő paraméterekkel.

A 12 maximum a 18. képen szabad szemmel is kivehető, de bejelölve is látható a 19. ábrán houghpeaks függvény által talált 12 intenzitás maximum.



18. ábra. Élkereső lépések elvégzése utáni projekciós kocka kép Hough-térbe transzformálva

A maximumok 3 csoportban láthatók, ahol az egy csoportba tartozó egyenesek θ értékei közel azonosak. Ebből látható, hogy a vetített egyenesek mennyire maradtak párhuzamosak. Minél inkább eltér az egy csoporton belüli egyenesek θ paramétere, annál inkább összetartanak.



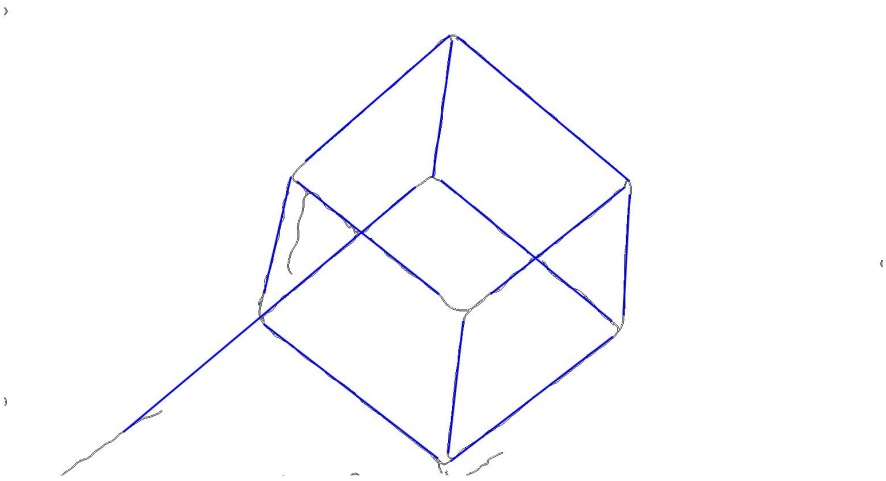
19. ábra. Hough transzformált képen talált 12 intenzitás maximum

Számunkra ez az előnyös annak érdekében, hogy a VP-ok minél pontosabban meghatározhatók legyenek és ezáltal a kapott nézőpont is.

Ezt követően a houghlines-függvény megadja nekünk a talált egyenes θ, ρ, paramétereit, illetve azon két pontnak a koordinátáit, amelyek közt az egyenest találta, felhasználva a houghpeaks-függvény által talált maximum értékeket. A houghlines-függvénynek bemenő paraméterként megadható, hogy minimum mekkora hosszúságú egyeneseket illesszen (MinLength). Ez a függvény vonalszakaszokat keres a képen a houghpeaks-függvény által talált maximumok paramétereit felhasználva. Így megadható egy olyan távolság érték (FillGap), amelynél nagyobb vonalszakasz távolságok esetén aaz adott szakaszokat külön menti el a függvény. Mivel számomra csak az egyenes paraméterei érdekesek, az azt alkotó szakaszok nem, ezért csak az első illetve utolsó azonos θ, illetve ρ paraméterű vonalszakasz pontjai közötti egyenest rajzoltam ki, illetve elmentettem az egyes egyenesek ρ, θ értékét, illetve az egyenes egy pontjának koordinátáit.

Ezzel a módszerrel a 16. képen talált egyenesek láthatók kékkel a 20. ábrán.

CT-vel készített felvételeken alkalmazott algoritmusok paramétereit az 1. táblázatban foglaltam össze.



20. ábra. A projekciós kép éleire illeszett egyenesek

Algoritmus	Paraméter	Érték
canny élkereső	$\mathrm{Th_u}$	0.31
canny élkereső	σ	10
hough	RhoResolution	1
hough	Theta	[-90:0.5:89.5]
houghpeaks	$\mathrm{Th_{hough}}$	$([\text{Maximumintenzitás}] + 1) \cdot 0.15$
houghpeaks	NHoodSize	[121 31]
houghlines	FillGap	5
houghlines	MinLength	10

1. táblázat. CT-vel készített felvételeken alkalmazott algoritmusok paraméterei

3.4. VP-ok meghatározása képre illeszett egyenesek alapján

Ezzel az eljárással talált egyenesek alapján az adott orientációjú vetített kocka esetén a VP-ok megtalálhatók, a Thalesz-gömbök paraméterei kiszámíthatók és ily módon a nézőpont meghatározhatóvá válik. Ennek pratkikusan végrehajtható eljárását a szakdolgozatomban [2] ismertettem.

A VP-ok kiszámításához a talált 12 egyenest 3 csoportba kell osztani úgy, hogy a közel azonos azonos meredekségűek kerüljenek egy csoportba. Ez klaszterezéssel valósítható meg, melyre a MATLAb beépített kmeans-függvénye alkalmas. Ennek ha megadjuk a talált egyenesek θ és ρ paramétereit, illetve a kívánt klaszterek számát, akkor létrehozza a csoportokat. A csoportokat iterációval alkotja meg, melyekhez választ egy-egy kezdő centroid értéket, ehhez rendeli az adatokat az alapján, hogy melyik centroidhoz esik az adott adat legközelebb. Majd az adott csoportba került adatok alapján újra számolja a centroid értékét. Ezt addig folytatja,

amíg az adatok besorolása változatlan nem marad.

Az adott egyeneshez tartozó csoport sorszáma az egyenes paraméterei mellett szintén elmentésre került.

Ez alapján az egyenes θ és ρ paramétereiből lehetséges az egyeneshez tartozó normálvektort meghatározni az 5. összefüggéssel.

$$\underline{n} = (\rho \cdot cos\theta, \rho \cdot sin\theta, 0) \tag{5}$$

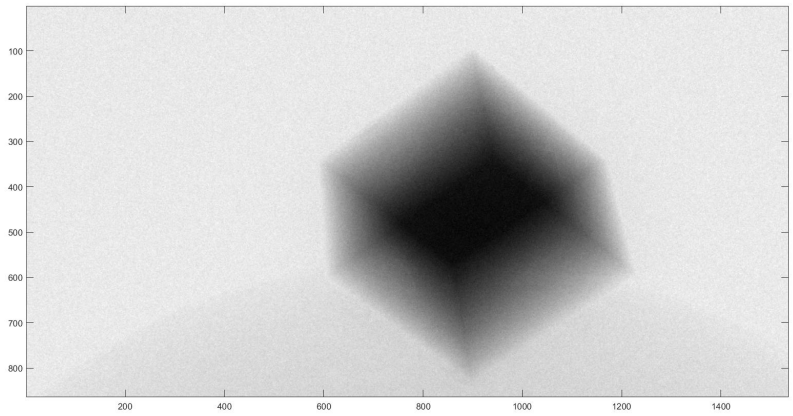
Ebből könnyedén áttérhetünk az egyenes irányvektorára a 6. összefüggés alapján.

$$\underline{v} = (-\rho \cdot sin\theta, \rho \cdot cos\theta, 0) \tag{6}$$

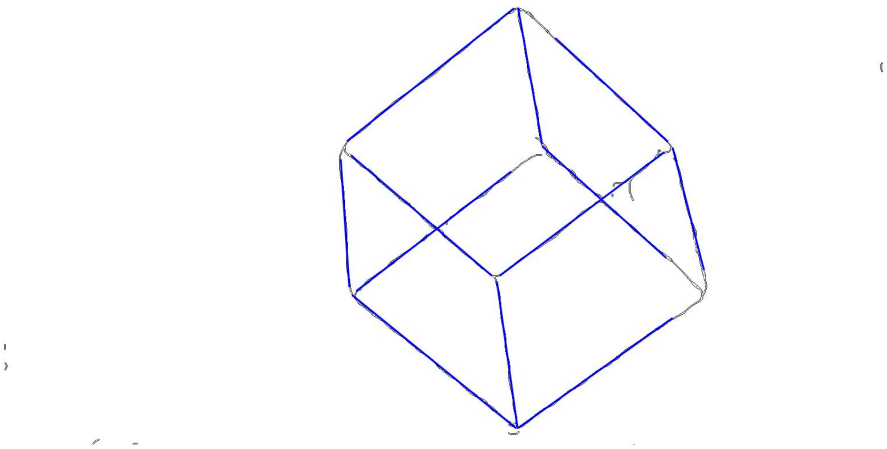
Mind a normálvektor, mind az irányvektor 3. koordinátája 0, hiszen a detektor síkján vagyunk. Az egyenes irányvektorát és az elmentett egy pontját felhasználva kiszámítottam az egy csoporton belüli egyenesek páronkénti metszéspontját, majd vettem ezek átlagát. Az így adódó 3 átlagos metszéspont lesz a vetített kockához tartozó 3 VP.

3.5. További éldetektálásra alkalmas kocka orientáció

Megfigyelhető, hogy az 1. táblazatban összefoglalt paraméterekkel rendelkező élkeresési eljárás nem minden CT-felvétel esetében szolgáltatja ugyanazt az eredményt. Míg a 20. ábrán a nikecell gömb széle is látszódik, addig a 22. ábrán ez nem tűnik fel zavaró tényezőként. Emiatt nem volt lehetséges olyan eljárás, ami minden projekció esetében ugyanolyan eredményességgel alkalmazható.



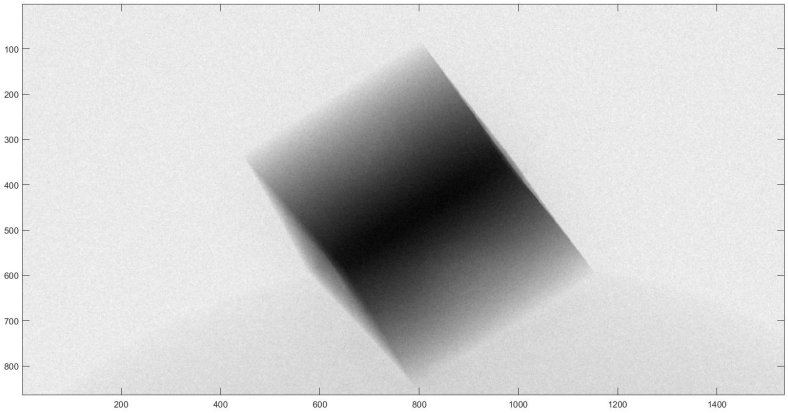
21. ábra. Alkalmas kocka állás CT felvétele



22. ábra. Alkalmas kocka állás esetén talált élek

3.6. Nézőpont meghatározásra nem alkalmas projekciók

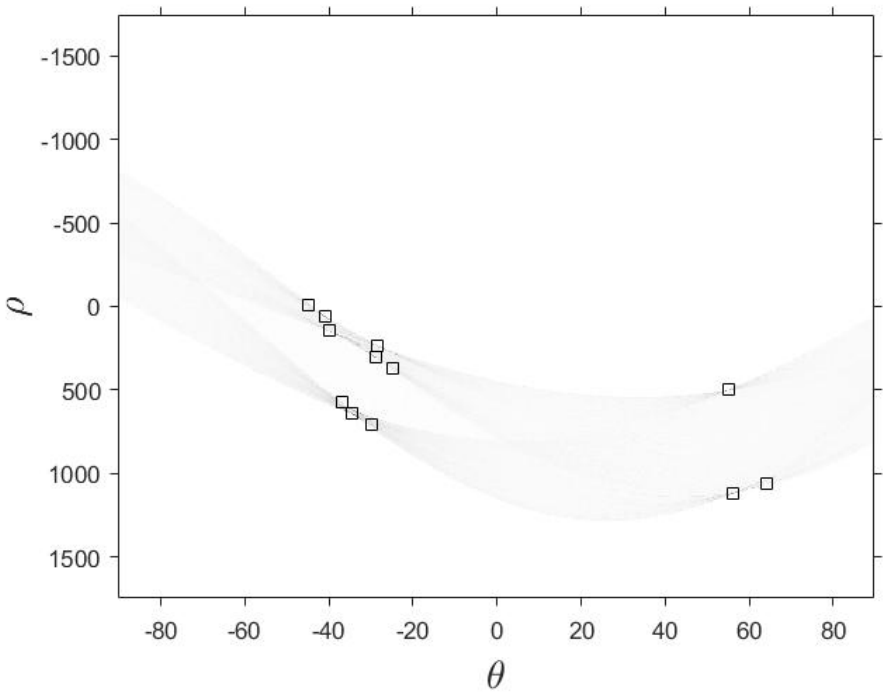
Fontos megjegyezni, hogy ez az eljárás nem minden projekcióra működőképes. Akadnak ugyanis olyan kocka állások, melyeknél renkívül nehéz 12 egyenes megtalálása. Egy ilyen kocka pozícióról készült projekció látható a 23. ábrán.



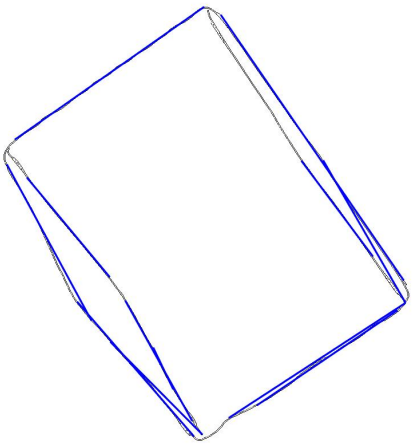
23. ábra. Éldetektálásra nem alkalmas kocka állásban készült projekció

Ezen látható, hogy sok él szinte megkülönböztethetetlenné vált. Ha egy ilyen előnytelen beállításra kipróbáljuk a fent részletezett eljárást, akkor a 25. ábrán látható eredményre jutunk.

Ezen van olyan él, ami Canny élkereső algoritmus threshold értéke miatt nem is jelenik meg, de megfigyelhető, hogy a látható élekre is pontatlanul valósul meg az egyenes illesztés. Az ilyen, és az ehhez hasonló okokból előnytelen kocka pozíciók nem lesznek alkalmasak nézőpont meghatározásra. Így jelentősen le fog csökkeni a felhasználható projekciók száma.



24. ábra. Éldetektálásra nem alkalmas kocka projekció éldetektálás utáni Hough-transzformáltján talált intenzitás maximumok



25. ábra. Éldetektálásra nem alkalmas kocka állásban készült projekción végrehajtott egyenes illesztési eljárás eredménye

4. CT berendezés bemutatása

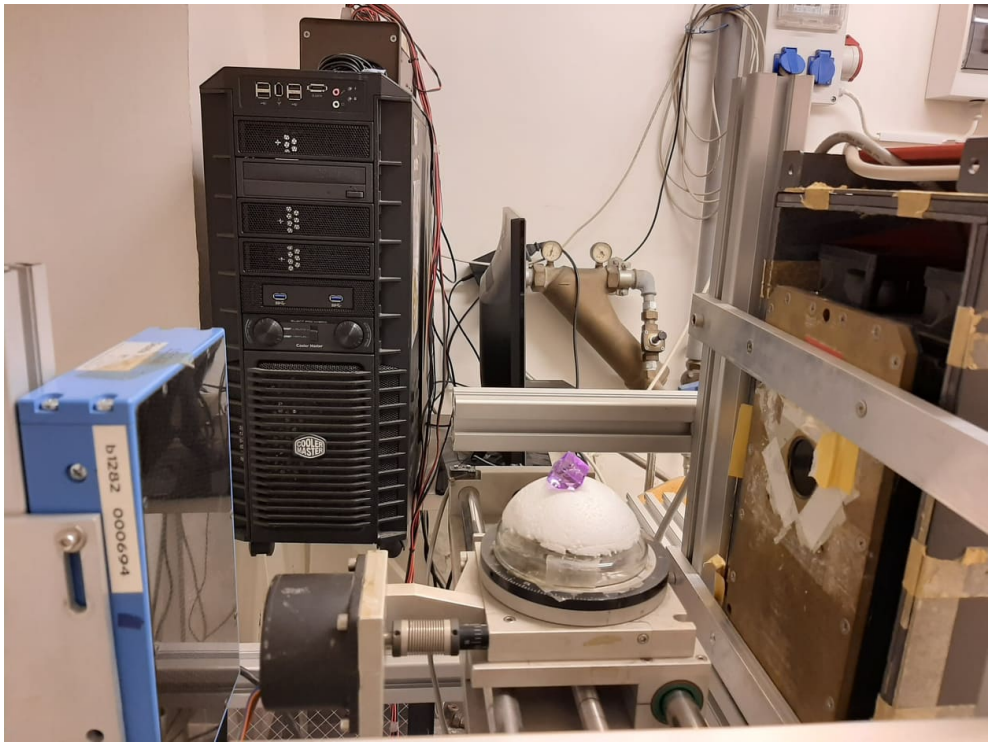
A mérés során a 26. ábrán látható, kúpsugaras CT berendezést alkalmaztuk, mely a következő elemeket tartalmazza [11]:

- Forrás: egy Source Ray Inc. SB-80-1k mikrofókuszos röntgencső, melynek legfőbb tulajdonsága a kis fókuszfolt (min. 33 μm), mely döntő befolyással bír a leképzett tárgyról készült kép felbontására. A kilépő sugárnyaláb kúpszöge $40° \pm 2°$.

- 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 $Gd_2O_2S : Tb$ (GOS) valószínűsíthető. A látható fényt CMOS dióda alakítja elektromos jellé.

- A tárgyat egy Phi Instruments precíziós rotációs modullal tudjuk forgatni, a felvételkészítés lehetséges folytonos üzemmódban, vagyis a képkészítés rövid idejére nem áll le a motor. Esetünkben azonban a felvételek Step and Shoot üzemmódban készültek. Ezzel az eljárással a mérési idő jóval hosszabb lett, viszont így el lehet kerülni az élek elmosódását.

  Megemlítendő, hogy míg humán orvosi CT-k esetén a beteg mozdulatlan és a detektor-forrás pár mozog szinkronban, addig esetünkben a tárgy kerül mozgatásra és a detektor-forrás pár rögzített.



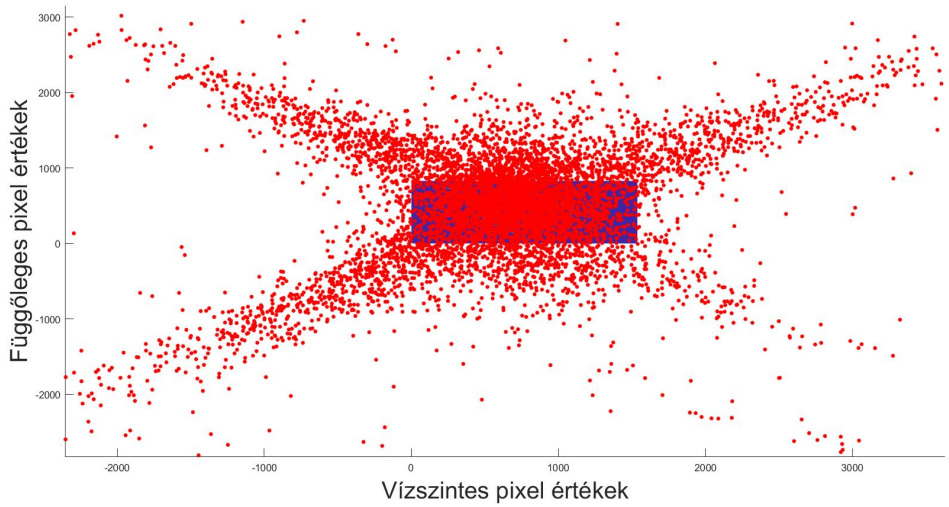
26. ábra. Felvételek készítésére használt kúpsugaras CT berendezés, bal oldalon detektorpanel, középen mozgató modul, jobb oldalon a röntgenforrás kilépő ablaka

A mérések végrehajtásához keresni kellett a fantomként használt kocka számára egy olyan tartó tárgyat, mely lehetőleg átlásztó a röntgen sugárzásra, és az éldetektálásban nem jelenik meg zavaró tényezőként. Így végül egy nikecellből készült félgömbben helyeztük el a kockát.

A felvételeket maximális áramerősség (1000 μA) és 44 kV gyorsítófeszültség mellett készültek.

5. Mérések és azok eredményei

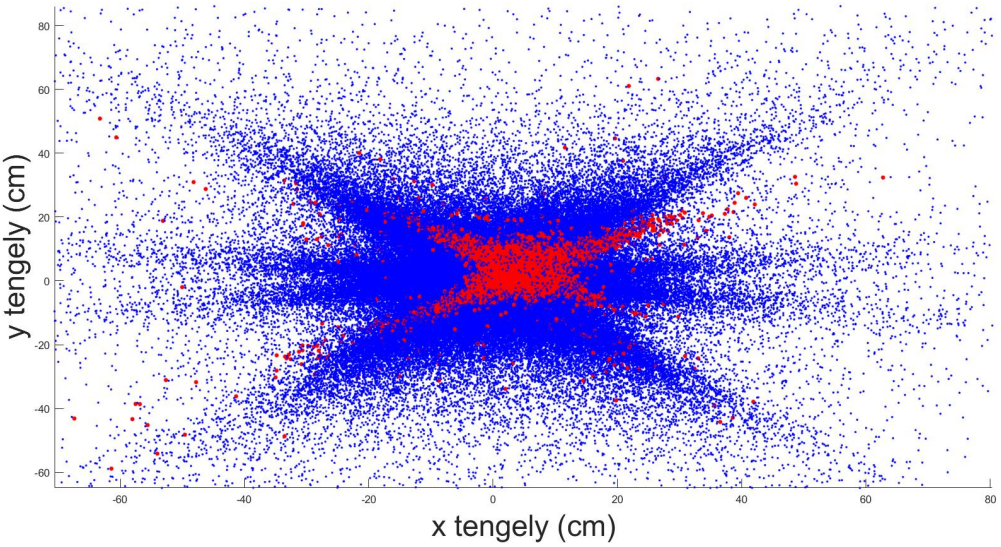
A fent bemutatott beállítások mellett Step and Shoot üzemmódban készített CT felvételekre lefutattva a 3. fejezetben ismertett élkeresési algoritmust, a 27. ábrán látható nézőpont eloszlás adódott. Az eredetileg készült 18000 db CT felvételből végül 6943 db kép maradt, melyekre lehetséges volt a nézőpont meghatározása. A képen megjelenítettem a detektor panelt (kék téglalap) is annak érdekében, hogy meg lehessen figyelni a nézőpontok ehhez viszonyított elrendeződését. Látható, hogy a kapott alakzat hasonló a szimulált esetben adódó nézőpont elrendeződéshez, és a nézőpontok a detektor panelre csoportosulnak a várakozásoknak megfelelően.



27. ábra. CT felvételeken számolt nézőpontok elrendeződése a detektor panelhez képest

Ha 7 cm kocka-forrás, 20 cm kocka-detektor távolágokkal beállított szimulációból adódó nézőpontokat közösen ábrázoljuk a mérésből adódó nézőpontokkal (28. ábra, kék pontok: szimulációból adódó nézőpontok, piros pontok: mérésből adódó nézőpontok), akkor megfigyelhető, hogy a mérés erdményei jóval kisebb szórással rendelkeznek. Továbbá a pontok elrendeződése hasonló, de van olyan szórási tartomány, melybe a képfeldolgozás során alkalmazott projekció elhagyás következtében nem kerülnek nézőpontok.

Annak, hogy a mérésből adódó nézőpontok szórása kisebb, mint a szimulált esetben, lehet az az oka, hogy a kockahibát túlbecsültük a szimuláció során megadott 100 μm szórású Gauss-eloszlású hibával. Így felmerül, hogy a szimulációból adódó, a 10. ábrán látható offset érték, amihez az elemszám növelésével a szórás tart, a gyakorlatban kisebb érték lesz.



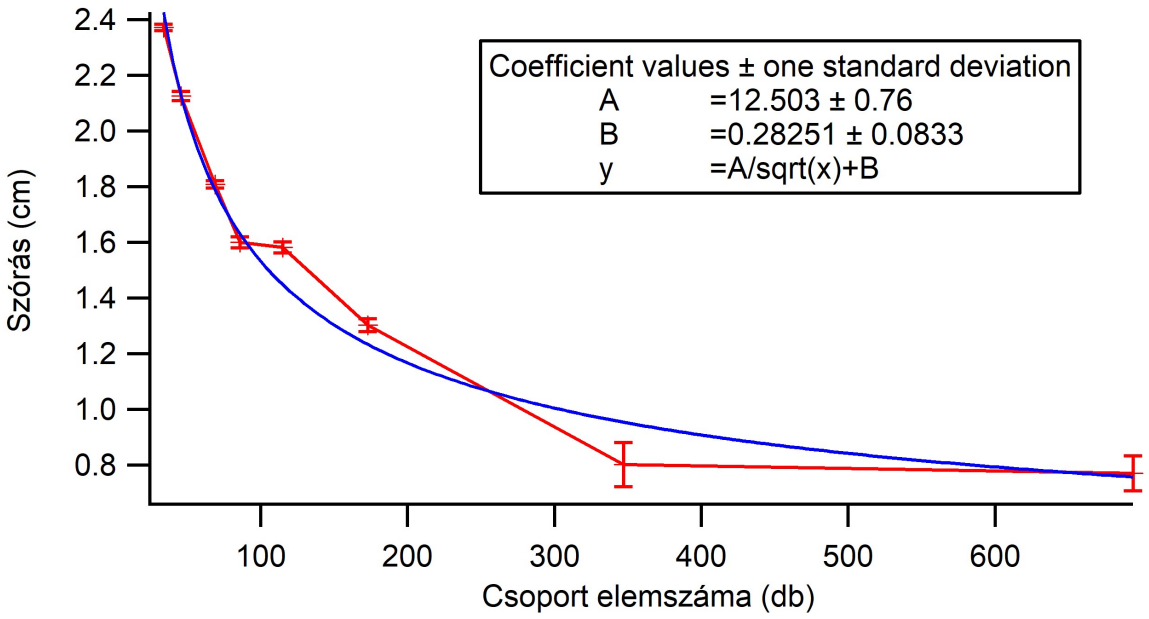
28. ábra. Szimulációból (kék) és mérésből (piros) adódó nézőpont eloszlás együttesen ábrázolva

Ennek megállapításának érdekében a mérés kiértékelését követően adódó nézőpontokat elkezdtem adott darabszámú (N) csoportokra osztani. Így egy csoportba $\mathrm{K} = [\frac{6943}{\mathrm{N}}] + (0/1)$ nézőpont kerül. Ezt úgy valósítottam meg, hogy az adott nézőpontnak sorszámának kiszámítottam a csoportszámmal vett osztási maradékát és az ennek megfelelő csoportba helyeztem. Az így kialakuló csoportokban található nézőpontokat kiátlagoltam ($\overline{\mathrm{np}}_\mathrm{i}$, ahol i az i. csoport). Ezáltal adódott N db átlagos nézőpont, melyeknek szintén vettem az átlagát, ez tekinthető a minta átlagának ($\overline{\mathrm{NP}}_{\mathrm{minta}}$), mely várható értékben a tényleges nézőponthoz tart.

Ezt követően kiszámítható az $\overline{\mathrm{np}}_\mathrm{i}$-k átlagos szórás az $\overline{\mathrm{NP}}_{\mathrm{minta}}$-tól az 1. összefüggésben szereplő szórás képletnek megfelelően. Minél több csoportot hozok létre, annál kevesebb nézőpont kerül egy csoportba, így az átlaguk pontossága csökken. Ugyanez igaz fordítva is, ha csökkentem a csoportok számát, akkor egyre több nézőpont fog egy csoportba kerülni, így annál pontosabb lesz az átlaguk. Ennek megvalósulása figyelhető meg a 29. ábrán. A pontos értékeket a 2. táblázatban foglaltam össze.

N (db)	K (db)	Átlagolt nézőpont koordinátái (cm)	Átlagolt nézőpont szórása (cm)
200	34	(4.9608 4.4159 30.5957)	2.3728
150	46	(4.4709 3.9339 29.7343)	2.1260
100	69	(4.6143 4.0772 29.8777)	1.8091
80	86	(4.9839 4.4453 30.3208)	1.5996
60	115	(4.9009 4.3639 30.1643)	1.5813
40	173	(4.7472 4.2117 29.9375)	1.3028
20	347	(4.3102 3.7762 29.4279)	0.8019
10	694	(4.4902 3.39262 29.5779)	0.7700

2. táblázat. Adott csoportszámhoz tartozó átlagolt nézőpont szórása



29. ábra. Szórás-Csoport elemszám (K) függvény, $\mathrm{Szoras} = \frac{\mathrm{A}}{\sqrt{\mathrm{K}}} + \mathrm{B}$-függvény illesztéssel

A $\mathrm{Szoras} = \frac{\mathrm{A}}{\sqrt{\mathrm{K}}} + \mathrm{B}$-függvényt illesztve leolvasható, hogy az offset (B) értéke körülbelül 3 ± 1 mm. Eszerint ez a maximális pontosság, amivel a nézőpont meghatározható a rendelkezésünkre álló eszközök segítségével.

A szórás szórásának relatív értékét (VoV) a 7. összefüggés alapján határoztam meg a 3. képlethez hasonlóan:

$$VoV = \frac{\sum_i (\overline{np}_i - \overline{NP}_{minta})^4}{(\sum_i (\overline{np}_i - \overline{NP}_{minta})^2)^2} - \frac{1}{N} \tag{7}$$

6. Összefoglalás

A célunk az volt, hogy a lehető legpontosabban tudjuk a CT-készülék forrásának helyzetét meghatározni. Ehhez egy új, eltűnő pontokon alapuló eljárási módot [1] vizsgáltam a szakdolgozatom [2] keretein belül, melyhez fantomként egy kockát alkalmaztunk. Ennek segítségével kerestünk ideális kocka orientációt, illetve maximális nagyítást, mely esetben a legkisebb bizonytalansággal tudtuk a nézőpontot kiszámítani. Egy ilyen optimális beállítás esetén is a nézőpont szórása nem csökkent $2\ \mathrm{cm}$ alá.

A TDK dolgozatom során a továbblépés lehetőségeit kerestük, melyhez a kockát függőleges tengely körül forgatva, majd különböző elforgatási szögek mellett felvételeket készítve vizsgáltuk a nézőpont meghatározásának pontosságát. Ezt úgy valósítottuk meg, hogy az egyes projekciókból származó nézőpont becsléseket átlagoltuk, feltételezve, hogy a mintákból átlagolt nézőpont várható értéke a tényleges nézőpont érték. Itt azt tapasztaltuk, hogy a rotációs szám növekedésével a nézőpont bizonytalansága egyre csökkent, melynek alsó korlátját a leképezett kocka gyártási pontatlansága eredményezi.

Végül valós mérések esetén is vizsgáltuk a szórás csökkenés lehetőségét. Ehhez a készült CT felvételeken éldetektálási eljárást végeztem, ezáltal a kocka levetített éleit meghatároztam, melyek segítségével becslést adtam minden projekció esetén a nézőpontra. Azokon a projekciókon, ahol a nézőpontra becslés adható volt csoportokra bontással elemeztem a minta elemszámának hatását a nézőpont bizonytalanságra. Ezúttal is az elemszám növekedésével csökkenő szórást tapasztaltunk, melynek alsó korlátja $3 \pm 1\ \mathrm{mm}$ érték volt, így ez az érték tekinthető az eljárás nézőpontmeghatározási pontosságának.

A kapott pontosság már az ipari alkalmazhatóság szempontjából releváns értéket jelent. További kutatások során tesztelni érdemes nagyobb gyártási pontosságú kockával született eredményeket. A nézőpont meghatározásán túl szükség van még a forgástengely paramétereinek meghatározására is, melyekre a sikeres nézőpont meghatározását követően a kockák egyedi vetületeiből a kocka térbeli pozíciójának rekonstruáláshoz van szükség.

Hivatkozások

[1] Árvai Gábor:
Géldozimetriai optikai CT készülék számára kalibrációs fantom készítése, Szakdolgozat (2018)

[2] Posztós Nóra:
CT készülék geometriai kalibráció távlatpontok meghatározásával, Szakdolgozat (2021)

[3] Frédéric Noo, Rolf Clackdoyle , Catherine Mennessier, Timothy A White, Timothy J Roney:
Analytic method based on identication of ellipse parameters for scanner calibration in cone-beam tomography
Physics in Medicine and Biology, 45. évf. (2000) 11. sz., 3489. p.

[4] Bogner Péter:
Az orvosi képalkotás fizikája, Medicina Könyvkiadó Zrt., Budapest, 2014, ISBN: 978 963 226 450 9

[5] Hajós György:
Bevezetés a geometriába, Nemzeti Tankönyvkiadó, 2006, ISBN: 9789631901160

[6] George B. Thomas, Maurice D. Weir, Joel Hass, Frank R. Giordano:
Thomas-féle kalkulus, III. kötet, Typotex Elektronikus Kiadó Kft., 2012, ISBN: 9789632794389

[7] https://nabinsharma.wordpress.com/2012/12/26/linear-hough-transform-using-python/
2021.10.19. 11:08

[8] Csetverikov Dmitrij:
Digitális képelemzés alapvető algoritmusai
Eötvös Loránd Tudomány Egyetem, Informatikai Kar, egyetemi jegyzet

[9] Kató Zoltán:
Éldetektálás
SZTE, Képfeldolgozás és Számítógépes Grafika Tanszék, egyetemi jegyzet

[10] https://www.researchgate.net/figure/Sobel-convolution-kernels5x5_fig1_49619233
2021.10.24. 8:51

[11] Szemenyei Márton:
Számítógépes Látórendszerek
Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem Villamosmérnöki és Informatikai Kar
Irányítástechnika és Informatika Tanszék, egyetemi jegyzet, 2019. március 09.

[12] Tölgyesi Botond:
Röntgen CT készülék építése, Diplomamunka, (2014)

[13] Murray R. Spiegel:
Statisztika, Panem-McGRraw-Hill, Budapest, 1995, ISBN: 963 545 029 X

[14] Briesmeister, J.F. et al.
MCNP-A general Monte Carlo N-particle transport code
2000. Version 4C, LA-13709-M. Los Alamos National Laboratory