

**Szegedi Tudományegyetem
Képfeldolgozás és Számítógépes Grafika Tanszék**

Pixel-alapú diszkrét tomográfiai rekonstrukciós technika és alkalmazásai

Doktori értekezés tézisei

Kiss Zoltán

Témavezető

Dr. Kuba Attila

**Szegedi Tudományegyetem
Informatika Doktori Iskola**

**Szeged
2011**

1. Bevezetés

Napjaink fizikájának és képfeldolgozásának egy érdekes közös területe, hogy nemroncsoló eszközökkel hogyan nyerhető információ az objektumok belső felépítéséről (nemroncsoló anyagvizsgálat, NDT). Erre a célra számos fizikai módszert fejlesztettek ki, például a gamma, neutron és röntgen képalkotást, amelyek közül az első kettőt fémből készült ipari objektumok, a röntgen sugárzást pedig leginkább fémet nem tartalmazó tárgyak vizsgálatára alkalmazzák. Azt az eljárást, amely objektumokat rekonstruál annak tetszőleges sugárzással készült vetületi képeiből, *tomográfiának* nevezzük.

Mindazonáltal az ilyen vetületi képek felvétele sokszor drága és időigényes eljárás, ezért az egyik legfőbb törekvés a rekonstrukcióhoz felhasznált vetületek számának minimalizálása. A probléma megoldásának egy lehetséges megközelítése lehet egy olyan módszer megalkotása, amely a tárgyak csak egy speciális osztályát rekonstruálja, és a projekciók kevés számából fakadó információ hiányt a priori információk felhasználásával kompenzálja.

A *diszkrét tomográfia* (DT) a tomográfia egy speciális területe, ahol a rekonstruálandó objektum kevés, homogén anyagfajtából áll, és ezek véges számú valamint ismert elnyelődési együtthatóval karakterizálhatók. Eszerint a DT technikák kimenete egy, az ismert elnyelődési együtthatókból származtatott intenzitás értékeket tartalmazó *diszkrét kép*. Ugyanakkor, sok esetben további, a rekonstruálandó objektummal kapcsolatos *a priori információk* is hozzáférhetők. Ilyen például ha az objektum felépítése hasonlít egy ismert sablonéhoz, vagy az objektumokat felépítő anyagok csak megközelítőleg tekinthetők homogén eloszlásúaknak. Mivel az ipari tárgyak általában kevés és homogén anyagfajtól állnak, a DT fontos szerepet tölt be az NDT módszerekkel történő anyagvizsgálati alkalmazások körében.

A DT okosan kihasználja, hogy a képet reprezentáló függvény értékkészlete egy ismert elemekből álló halmaz, ami egyúttal rámutat a DT és a klasszikus számítógépes tomográfia alapvető különbségére, ahol az utóbbiak esetén a képfüggvény tetszőleges nemnegatív intenzitás értékeket tartalmazhat. Azaz a diszkrét elnyelődési együtthatók ismerete lehetővé teszi, hogy DT módszerek segítségével kevés (például 4–10) vetületből jó minőségű rekonstrukciót állíthassunk elő.

Ebben az értekezésben a szerző egy új DT technikát ismertet, amely *párhuzamos* vetületekből rekonstruál objektumokat. A módszer a rekonstruálandó képet egy digitális képnek tekinti, a rekonstrukciós problémát pedig optimalizálási feladatként oldja meg.

2. A pixel-alapú rekonstrukciós módszer

Az új pixel-alapú módszer (melyet a szerző a [5, 9] közleményekben publikált) a rekonstrukciós problémát alapvetően optimalizációs feladatként tekinti, amely a

$$\Phi(f) = \sum_{\vartheta} \|\mathcal{R}f(\vartheta) - P_{\vartheta}\|^2 + \gamma \phi(f) \quad (1)$$

célfüggvényt minimalizálja, és ahol P_{ϑ} a ϑ -szögű input vetületet, f a megoldást közelítő kétdimenziós képfüggvényt, $\mathcal{R}f(\vartheta)$ az f kép ϑ -szögű projekcióját, $\|\cdot\|$ az euklideszi normát jelöli, míg $\phi(f)$ az ún. *regularizációs (vagy büntető) tag*, $\gamma \geq 0$ pedig a regularizációs együttható.

Megvizsgálva az 1. egyenletet látható, hogy az első tag egy funkcionál, amely az f számított vetületei és a P_{ϑ} vetületi vektorok távolságát adja. Ez a tag azt számszerűsíti, hogy az f kép vetületei mennyire közelítik jól a bemenő projekciós adatokat. Fentebb említésre került, hogy minél kevesebb vetületet használ egy rekonstrukció, annál több *a priori információt* kell

felhasználni az elvárt eredmény eléréséhez. A regularizációs tag pontosan az ilyen információk célfüggvényben való formularizálására szolgál, és segít kiválasztani a számos lehetséges megoldás közül az előzetes információknak legmegfelelőbbet.

A módszer szempontjából sarkalatos, hogy milyen optimalizációs technikát alkalmazunk az 1. egyenlet minimalizálására. Mivel általában nincs információnk a célfüggvény alakjáról, továbbá általában egy a globális minimumhoz közeli jó kezdőérték sem határozható meg, az módszert a globális diszkrét optimalizátorok közül kellett választani. A szerző választása a szimulált hűtésre (SA) esett.

2.1. A rekonstrukciós stratégia

A kidolgozott SA-alapú rekonstrukciós módszer a [16] cikkben alapszik és az alábbi módon működik.

2.1.1. Az iteratív mag

A módszer a rekonstrukció eredményét képfüggvények egy $f^{(0)}, f^{(1)}, \dots$ sorozatával közelíti úgy, hogy $|\Phi(f^{(i)}) - \Phi(f^*)| \rightarrow 0$, miközben $i \rightarrow \infty$, ahol $f^{(i)}$ az i -edik iteráció képfüggvénye, $i \in \mathbb{Z}^{0,+}$, f^* pedig Φ globális minimumát jelöli. Az $(i + 1)$ -edik képfüggvény minden iterációs lépésben az i -edik kép előre definiált *módosítási szabály* szerinti megváltoztatásával áll elő.

2.1.2. $f^{(i)}$ módosítása

A legegyszerűbb módosítási szabály, ha az $f^{(i)}$ függvény értékkészlete csak két értéket tartalmaz, például 0-t és 1-et. Az ilyen bináris képek módosítási szabálya nagyon egyszerű. Véletlenszerűen válasszuk ki $f^{(i)}$ egy pixelét és az ott talált 0 vagy 1 értéket cseréljük a másik intenzitásra. Így egy f' képet kapunk, ami csupán egyetlen pixelében különbözik $f^{(i)}$ -től.



1. ábra. Egy háromértékű diszkrét kép.

Amennyiben $f^{(i)}$ kettőnél több értéket tartalmaz, $f^{(i)}$ -t ún. *többértékű képfüggvénynek* hívjuk (ld. 1. ábra). A többértékű képek pixeljei egy $D = \{k_1, k_2, \dots, k_n\}$ diszkrét halmazból veszik intenzitásértékeiket, ahol $n (\geq 3)$ egy egész szám, nevezetesen az $f^{(i)}$ függvény értékkészletének elemszáma. Ennélfogva a többértékű képek módosítási szabálya is különbözik a bináris képektől. Ha $f^{(i)}$ egy véletlenül választott pixelének k_j ($1 \leq j \leq n$) az intenzitása,

akkor legyen annak az f' -beli új értéke k_l , ahol l egy random elem a $\{1, \dots, n\}$ halmazból. Egy alternatív módosítási módszer lehet az is, amikor k_l -t a következőképpen választjuk meg:

$$k_l = \begin{cases} k_{j-1}, & \text{if } 2 \leq j \leq n-1 \text{ and } \xi < 0.5 \\ k_{j+1}, & \text{if } 2 \leq j \leq n-1 \text{ and } \xi \geq 0.5 \\ k_{j-1}, & \text{if } j = n \\ k_{j+1}, & \text{if } j = 1 \end{cases}, \quad (2)$$

ahol ξ egy egyenletes eloszlású valószínűségi változó a $[0, 1)$ intervallumon.

2.1.3. Elfogadási feltétel

$f^{(i)}$ egy f' módosítása elfogadásra kerül, ha $\Phi(f') \leq \Phi(f^{(i)})$. Ekkor legyen $f^{(i+1)} = f'$, azaz az optimalizáció a következő iterációban az újonnan létrehozott f' függvényvel folytatódik. Máskülönben, ha $\Phi(f') > \Phi(f^{(i)})$, f' még bizonyos valószínűséggel elfogadható, ahol a valószínűség a $\Delta\Phi = \Phi(f') - \Phi(f^{(i)})$ különbségtől, az aktuális hőmérséklettől és egy $(0, 1)$ intervallumon egyenletes eloszlást követő valószínűségi változó értékétől függ. Ez a fajta konstrukció lehetővé teszi az optimalizáló számára, hogy kiszabaduljon a lokális minimumokból. A rossz konfigurációk elfogadási feltételét a

$$e^{-\Delta\Phi/\kappa T^{(i)}} > z \quad (3)$$

Metropolis kritérium adja meg, ahol κ a Boltzmann-állandó ($11.3805 \times 10^{-23} m^2 kg s^{-2} K^{-1}$), $T^{(i)}$ pedig a hőmérséklet az aktuális iterációban. Az exponens nevezőjében látható $\kappa T^{(i)}$ szorzat tényezőnkénti értékei irrelevánsak az algoritmus szempontjából, így $\kappa = 1$ rögzíthető az eredeti nagyon kicsi érték helyett. Ily módon elkerülhetők az extrém magas hőmérsékletek, hogy ésszerű $\kappa T^{(i)}$ szorzatokat kapjunk.

2.1.4. A hőmérséklet ütemezése

Bár $T^{(i)}$ az iterációk előrehaladtával egy meghatározott *ütemezés* szerint csökken, az értéke nem változik minden iterációs lépésben, csak ha az optimalizátor elér egy egyensúlyi állapotot. Az egyensúlyi állapot azt jelenti, hogy az optimalizáló egy adott $T^{(i)}$ hőmérsékleten már nem képes a célfüggvény értékének további csökkentésére a sok elfogadott rossz konfiguráció miatt. A szimulált hűtés ezen változatát *homogén szimulált hűtésnek* nevezik.

A technika szempontjából sarkalatos, hogy az egyensúlyi állapotot hogyan definiáljuk. Erre a célra egy gyorsan számítható indikátort, a legutolsó Φ -k varianciáját választottunk. Formálisan, tehát a módszer egyensúlyi állapotba ért, ha

$$\sigma_1^2 < \sigma_0^2, \quad (4)$$

ahol σ_i^2 a $\Phi_{i-tv}, \Phi_{i-tv-1}, \dots, \Phi_{i-(t+1)v+1}$ -ből számított variancia, $\Phi_i = \Phi(f^{(i)})$, v pedig a varianciaszámítás mintamérete.

Egy másik érdekes kérdés, hogy hogyan változzon a hőmérséklet egyensúlyi állapot esetén. Erre a

$$T^{(i+1)} = T^{(i)} \cdot h \quad (5)$$

egy általánosan használt csökkentési technika, ahol h -t *hűtési tényezőnek* nevezik, értéke pedig a $(0, 1)$ intervallumba esik. Más szóval valahányszor $T^{(i)}$ értéke változik, az minden esetben $(1 - h) \cdot 100\%$ -kal csökken.

2.1.5. Leállási feltétel

Mivel az optimalizáció végtelen ideig futna, egy megállási feltétel algoritmusba építésére is szükség van. A legkézenfekvőbb ilyen feltétel, ha az optimalizátor egy olyan f függvényt talál, amire $\Phi(f)$ nulla értéket vesz fel. Azonban zajos körülmények között, ahol a vetületek rendszerint ellentmondóak, feltételezhetően nem létezik olyan f , amely kielégítené ezt a feltételt. (Ilyen szituációk részletes tárgyalása olvasható [6]-ban.) Ennél jobb megoldás, ha egy *hatékonysági mutatót* vezetünk be, ami jelzi ha további kisebb célfüggvény értékeket már nem talált az optimalizátor az utolsó iterációkban. Ezt a

$$\frac{N_{rej}}{N_{att}} \quad (6)$$

hányadossal fejeztük ki, ahol N_{rej} a visszautasított konfigurációk számát jelöli az utolsó N_{att} iterációban.

3. Szimulációk

A pixel-alapú technika szoftveres fantomon való teszteléséhez egy szimulációs rendszer került megvalósításra, melynek feladatai tetszőleges szürkeárnyalatos kép párhuzamos vetületeinek generálása, a kapott vetületek additív normális eloszlású zajjal való terhelése és a rekonstrukciók jóságának mérése voltak.

A rekonstrukciós paraméterek vizsgálata elengedhetetlen abból a szempontból, hogy rossz eredmény esetén a módszer finomhangolásával jobb minőségű kimenet legyen elérhető. Mivel a pixel-alapú technika egy statisztikai módszer, a robusztussága és hatékonysága nem ítélné meg egyetlen rekonstrukciós eredményből. Eszerint, minden vizsgált paraméter beállítás 50-szer került lefuttatásra, így a szimulációs tapasztalatok átlagos eredményeken alapulnak, ami figyelemre méltó nagyságú statisztikai adathalmazhoz vezetett. Például csak a bináris képek esetén több mint 170 különböző paraméterezést vizsgált a szerző, ami 8500-at is meghaladó számú kétértékű rekonstrukciót jelent.

A szerző a vonatkozó eredményeit a [5, 9, 10] cikkekben publikálta.

3.1. A rekonstrukció minőségének mérése

A rekonstrukció jóságát az ún. RME mutató segítségével mérte a szerző. Jelöljön f^o és f^r két diszkrét függvényt egy $h \times h$ négyzetháló felett, feltételezve, hogy f^o -nek van legalább egy nem nulla eleme. Az RME mutató bináris képekre a

$$\text{RME}(f^o, f^r) = \frac{\sum_i |f_i^o - f_i^r|}{\sum_i f_i^o} \cdot 100\%, \quad (7)$$

képlettel, míg többértékűekre a

$$\text{RME}^m(f^o, f^r) = \frac{\sum_i |f_i^o - f_i^r|}{\sum_i \lceil f_i^o \rceil} \cdot 100\% \quad (8)$$

formulával definiálható, ahol $f_i^o, f_i^r \in \{k_1, k_2, \dots, k_n\}$ ($i = 1, \dots, h^2$) rendre az i pixel intenzitását jelöli az eredeti valamint a rekonstruált képekben, $\lceil \cdot \rceil$ pedig a felső egészrész függvény. Trivális, hogy $\text{RME} \geq 0$ minden esetben, és $\text{RME} = 0$ akkor és csak akkor áll fenn, ha $f_i^o = f_i^r$. Az is belátható, hogy a kisebb RME jobb rekonstrukciós kimenetet jelent, illetve az RME értéke meghaladhatja a 100%-ot is. Utóbbi közvetlenül adódik az RME definíciójából, ha f^r -ben több rosszul rekonstruált pixel van, mint az f^o -beli nem nulla intenzitású pixelek száma.

3.2. Bináris eredmények

A bináris tesztekhez a szerző a 2. ábrán látható szoftveres fantomokat konstruálta, ahol a körlapokat tartalmazó kép egyben megközelítőleg „worst-case” esetnek is tekinthető, hiszen a szimulációs kísérletek során nem sikerült ennél nehezebben rekonstruálható fantomot megalkotni. A szerző ezen a fantomon vizsgálta a kezdőhőmérséklet, a hűtési tényező, a leállási feltétel, a rekonstrukcióhoz felhasznált vetületek száma és a vetületekhez hozzáadott zaj paraméterek változtatásával a pixel-alapú technikára gyakorolt hatásokat. A szerző vizsgálta továbbá azt is, hogy a módszer mutat-e érzékenységet a fantom geometriai tulajdonságaira.



(a) Kör alakú objektumokat tartalmazó bináris fantom.



(b) Négyzet alakú objektumokat tartalmazó bináris fantom.

2. ábra. A szimulációs tesztek során használt bináris fantomok.

A szimulációs tesztek kimutatták, hogy a rekonstrukció jósága szempontjából a hűtési tényező a legkritikusabb paraméter. Ennek rossz megválasztása egyaránt vezethet az előállított képek rossz minőségéhez és gyakorlatilag végtelen ideig tartó rekonstrukcióhoz. Egy másik kísérletben a szerző azt is megmutatta, hogy ha a kezdőhőmérséklet túl magas, a módszer futásideje nem lesz számottevően nagyobb, mint egy körültekintőbben megválasztott alacsonyabb kezdőhőmérséklet esetén. Másrészt, amikor $T^{(0)}$ túl alacsony volt, az optimalizátor egy lokális minimumban megakadva általában rossz eredményt adott.

Látható volt a rekonstruálandó objektum geometriai tulajdonságai iránt tanúsított érzékenység is. Ez igazolta azt az előzetes sejtést, miszerint az objektumok, amelyeknek a vetítősugarakkal párhuzamos élei vannak (például a 2(b). ábrán látható kép természetes, azaz 0° és

90°-os vetületei), könnyebben (kevesebb vetületből) rekonstruálhatók. Másként fogalmazva, a sok viszonylag kis mélységű völgyet tartalmazó célfüggvény minimalizálása nehezebb feladat a módszer számára, mintha az kevesebb de nagyobb mélységű lokális minimumot tartalmazna.

Végül, mivel a pixel-alapú technika egy sztochasztikus módszer, fontos eredmény volt, hogy elegendő számú vetületi vektorból minden esetben tökéletes rekonstrukció volt kapható.

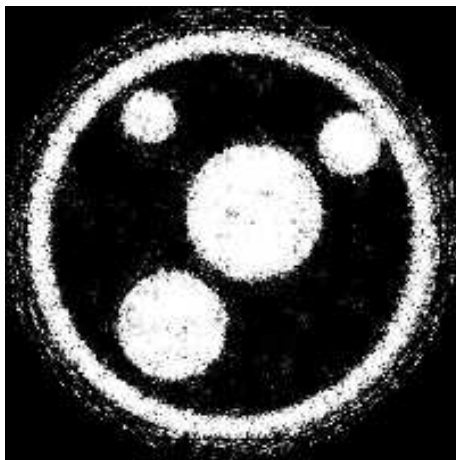
3.3. Zajcsökkentés

Különösképpen ipari objektumok esetén feltételezhető, hogy a rekonstruálandó keresztmetszetek azonos intenzitású folytonos régiókat tartalmaznak, így a simaság volt a legkézenfekvőbb kiaknázható a priori információ a zajos, ellentmondásos vetületek rekonstrukciójának regularizálására. A zajos vetületeket regularizáló büntetőtagot [9] a

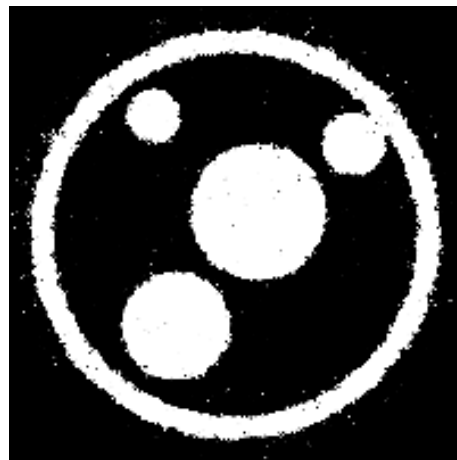
$$\phi(f) = \sum_{x,y} \sum_{u,v} (f(x,y) - f(x-u, y-v)) \cdot \exp \left[-\frac{(u - \mu_x)^2}{2\sigma_x^2} - \frac{(v - \mu_y)^2}{2\sigma_y^2} \right] \quad (9)$$

képlettel definiálta a szerző, amely a nagy egybefüggő régiókat tartalmazó eredményeket részesíti előnyben a zajos rekonstrukciókkal szemben. Azaz a 9. egyenlőség nagyobb ϕ -t ad a zajos/részletgazdag képi területekre és kisebbet a sima/homogén régiókra.

A 3. ábrán a regularizációs tag bekapcsolásával nyert eredmények láthatók. Látható, hogy a simasági tag alkalmazása jó reményekkel kecsegtetett a vélhetően ellentmondásos fizikai vetületekből való sikeres rekonstrukciók előállítására.



(a) $\gamma = 0$.



(b) $\gamma = 4.0$.

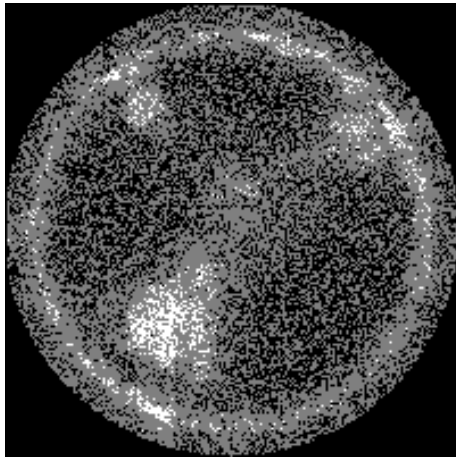
3. ábra. Regularizálatlan és regularizált átlagos rekonstrukciós eredmények 16 zajos ($\sigma = 10.0$) vetületi vektorból.

3.4. Többszintű képek rekonstrukciója

A háromértékű képek rekonstruálására alkalmazott többértékű kiterjesztésként a 2.1. fejezetben elsőként ismertetett stratégiát alkalmazta a szerző, mellyel továbbra is megőrizhető volt a rekonstrukciós technika teljes sztochasztikussága. A második stratégiával, vagyis a mindig

a szomszédos intenzitásszintet választó módosítási szabály alkalmazásával szerzett tapasztalatok azt mutatták, hogy az optimalizátor gyakrabban akad meg lokális minimumokban mint az előbb említett teljesen sztochasztikus változat esetén.

A 4(a). ábra jól mutatja, hogy a többértékű rekonstrukciók a zajos vetületekből végzett rekonstrukciókhoz hasonló eredményeket adtak, amely vélhetően a többértékű kiterjesztés következményeként megnövekedett számú kapcsoló komponenseknek [7] tulajdonítható. A kapott rossz eredmények viszont, mint azt a 4(b). ábra is sugallja, itt is könnyen feljavíthatók voltak a simasági regularizációs tag bekapcsolásával. Mellékhatásként azonban megfigyelhető volt, hogy a módszer a régiók határvonalait gyakran a szomszédos régiók köztes intenzitásával helyettesítette.



(a) $\gamma = 0$.



(b) $\gamma = 1$.

4. ábra. A háromértékű szoftveres fantom regularizálatlan és regularizált rekonstrukciója zajtalan vetületekből. (12 vetület, 400 érték/vetület.)

4. Előfeldolgozás

A fizikai vetületek, a felvételek készítése során őket ért torzító fizikai hatások és a becsapódó részecskeszám vonalintegrállá alakításához szükséges transzformáció miatt, általában nem alkalmasak az azonnali rekonstrukcióra. Mivel a torzítások súlyos minőségcsökkenést okozhatnak a rekonstrukciókban, amennyire lehet, ezek hatását csökkenteni kell. E célból előfeldolgozási lépések egy sorozata került kidolgozásra.

Az előfeldolgozási eredményeket a [1, 12] publikációkban tette közzé a szerző.

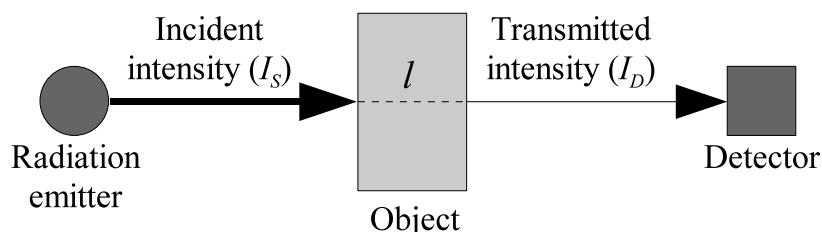
4.1. A leképezett vetület

Nemroncsoló anyagvizsgálatoknál az objektumokat külső forrásból származó sugarakkal képezik le vetületi képekké. A sugarak áthaladnak a tárgyon és eközben részlegesen elnyelődnek, míg az objektumon elnyelődés nélkül áthaladó részecskék a detektorba csapódnak. Az így detektált részecskék száma adja a projekciók intenzitásértékeit.

A tárgyba belépő I_S és a rajta áthaladó I_D sugárzás intenzitása közötti kapcsolat az objektumot alkotó anyag μ abszorpciós együtthatójának segítségével, a következő módon határozható meg.

$$I_D = I_D(s, \vartheta) = I_S \cdot e^{-\int_S^D \mu(u) du}, \quad (10)$$

ahol S a forrást, D pedig a detektort jelöli. A 10. egyenlőség a transzmissziós tomográfia alapegyenlete is egyben és Beer törvénye (lásd 5. ábra) néven is ismeretes.



5. ábra. A Beer törvénye. A sugárzások gyengítésének jelensége. I_S : a sugárforrás által kibocsátott sugárzás intenzitása. I_D : a detektor által mért sugárzás intenzitása. l : a homogén tárgy által a vetítősugárból kimetszett szakasz hossza.

A gyakorlatban általában a μ érték meghatározására van szükség, feltéve, hogy az I_S és I_D értékek mérhetők. μ értéke azonnal következik a 10. egyenlőség logaritmalásából, amely a

$$\int_S^D \mu(u) du = \ln(I_S/I_D) \quad (11)$$

összefüggést eredményezi. A kapott egyenlőségből számos következtetés vonható le. Az egyenlet bal oldala akkor és csak akkor veszi fel a nulla értéket, ha $I_S = I_D$, azaz ekkor a vetítősugár gyengítés nélkül halad át az objektumon. Ugyanakkor ha a detektált intenzitás nulla ($I_D = 0$), nem lehet a gyengítés mértékét meghatározni, mivel az egyenlet jobb oldalán lévő hányados nem értelmezhető. A legjobb, ami ilyen esetekben tehető, hogy végtelen nagy elnyelődést feltételezünk. A mért nulla értékek legtöbbször a túl rövid expozíciós időnek tulajdoníthatók, amely probléma viszont az expozíciós idő növelésével rendszerint orvosolható.

4.2. Előfeldolgozási lépések

Az előző fejezetben említett detektált értékeket egyszerre gyakran több fizikai hatás is torzítja. Ezek a hatások a képkalkotó rendszer fizikai tulajdonságaira vezethetők vissza és súlyos következményei vannak a rekonstrukció minőségére nézve, ezért korrekciójuk nélkülözhetetlen. A szerző a következő előfeldolgozási lépések sorozatát állította össze a megfigyelt problémák hatásainak csökkentésére.

1. *Vágás.* Az objektumok vetületei gyakran csak a projekciók kis részét fedik le, ezért a releváns részek kijelölése után ezek minden vetületből kivágásra kerülnek. Az eredetivel kisebb méretű, kivágott vetületi képeken végzett műveletek kevesebb memóriát és számítási időt igényelnek, valamint minél kisebb (valószínűleg ugyancsak torzításokkal terhelt) háttér kerül rekonstruálásra, annál jobb minőségű rekonstrukció remélhető.

2. *Elmozdulás korrekció.* A képképző rendszer helytelen beállítása azt eredményezheti, hogy a vetületi képek nem a megfelelő irányból kerülnek leképezésre a felvételek készítése folyamán. Következésképpen a projekciók a várt képek transzlált vagy elforgatott változatait tartalmazzák. A helyreállításhoz két előfeldolgozási lépés került kidolgozásra.

(a) Az első módszer akkor alkalmazható, amikor ellentétes irányú, szemközti vetületek is rendelkezésre állnak, és a pozicionálási hiba a tárgy forgatási tengelyének vízszintes irányban (például egy szinusz görbe mentén) történő elmozdulásaként jellemezhető. Ez esetben a korrekció paraméterei becsülhetők a vízszintes tengelyre tükrözött vetületek és szemközti párjaik felhasználásával [12].

(b) A második módszer azt feltételezi, hogy az objektum projekciókon megjelenő vetületei nagyon hasonlóak (például egy henger forgási tengelyére merőleges leképezései). A megfelelő rigid transzformáció alkalmazásával és egy megfelelő referencia vetület kiválasztásával elérhetők a helyes vetítési beállítások. A helyreállításhoz Tanács *merev-test* regisztrációs technikáját [17] alkalmazta a szerző.

3. *Homogenitás korrekció.* Előfordulhat, hogy a detektor lemez képképző felületének pontjai nem egyenletesen érzékenyek az őket ért sugárzásra. Ez a probléma mérsékelhető, ha elérhető egy homogén sugárnyaláb leképezésével elkészített üres vetületi kép. Amennyiben a detektor rendszer minden pontjában egyenletesen érzékeny, akkor az üres projekció egy konstans kép. Ellenkező esetben az üres vetületből a tárgy vetületi képeinek minden pixeléhez megállapíthatók a szükséges korrekciós szorzók. A korrekció matematikailag az alábbi módon írható le. Minden P_ϑ vetület minden egyes i pixelére

$$r_{\vartheta,i} = p_{\vartheta,i} \cdot \frac{1}{p_{empty,i}}, \quad (12)$$

ahol $p_{\vartheta,i}$, $p_{empty,i}$, és $r_{\vartheta,i}$ rendre az i -edik pixel intenzitását jelöli az eredeti ϑ -szögű felvételen (P_ϑ), az üres projekción (P_{empty}) és a korrigált ϑ -szögű vetületen (R_ϑ).

4. *Intenzitás korrekció.* Megtörténhet, hogy a vetületek teljes intenzitása (pixel intenzitások összege) jelentős eltéréseket mutat a vetületi sorozat képein. Ennek oka lehet például a neutron fluxus időbeli ingadozása, de a detektor lemez fizikai tulajdonságai is előidézhetik. A jelenség korrigálható, ha minden P_{ϑ_i} ($i = 1, \dots, m$) vetület minden j pixelének intenzitás értékét megszorozzuk egy alkalmasan választott C_i pozitív valós konstanssal úgy, hogy

$$C_i \sum_{j=1}^d p_{\vartheta_i,j} \approx K, \quad (13)$$

ahol d a vetületi képek pixelszáma, K pedig a kívánt fényességet jelölő pozitív valós szám. Máshogy fogalmazva a projekciók teljes intenzitása közel azonos lesz az összes vetületben a korrekciós lépés végrehajtása után. Például egy tetszőleges, rögzített $\tilde{i} \in \{1, \dots, m\}$ referencia vetület esetén K számítható a

$$K = \sum_{j=1}^d p_{\vartheta_{\tilde{i}},j} \quad (14)$$

képlet alapján, míg a C_i -k ekkor a

$$C_i = \frac{K}{\sum_{j=1}^d p_{\vartheta_i, j}} \quad (15)$$

értéket veszik fel minden $i = 1, \dots, m$ esetén. A szerző ezt a módszert alkalmazta munkája során.

E lépés végrehajtása után a vetületi sorozat videóként való lejátszása során látható villódzás mértéke jelentősen csökkenhet.

5. *Izolált foltok.* A tomográfiai vetületek gyakran tartalmaznak fehér, azaz a környezettől jelentősen eltérő intenzitású pixelcsoportokat, amelyek éles fehér vonal artifaktumokként jelennek meg a rekonstruált képen. Az ilyen jellegű problémák eltüntetésére a szerző küszöbölt medián szűrést alkalmazott a vetületekre. Azaz minden P_ϑ vetület minden i pixelére

$$r_{\vartheta, i} = \begin{cases} p_{\vartheta, i} & \text{if } |p_{\vartheta, i} - \text{med}(\text{NRH}(P_\vartheta, i, n))| \leq \text{thr}, \\ \text{med}(\text{NRH}(P_\vartheta, i, n)) & \text{otherwise,} \end{cases}$$

ahol $r_{\vartheta, i}$ az i pixel intenzitása a korrigált R_ϑ képen, $\text{med}(\cdot)$ a medián operátor, thr egy megfelelően választott konstans küszöbérték, $\text{NRH}(P_\vartheta, i, n)$ pedig a P_ϑ kép i pixelének n -szomszédságába eső intenzitás értékek halmaza.

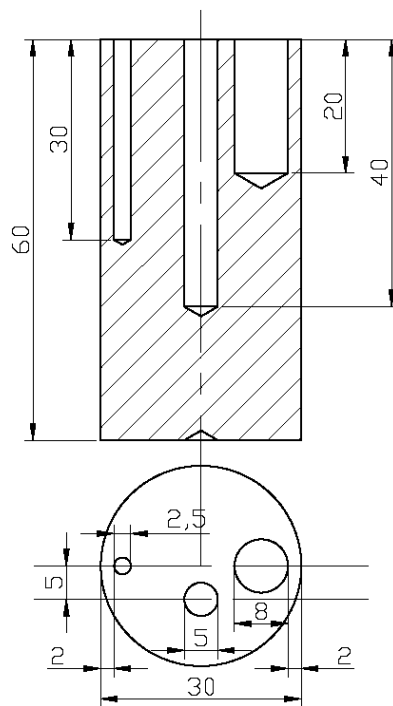
6. *Logaritmus transzformáció.* Végül ahhoz, hogy a detektor lemezbe becsapódó részecskék száma helyett vonalintegrálok közelítő értékeit kapjuk, a 11. egyenlőségnek megfelelően, logaritmus transzformációt kell alkalmazni a képkötő rendszer által mért értékekre. Ezt a transzformációt minden esetben végre kell hajtani a bemeneti adatokon, hogy a DT módszerek számára megfelelő összegképeket kapjunk.

5. Fizikai fantomok rekonstrukciója

A szerző rekonstrukciós kísérleteket végzett három fizikai fantom [10, 12] röntgen, neutron és gamma sugárzással készült vetületeiből. A tesztekben használt objektumok ún. *referencia hengerek* voltak, amelyek a képkötőhöz alkalmazott sugárzástól függő anyagokból épültek fel, és a 6. ábrán mutatott geometriával rendelkeztek. Minden henger három különböző mélységű és átmérőjű furatot tartalmazott aszimmetrikus elrendezésben, ahol a furatok eltérő anyagokkal voltak feltöltve. Azaz az alkalmazott sugárzások minden esetben legalább három anyagfajtán haladtak keresztül: levegő, a hengert alkotó és a furatokba töltött anyag.

5.1. Intenzitásszintek meghatározása

A szerző fizikai vetületekkel való munkája során egy további problémával találkozott, miszerint a rekonstrukció során alkalmazandó pontos intenzitás értékek ismeretlenek voltak. Ideális esetben (monokromatikus sugárzás esetén) az intenzitásszintek az irodalmi gyengítési együtthatókból számíthatók. A monokromatikus sugárzás előállításához azonban drága és bonyolult eszközök szükségesek, ezért általában nem alkalmazzák őket a felvételek készítésekor. Ennek



6. ábra. A kísérletekben használt fizikai fantom szerkezeti képe.

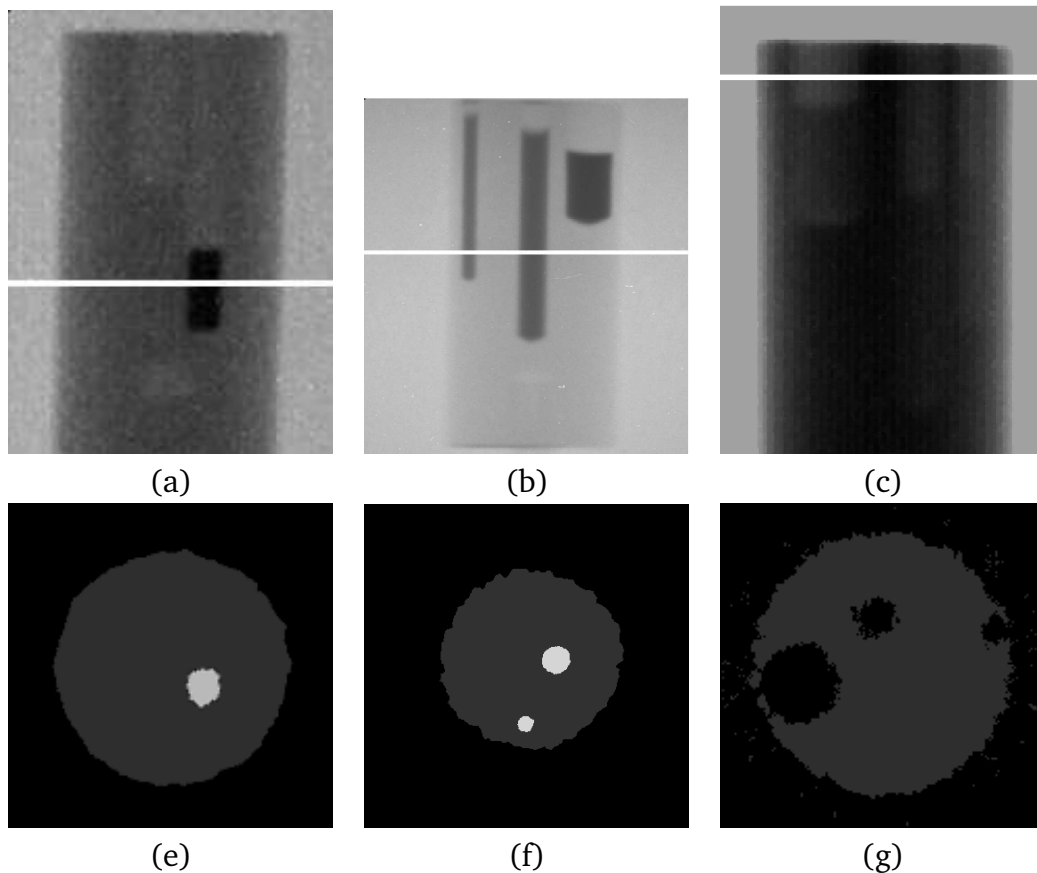
következménye, hogy egy bármilyen módon kalkulált elnyelődési együttható is csupán a tényleges érték közelítése lehet. Ez a tény megszegi a DT egyik alapfeltételét, nevezetesen azt, hogy a tárgyat alkotó néhány anyagfajta elnyelődési együtthatójának pontosan ismertnek kell lennie. Vagyis szükség volt egy intenzitásszintek becslésére szolgáló technika kidolgozására.

A szerző által javasolt technika alapötlete [5], hogy közelítsük az f képet (f a rekonstruálandó többértékű képet jelöli) egy másik, f -nél több intenzitásszintet tartalmazó \tilde{f} kép rekonstrukciójával a simasági regularizációs tag bekapcsolása mellett. Az így kapott eredmény hisztogramjában a lokális maximumokat beazonosítva a többértékű DT rekonstrukcióban alkalmazandó szűrkeségi értékek viszonylag jó közelítése kapható. Mivel feltételezhető, hogy a hisztogram által mutatott intenzitásszintek normális eloszlást követnek a keresett értékek körül, a becslés még pontosabb lehet, ha megfelelő számú Gauss függvény összegét illesztjük a hisztogramra. Az eredeti intenzitásszintek közelítéseit ebben az esetben az előállt Gauss függvények középértékei adják.

5.2. Referencia hengerek rekonstrukciója

A szükséges előfeldolgozási lépések végrehajtása és az intenzitásszintek meghatározása után a három hengert kis számú projekció felhasználásával a pixel-alapú DT (7. ábra), FBP és ART technikák segítségével rekonstruálta a szerző. A klasszikus módszerekkel előállított keresztmetszeti szeletekről általában elmondható volt, hogy a nem tökéletes rekonstrukciós feltételek sávok formájában megjelenő artifaktumokat hagytak maguk után az eredményül kapott képeken. Az is elmondható volt továbbá, hogy a DT technika konstrukciójánál fogva nem tudott rossz elnyelődési együtthatókat eredményezni, helyette inkább a nagyobb egybefüggő régiókat bontotta fel kisebbekre. Ez utóbbi némi inhomogenitásra is utalhat bizonyos esetekben. A szerző ugyanitt megfigyelte, hogy amikor elegendő számú projekcióval rendelkezünk, a pixel-alapú technika nem adott jobb eredményt a folytonos módszereknél. Kevés rendelkezésre álló

vetület esetén ellenben egyértelműen felülmúlta az FBP-t és ART-t.



7. ábra. (a) Egy plexi henger röntgen vetületi képe. (b) Egy alumínium henger neutron vetületi képe. (c) Egy vas henger gamma vetületi képe. (d) Az (a) ábrán jelölt keresztmetszeti szelet pixel-alapú DT rekonstrukciója 9 vetületből. (e) A (b) ábrán jelölt keresztmetszeti szelet pixel-alapú DT rekonstrukciója 10 vetületből. (f) A (c) ábrán jelölt keresztmetszeti szelet pixel-alapú DT rekonstrukciója 9 vetületből.

6. Valós objektumok rekonstrukciója

Érdekes probléma volt az olyan tárgyak rekonstrukciója, amelyek elnyelődési együtthatói nem voltak még becsülhetők sem. Ez történhet például olyankor, ha az objektumot alkotó anyagok nem tekinthetők teljesen homogén eloszlásúaknak. Ilyen esetekben a rekonstrukciót egy megnövelt elemszámú intenzitásszint halmazzal végezte el a szerző, ahol a halmaz a szűrkeségi szintek lehetséges tartományának ekvidisztáns felosztásával állt elő. Az ily módon előállított rekonstrukciós eredmények nem tekinthetők se diszkrét se folytonos képeknek, hanem a két kategória között helyezhetők el. Ezen technikával viszont a szerző jó eredménnyel rekonstruált egy pészmekei akkumulátort és egy moderátor rudat.

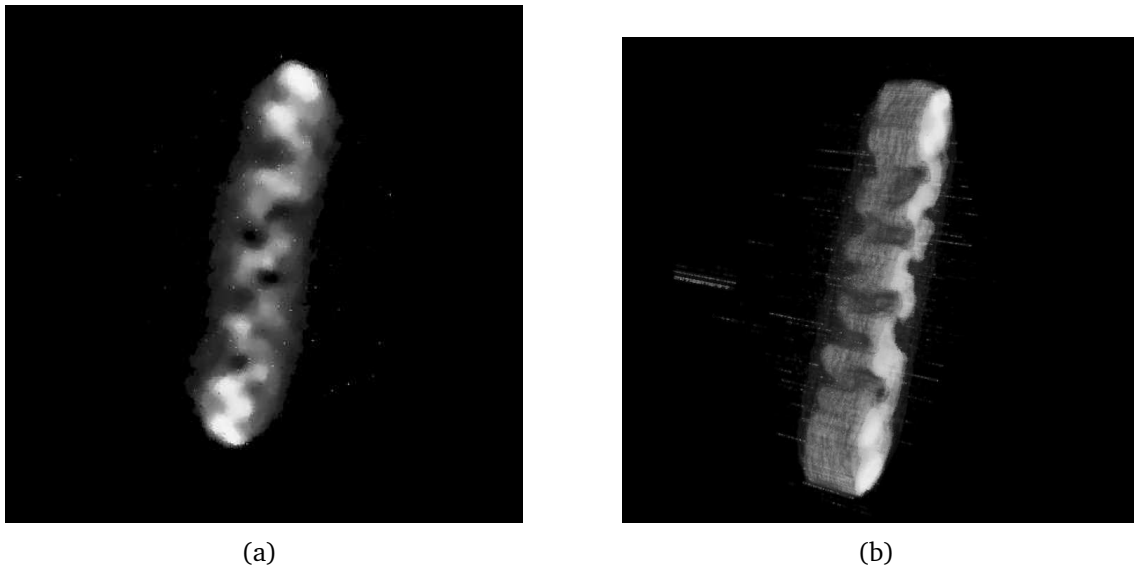
Kapcsolódó eredményeit a [3, 9] közleményekben publikálta a szerző.

6.1. Egy pészmeke akkumulátor rekonstrukciója

A szerző a Berlini Hahn-Meithner Intézettel közösen végzett kísérletben vizsgálta, hogy a DT módszer alkalmazható-e egy pészmeke akkumulátor kis számú projekciójából való rekonstrukciójára [9]. Az akkumulátort két fő komponens alkotta: az elektromos töltést hordozó belső rész és a burkolat. Mivel a töltéshordozó anyag burkolat alatti eloszlása és az akkumulátor élettartama között szoros kapcsolat van, az intézet fizikusai több keresztmetszeti szeletből felépített térbeli modellen akarták vizsgálni a töltéshordozó anyag eloszlását.

A vizsgálathoz 200 darab $0,9^\circ$ -onként készített neutron projekció¹ állt a szerző rendelkezésére, ahol a vetületi képek 447×512 méretűek voltak. Bár a vetületek száma nagy volt, a további pészmekek vizsgálata során a fizikusok ennek csökkentését tervezték.

Az 50 rekonstruált keresztmetszeti szeletből a szerző egy háromdimenziós modellt hozott létre. Az intenzitás szintek megnövekedett száma ellenére a 20 vetületből rekonstruált 8(a). ábrán látható pixel-alapú eredmény, illetve a 8(b). ábrán látható térfogat renderelt modell pedig még szembetűnőbben mutatja a töltéshordozó szabálytalan eloszlását. Míg ugyanilyen minőségű térbeli modell ugyanennyi vetületből a klasszikus módszerekkel nem volt készíthető.



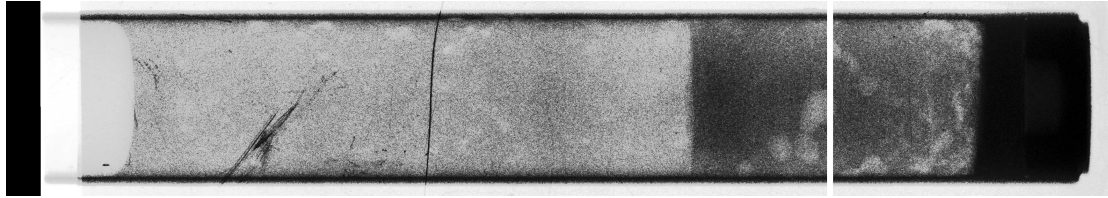
8. ábra. (a) Egy keresztmetszeti szelet pixel-alapú rekonstrukciója. (b) A pészmeke akkumulátor 50 szeletének térfogat renderelt ábrázolása. A rekonstrukciók 20 vetület felhasználásával készültek.

6.2. Egy moderátor rúd rekonstrukciója

A következő kísérlet tárgyát egy atomreaktorokban használt moderátor rúd képezte [3]. A magas neutron abszorpciós tulajdonságú anyaggal töltött moderátor rudak feladata a reaktor blokkok belső terében működés közben fellépő neutron sugárzás szabályozása. Mivel az abszorber anyag bármilyen elváltozása kedvezőtlenül hat a moderáció hatásfokára, a vizsgálat alapvető fontosságúnak mondható a nukleáris reaktorok biztonsága szempontjából.

¹A vetületeket Prof. Wolfgang Treimer (Hahn-Meitner Intézet, Berlin) bocsátotta a szerző rendelkezésére.

A rekonstrukcióhoz egy 1 mm falvastagságú és bór-karbid abszorbert tartalmazó rúdról készült 18 neutron vetületből álló sorozatot² bocsátottak a szerző rendelkezésére. A vizsgálat célja az abszorber anyag szabálytalan eloszlásának bizonyítása és vizualizációja volt, különös tekintettel a rúd aljára, ahol buborékszerű hélium felhalmozódások jelenléte is feltételezhető volt (9. ábra).



9. ábra. A moderátor rúd 70°-os (óra járásával ellentétes irányban 90°-kal elforgatott) vetületi képe fényesség, kontraszt és gamma beállítás után. Az sötétebb alsó, bór-karbid abszorbert tartalmazó szekció vélhetően hélium zárványokat tartalmaz.

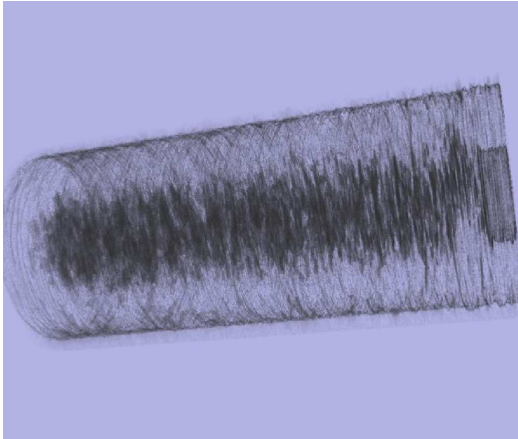
Bár gyanítható volt az abszorber anyag inhomogenitása, a moderátor rudat mindenekelőtt háromértékű rekonstrukciónak vetette a szerző alá. A pixel-alapú technika ilyen feltételek melletti alkalmazásakor az inhomogén abszorber anyagot tartalmazó szeletek rossz rekonstrukciója várható, ami a 10(a). ábrával megerősítést is nyert. Jól kivehető, hogy a kép jobb oldalára eső, abszorbert nem tartalmazó szekció sikeres rekonstrukciójával szemben a bór-karbidot is tartalmazó szeletek eredményei gyakorlatilag értékelhetetlenné váltak.

Mivel a cél egyúttal a hélium buborékok megjelenítése is volt, illetve az előbbinél jobb eredmény volt remélhető megnövelt számú intenzitásszint és bekapcsolt regularizációs tag rekonstrukciókori alkalmazása esetén, a szerző 100 szeletet rekonstruált 6 és 9 vetületből 256 szűrkeségi szint használatával. A hélium buborékok legmeggyőzőbb bizonyítékaként a szeletek 10(b). ábrán látható térbeli vizualizációja szolgált, amin egy – több szeleten keresztül is jól látható – nagy üreg jelent meg.

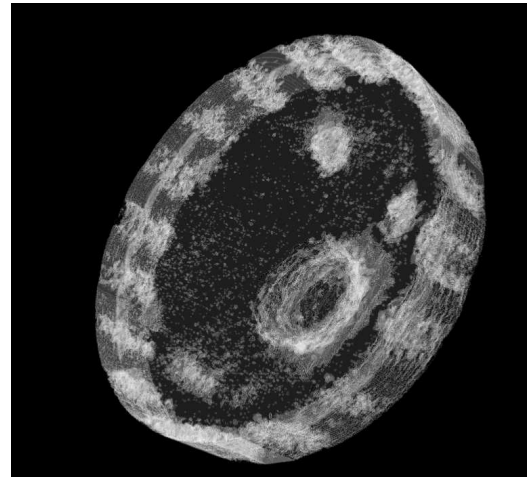
7. Konklúziók

A szerző munkája során elkészült egy új pixel-alapú DT rekonstrukciós technika, amely a néhány anyagfajtát tartalmazó tárgyak párhuzamos vetületeiből történő rekonstrukciójára alkalmas. A szerző vizsgálta a módszer működését szoftveres és fizikai fantomokon, valamint valós tomográfiai felvételeken. A módszer előnye, hogy elfogadható minőségű eredményeket produkál abban az esetben is, amikor a klasszikus technikák a kevés rendelkezésre álló projekció miatt már nem szolgáltatnak értékelhető kimenetet. Az FBP-vel és ART-vel összehasonlítva a DT technika ilyen körülmények között is pontosabban mutatja a valós elnyelődési együtthatókat, ugyanis konstrukciójánál fogva nem képes hamis intenzitásszintek rekonstruálására. Utóbbi lehetővé teszi a DT keresztmetszeti képek jó minőségű háromdimenziós ábrázolását, ami a klasszikus módszerek eredményeiből ugyanitt már nem lehetséges.

²A vetületeket Prof. Balaskó Márton (MTA KFKI-AEKI, Budapest) bocsátotta a szerző rendelkezésére.



(a)



(b)

10. ábra. (a) A moderátor rúd átlátszó fallal. Három becsült intezitásszint alkalmazásával készült szeletek térfogat renderelt ábrázolása. (b) 256 intenzitásszint alkalmazásával készült 100 keresztmetszeti szelet térfogat renderelt nézete. Mindkét modell keresztmetszeti szeletei a pixel-alapú technikával 9 vetületből kerültek rekonstruálásra.

A disszertáció eredményei

A rekonstrukciós módszer és szimulációk

Az eredmények a [9, 10] cikkekben és a [5] könyvfejezetben kerültek publikálásra.

- I/1. A szerző kidolgozott és megvalósított egy új pixel-alapú rekonstrukciós technikát, amely néhány intenzitásszintet tartalmazó diszkrét képek kevés vetületi képből való rekonstrukciójára alkalmas. Továbbá a rekonstrukciós technika szimulált adatokon történő tesztelése céljából a szerző kifejlesztett egy szürkeárnyalatos képek párhuzamos vetületeinek generálására felkészített tomográfiai vetítőszerrendszert. [5, 9] (2.3., 3.1. fejezetek)
- I/2. A szerző elemezte és analitikus úton meghatározta a rekonstrukciós technika paramétereinek egy lehetséges kezdeti értékét, amelyek a későbbi szimulációs kísérletek alapját is képezték. A szerző tanulmányozta, hogy az egyes rekonstrukciós paraméterek hangolása hogyan hat a rekonstrukciós technikára és hogyan befolyásolja a rekonstrukció minőségét. A vizsgálatok tárgyát a rekonstrukcióhoz felhasznált vetületek száma, a kezdőhőmérséklet, a hűtési tényező, a leállási feltétel és a vetületekhez hozzáadott zaj paraméterek képezték. A szerző ugyanitt vizsgálta a rekonstrukciós módszer rekonstruálandó objektum geometriai struktúrája iránt mutatott érzékenységét is. [5, 9] (3.2.3., 3.3. fejezetek)
- I/3. A valós felvételeken előforduló legnagyobb tortzítást okozó hatás szimulálására a szerző kidolgozott és megvalósított egy zajgenerátort, amely a pontos vetületi adatokat additív normális eloszlású zajjal terheli. Mivel a módszer érzékeny a statisztikai zajra, a szerző javasolta, megvalósította és szimulációs adatokon tesztelte a simaság a priori információként regularizációs tagba történő beépítését. [10] (3.4. fejezet)

I/4. A szerző megkonstruálta a pixel-alapú technika két lehetséges kiterjesztését azért, hogy az a több intenzitásszintet tartalmazó képek rekonstruálására is alkalmazható legyen. Továbbá ugyanitt rekonstrukciós tesztekét végzett háromértékű képeken zajtalan és zajos vetületekből egyaránt. [10] (3.5. fejezet)

Előfeldolgozás

Az eredmények a [1, 12] cikkekben kerültek publikálásra.

II/1. A valós tomográfiai vetületeket érő fizikai hatások torzításának csökkentésére a szerző kidolgozta az előfeldolgozási lépések egy lehetséges sorozatát, melyek közül az intenzitás és a mozgás korrekciót a szerző alkalmazta elsőként. [12] (4.5. fejezet)

II/2. A szerző az előfeldolgozási lépések rekonstrukcióra gyakorolt pozitív hatását egy VIDICON cső vetületein végzett klasszikus FBP rekonstrukciók kimenetein mutatta be. [1, 12] (4.6. fejezet)

Alkalmazások

Az eredmények a [3, 9, 10, 12, 13] cikkekben és a [5] könyvfejezetben kerültek publikálásra.

III/1. A szerző megalkotott és alkalmazott egy eljárást a valós alkalmazások esetében ismeretlen intenzitásszintek becslésére. [5] (5.1.2. fejezet)

III/2. A szerző a szükséges előfeldolgozási lépések elvégzése után azonos geometriájú plexi, vas és alumínium hengerek röntgen, neutron és gamma vetületein pixel-alapú DT rekonstrukciókat végzett. Emellett az összehasonlíthatóság érdekében elvégezte az FBP és ART rekonstrukciókat is a SNARK93 rekonstrukciós keretrendszer segítségével. [10, 12] (5. fejezet)

III/3. A Berliini Hahn-Meitner Intézettel közösen végzett kísérletben a szerző a pixel-alapú módszerrel kevés számú vetületből rekonstruált egy pacemaker akkumulátort, amely esetében a tárgyat alkotó anyagfajták homogenitása nem volt feltételezhető. A szerző a rekonstruált keresztmetszeti szeletekből egy háromdimenziós modellt állított elő, amely több keresztmetszeti szeleten keresztül mutatta a belső töltéshordozó anyag feltételezett irreguláris eloszlását. [9] (6.1. fejezet)

III/4. A szerző kevés számú vetületből rekonstruált egy atomreaktorokban használt bór-karbid moderátor rudat, mely projekciókat a Magyar Tudományos Akadémia KFKI Atomenergia Kutatóintézete bocsátott a rendelkezésünkre. A rekonstruált szeletekből a szerző előállított egy térbeli modellt, melyen keresztül kimutatható volt az abszorber anyag irreguláris eloszlása és a feltételezett hélium buborékok alsó szekciókban való fokozott jelenléte. [3] (6.2. fejezet)

III/5. A szerző részt vett a DIRECT rendszer kifejlesztésében, továbbá integrálta a pixel-alapú módszert a DIRECT rendszerbe és elérhetővé tette a DIRECT Web interfészén keresztül. [13] (7. fejezet)

Hivatkozások

- [1] M. Balaskó, A. Kuba, A. Nagy, Z. Kiss, L. Rodek, and L. Ruskó. Neutron-, gamma- and X-ray three-dimensional computed tomography at the Budapest research reactor site. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A*, 542:22–27, 2005.
- [2] M. Balaskó, A. Kuba, A. Tanács, Z. Kiss, A. Nagy, and B. Schillinger. Comparison Radiography and Tomography Possibilities of FRM-II (20 MW) and Budapest (10 MW) Research Reactor. In *Proceedings of the Eighth World Conference WCNR-8*, pages 18–27, 2008.
- [3] M. Balaskó, E. Sváb, Z. Kiss, A. Tanács, A. Nagy, and A. Kuba. Study of the inner structure of a damaged control rod by neutron and X-ray radiography and discrete tomography. In *Proceedings of the Eighth World Conference WCNR-8*, pages 294–303, 2008.
- [4] M. Balaskó, E. Sváb, A. Kuba, Z. Kiss, L. Rodek, and A. Nagy. Pipe corrosion and deposit study using neutron- and gamma- radiation sources. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A*, 542:302–308, 2005.
- [5] J. Baumann, Z. Kiss, S. Krimmel, A. Kuba, A. Nagy, L. Rodek, B. Schillinger, and S. Juergen. *Discrete tomography methods for non-destructive testing in [8]*, pages 303–332. Birkhäuser, Boston, 2007.
- [6] M. T. Chan, G. T. Herman, and E. Levitan. *Probabilistic Modeling of Discrete Images in [7]*, pages 213–235. Birkhäuser, Boston, 1999.
- [7] G. T. Herman and A. Kuba, editors. *Discrete Tomography. Foundations, Algorithms, and Applications*. Birkhäuser, Boston, 1999.
- [8] G. T. Herman and A. Kuba, editors. *Advances in discrete tomography and its applications*. Birkhäuser, Boston, 2007.
- [9] Z. Kiss, L. Rodek, and A. Kuba. Image reconstruction and correction methods in neutron and X-ray tomography. *Acta Cybernetica*, 17:557–587, 2006.
- [10] Z. Kiss, L. Rodek, A. Nagy, A. Kuba, and M. Balaskó. Reconstruction of pixel-based and geometric objects by discrete tomography. Simulation and physical experiments. *Electronic Notes in Discrete Mathematics*, 20:475–491, 2005.
- [11] S. Krimmel, J. Baumann, Z. Kiss, A. Kuba, A. Nagy, and J. Stephan. Discrete tomography for reconstruction from limited view angles in non-destructive testing. *Electronic Notes in Discrete Mathematics*, 20:455–474, 2005.
- [12] A. Kuba, L. Rodek, Z. Kiss, L. Ruskó, A. Nagy, and M. Balaskó. Discrete tomography in neutron radiography. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A*, 542:376–382, 2005.
- [13] A. Kuba, L. Ruskó, Z. Kiss, and A. Nagy. Discrete reconstruction techniques. *Electronic Notes in Discrete Mathematics*, 20:385–398, 2005.
- [14] A. Kuba, L. Ruskó, L. Rodek, and Z. Kiss. Application of Discrete Tomography in Neutron Imaging. In *Proceedings of the Seventh World Conference WCNR-7*, pages 361–371, 2002.

- [15] A. Kuba, L. Ruskó, L. Rodek, and Z. Kiss. Preliminary studies of discrete tomography in neutron imaging. *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, 52:380–385, 2005.
- [16] N. Robert, F. Peyrin, and M. J. Yaffe. Binary vascular reconstruction from a limited number of cone beam projections. *Medical Physics*, 21:1839–1851, 1994.
- [17] A. Tanács and A. Kuba. Evaluation of a fully automatic medical image registration algorithm based on mutual information. *Acta Cybernetica*, 16:327–336, 2003.

A szerző tézisről hivatkozott közleményei

Könyvfejezetek

J. Baumann, Z. Kiss, S. Krimmel, A. Kuba, A. Nagy, L. Rodek, B. Schillinger, and S. Juergen. *Discrete tomography methods for non-destructive testing in [8]*, pages 303–332. Birkhäuser, Boston, 2007.

Folyóiratcikkek

Z. Kiss, L. Rodek, and A. Kuba. Image reconstruction and correction methods in neutron and X-ray tomography. *Acta Cybernetica*, 17:557–587, 2006.

Z. Kiss, L. Rodek, A. Nagy, A. Kuba, and M. Balaskó. Reconstruction of pixel-based and geometric objects by discrete tomography. Simulation and physical experiments. *Electronic Notes in Discrete Mathematics*, 20:475–491, 2005.

A. Kuba, L. Ruskó, Z. Kiss, and A. Nagy. Discrete reconstruction techniques. *Electronic Notes in Discrete Mathematics*, 20:385–398, 2005.

Konferencia-kiadványokban megjelent közlemények

M. Balaskó, A. Kuba, A. Nagy, Z. Kiss, L. Rodek, and L. Ruskó. Neutron-, gamma- and X-ray three-dimensional computed tomography at the Budapest research reactor site. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A*, 542:22–27, 2005.

A. Kuba, L. Rodek, Z. Kiss, L. Ruskó, A. Nagy, and M. Balaskó. Discrete tomography in neutron radiography. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A*, 542:376–382, 2005.

M. Balaskó, E. Sváb, Z. Kiss, A. Tanács, A. Nagy, and A. Kuba. Study of the inner structure of a damaged control rod by neutron and X-ray radiography and discrete tomography. In *Proceedings of the Eighth World Conference WCNR-8*, pages 294–303, 2008.

Tézisből nem hivatkozott válogatott közlemények

S. Krimmel, J. Baumann, Z. Kiss, A. Kuba, A. Nagy, and J. Stephan. Discrete tomography for reconstruction from limited view angles in non-destructive testing. *Electronic Notes in Discrete Mathematics*, 20:455–474, 2005.

A. Kuba, L. Ruskó, L. Rodek, and Z. Kiss. Preliminary studies of discrete tomography in neutron imaging. *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, 52:380–385, 2005.

³M. Balaskó, E. Sváb, A. Kuba, Z. Kiss, L. Rodek, and A. Nagy. Pipe corrosion and deposit study using neutron- and gamma- radiation sources. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A*, 542:302–308, 2005.

³Science Citation Index, Impact factor: 1.166

A. Kuba, L. Ruskó, L. Rodek, and Z. Kiss. Application of Discrete Tomography in Neutron Imaging. In *Proceedings of the Seventh World Conference WCNR-7*, pages 361–371, 2002.

M. Balaskó, A. Kuba, A. Tanács, Z. Kiss, A. Nagy, and B. Schillinger. Comparison Radiography and Tomography Possibilities of FRM-II (20 MW) and Budapest (10 MW) Research Reactor. In *Proceedings of the Eighth World Conference WCNR-8*, pages 18–27, 2008.