

**Szegedi Tudományegyetem
Képfeldolgozás és Számítógépes Grafika Tanszék**

Diszkrét tomográfiai és PACS képfeldolgozó rendszerek

Doktori értekezés tézisei

Nagy Antal

Témavezető:

Dr. Kuba Attila

**Szeged
2006**

1. Bevezetés

A képfeldolgozás az informatika egyik legdinamikusabban fejlődő ága. A hardver fejlődésével újabb és újabb területen használnak digitális képeket, amelyeket bonyolult rendszerekben archiválnak, kódolnak, továbbítanak, dolgoznak fel és jelenítenek meg. A képfeldolgozó rendszerek egyre fontosabb szerepet játszanak az orvostudományban, az űrkutatásban, a meteorológiában, sőt azt lehet mondani, hogy szinte minden tudományterületen. Az általános célú képfeldolgozó rendszerek mellett kifejlődtek speciális, egy-egy adott feladat megoldására alkalmas rendszerek is. Ma már a fontosabb alkalmazásokban inkább ezek a képfeldolgozó rendszerek használatosak. Így van ez akkor is, amikor 3-dimenziós (3D) tárgyak keresztmetszeti képeit állítják elő azok vetületi képeiből vagy amikor orvosi vizsgálatok képeit gyűjtik be és továbbítják egy képarchiváló központba. Mindkét speciális rendszer az újabb fejlesztések közé tartozik, és a dolgozatnak is ezek a rendszerek a témái.

Ez a disszertáció a diszkrét tomográfiához, annak emissziós változatához és orvosi képek archiválásához és továbbításához kapcsolódó képfeldolgozó rendszerek tanulmányozásával foglalkozik.

2. Diszkrét tomográfiai rendszer

A *tomográfia* egy olyan képalkotó eljárás, ahol a leképezendő tárgy szerkezetét annak vetületeiből határozzuk meg. A vetületi képeket elő lehet állítani valamilyen sugarak segítségével, amelyek egy adott forrásból (pl. Röntgen-cső) lépnek ki, majd áthaladnak az adott tárgyon, amiben részlegesen elnyelődnek, végül az áthatolt sugarak pontról pontra történő detektálásával alakul ki a detektált kép. Röntgensugár esetén a kép pontjaiban a következő értékeket mérhetjük (Beer törvénye):

$$I = I_0 \cdot e^{-\int_0^d \mu(x) dx}, \quad (1)$$

ahol I_0 a forrásból kilépő röntgensugár intenzitása, I a detektált intenzitás, μ a tárgy anyagának elnyelődési együtthatója és d a forrás és az áthatolt sugár intenzitását érzékelő detektor távolsága. A detektált kép egy pontja annak a sugárnak az intenzitását adja meg, amely a forrást és az adott detektort összekötő egyenes mentén halad.

A *diszkrét tomográfia* (DT) egy speciális rekonstrukciós módszer, amit olyan egyszerű tárgyak rekonstrukciójára lehet használni, amelyek néhány homogén anyagú régióra bonthatók (pl. fém és fa). Azt az információt, hogy a tárgy néhány ismert abszorpciójú anyagból áll, bele lehet foglalni a rekonstrukciós eljárásba, ezáltal sokkal kevesebb vetületből rekonstruálhatunk, mint összetettebb tárgyak esetében. Így a diszkrét tomográfia fontos olyan alkalmazások esetében, ahol az adott tárgyak egyszerűek és nincs lehetőség a nagy számú vetületi kép előállítására vagy azok elkészítése túl drága, mint például a nemroncsoló anyagvizsgálat, elektron mikroszkópia vagy az orvosi diagnosztika bizonyos vizsgálóeljárásai [6].

Általában kétféle módon szokás begyűjteni a szükséges vetületi képeket. *Párhuzamos vetületek* esetében az egyes vetületi képek adott irányú, egymással párhuzamos sugarak segítségével állnak elő. *Legyező-nyaláb vetületek* esetében a sugarak egy pontszerű forrásból indulnak ki és legyezőszerűen terülnek szét a térben. Mindkét esetben a tárgy vagy pedig a forrás és detektorok együttes elforgatásával újabb vetület képezhető.

A dolgozat első részében egy speciális diszkrét tomográfiai problémát tárgyalunk, nevezetesen bináris mátrixok rekonstrukcióját legyező-nyaláb vetületekből. A rekonstrukció legyező-

nyaláb vetületekből is jól ismert probléma a klasszikus (nem diszkrét) tomográfiában [7], ugyanakkor csak nagyon kevés algoritmust lehet találni, amely legyező-nyaláb vetületekből végzi a rekonstrukciót diszkrét tomográfiai módszer segítségével. Habár bizonyos rekonstrukciós eljárások viszonylag könnyen átvihetők a párhuzamos vetületekről a legyező-nyaláb vetületekre, sok elméleti kérdés nyitott még az utóbbi esetben (pl. unicitás és egzisztencia problémák). Ugyanakkor számos diszkrét tomográfiai alkalmazásban legyező-nyaláb vetületeket használnak, mint például nemroncsoló anyagvizsgálatban röntgensugarak vagy neutron sugarak felhasználásakor.

A dolgozat első részében egy ilyen diszkrét tomográfiai rendszert mutatunk be, amely saját fejlesztésünk és amellyel szimulációs kísérleteket végeztünk. A diszkrét tomográfiai rendszer eredményei a [3, 9, 16] cikkekben jelentek meg. A [8] cikk könyv fejezetben fog megjelenni (publikálásra elfogadva).

2.1. Rekonstrukciós probléma legyező-nyaláb vetületekre

Legyen f egy integrálható valós függvény az \mathbb{R}^2 síkon. Legyen $S \in \mathbb{R}^2$ egy pont, melyet nevezünk *forrásnak*. Vegyük f integrálját az S -ből induló v_θ irányú félegyenes mentén

$$[\mathcal{R}f](S, \theta) = \int_0^\infty f(S + u \cdot v_\theta) du, \quad (2)$$

ahol θ szög értéke 0 és 2π között változik és v_θ egy θ -irányú egységvektor. A (2) egyenlet által definiált transzformációt, amely f függvény S pontból θ irányában képzett vetületi értékeit adja meg, az f -nek S pontból vett *legyező-nyaláb vetületének* hívjuk.

Adott forrásoknak egy halmaza, jelöljük ezt \mathcal{S} -sel. A *legyező-nyaláb vetületekből való rekonstrukciós probléma* a következőképpen adható meg:

FB(\mathcal{S}) REKONSTRUKCIÓS PROBLÉMA

Adott: egy g függvény: $\mathcal{S} \times [0, 2\pi) \rightarrow \mathbb{R}$.

Feladat: állítsunk elő egy f függvényt, amelyre teljesül, hogy

$$[\mathcal{R}f](S, \theta) = g(S, \theta)$$

minden $S \in \mathcal{S}$ és $\theta \in [0, 2\pi)$ -re.

Ennek a problémának az alkalmazásokban általában nincs pontos megoldása a kiindulási (mérési) adatok pontatlansága, ellentmondásossága miatt, ezért a probléma megoldásán általában közelítő megoldást értünk.

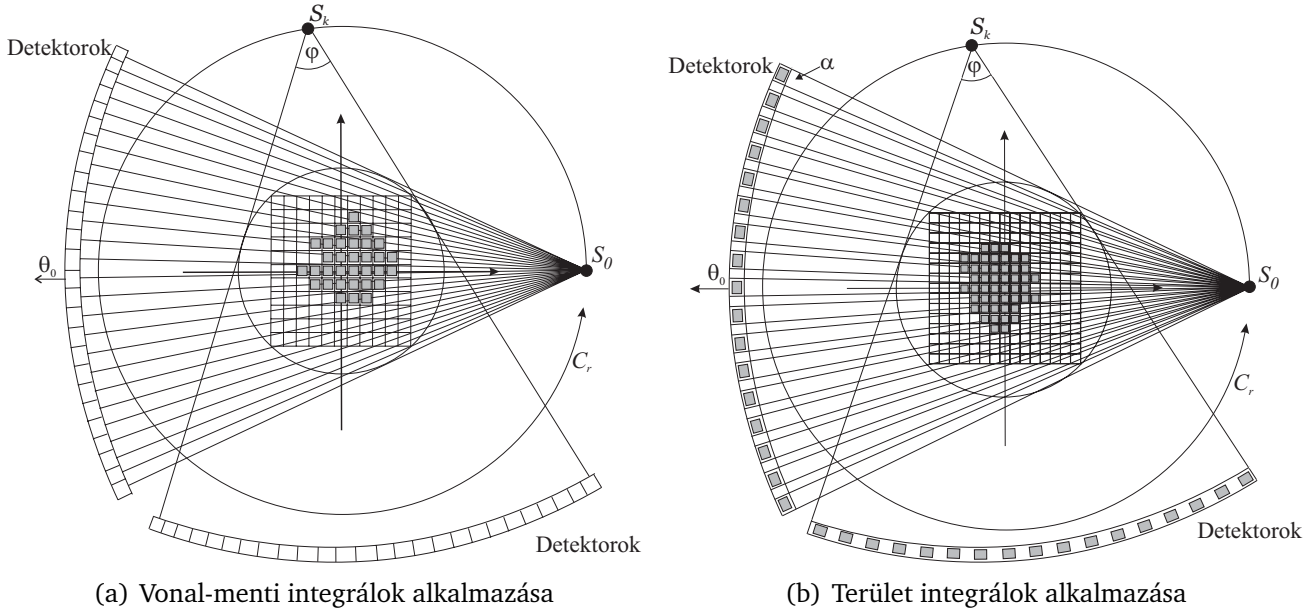
Először speciális függvények legyező-nyaláb vetületekből való rekonstruálását tárgyaljuk. Tegyük fel, hogy f értelmezési tartománya egy $n \times n$ -es, szabályos W ráccsal lefedhető, f mindegyik 1×1 -es rácsnégyzetben konstans, és a $D = \{0, 1\}$ értékek valamelyikét veszi fel. Ily módon, f megadható egy mátrixszal, másképpen, egy $\mathbf{x} \in \{0, 1\}^J$ vektorral, ahol x_j a mátrix j -edik elemét jelöli sorfolytonos bejárás esetén ($j = 1, \dots, J$ és $J = n^2$).

Az alkalmazásokban a vetületeket véges számú S_k ($k = 1, 2, \dots, K$) forrásból nyerik, véges számú (L) félegyenes mentén képezve azokat. Az S_k forrásból kiinduló v_ℓ irányú egyenes mentén számítható ki a b_i érték, ahol $i = (k - 1) \cdot K + \ell$ ($\ell = 1, 2, \dots, L$):

$$\sum_{j=0}^J a_{ij} x_j = b_i, \quad i = 1, 2, \dots, I, \quad (3)$$

ahol $I = K \cdot L$ és a_{ij} az i -edik vetületi értéket meghatározó félegyenesnek a W rács j -edik egységnégyzetén belüli szakaszának a hossza — más szóval a W rács j -edik egységnégyzetének a súlya. Az $\mathbf{A} = (a_{ij})_{I \times J}$ mátrix elemei meghatározhatóak a W -ben lévő négyzetek pozícióinak és a forrásból kiinduló félegyenesek ismeretében. A (3) speciális tulajdonsága az, hogy ebben az esetben az ismeretlen \mathbf{x} vektor bináris, azaz $x_j \in \{0, 1\}$ minden $j = 1, 2, \dots, J$ -re.

A detektor ív mindegyik detektora (1. ábra) egy b_i vetületi értéket detektál, ezért egy-egy pixel hatását vonalmenti és terület integrál segítségével is meghatározhatjuk.



1. ábra. A legyező-nyaláb modell geometriai paramétereit.

Attól függően, hogy vonalmenti vagy területi integrál segítségével határozzuk meg a vetületi értékeket, más és más módon kell kiszámítanunk az a_{ij} súlyokat a (3) egyenlet esetében:

- vonalmenti integrál esetén, a súlyokat a W rács, j -edik egységnégyzete és az i -edik vetületi értéket meghatározó félegyenes által kimetszett szakasz hossza adja meg (1(a). ábra),
- területi integrál esetén a detektorok közötti lehetséges hézagok miatt az i -edik vetületi értéket meghatározó $2i$ és $2i + 1$ félegyenesek által közbezárt területek és a W rács j -edik egységnégyzet közös részét értjük a_{ij} súlyon. A területhez tartozó félegyenesek által bezárt szöveget α -val jelöljük (1(b). ábra).

Ily módon, az r , L és (területi integrál esetén) α paraméterek egyértelműen jellemzik a legyező-nyalábot. Valódi mérés esetén a vetületeket általában csak bizonyos hibával (zaj) tudjuk megkapni. Ezért a zajos vetületek szimulálására Gauss eloszlású zajt adunk a pontos (analitikus úton kiszámított) vetületi értékekhez.

2.2. A rekonstrukció, mint optimalizálási feladat

Ahogy korábban láttuk, az $\text{FB}(S)$ rekonstrukciós probléma megoldása a legyező-nyaláb modell esetén ekvivalens a következő lineáris egyenletrendszer megoldásával:

$$\mathbf{Ax} = \mathbf{b}, \quad \text{ahol } \mathbf{x} \text{ egy } D\text{-beli vektor.} \quad (4)$$

A hagyományos rekonstrukciós módszerek, mint például az „Algebraic Reconstruction Techniques” (ART) [5] nem feltétlenül adnak D -beli \mathbf{x} vektort a (3) egyenletrendszer megoldásaként.

Mivel modellünkben a sugarak/sugárnyalábok a W rácson legfeljebb $\mathcal{O}(n)$ négyzetet metszenek, az $\mathbf{A} = (a_{ij})_{I \times J}$ mátrix ritka lesz (csak néhány nem nulla értéket fog tartalmazni). A diszkrét tomográfiai alkalmazásokban egy másik fontos tulajdonsága ennek a mátrix egyenletnek az, hogy az egyenletek száma (azaz a mérési (vetületi) adatok száma) jóval kisebb, mint az ismeretlenek száma, ennél fogva $I \ll J$. Ez azt jelenti, hogy ennek az egyenletrendszernek sok megoldása lehet, közöttük akár bináris-értékűek is.

A mérési hibák miatt az is lehetséges, hogy a (4) egyenletrendszernek nincs megoldása, ezért a (4) egyenletrendszer megoldása helyett megelégszünk egy közelítő eredmény megkeresésével úgy, hogy a problémát optimalizálási feladatként oldjuk meg. Formálisan, keressük meg a következő célfüggvénynek a minimumhelyét

$$C(\mathbf{x}) = \|\mathbf{A}\mathbf{x} - \mathbf{b}\| + \Psi(\mathbf{x}), \quad (5)$$

ahol \mathbf{x} egy D -beli vektor és $\Psi(\mathbf{x}) = \gamma \cdot \Phi(\mathbf{x})$ alakban írható fel. A fenti kifejezés első tagja azt biztosítja, hogy egy olyan \mathbf{x} vektort kapjunk, amely a (4) egyenletrendszert legalább megközelítőleg kielégíti. A célfüggvény második tagjának a segítségével további tulajdonságokat követelhetünk meg az \mathbf{x} vektortól. A második tag (5)-ben azt biztosítja, hogy az első tagra kis értéket adó \mathbf{x} -ek közül olyat kapjunk, amelyekre $\Psi(\mathbf{x})$ is kicsi lesz, azaz a kívánt tulajdonságot is teljesíti. A γ regularizációs együttható a $C(\mathbf{x})$ -ben lévő $\Phi(\mathbf{x})$ tag súlyozására szolgál.

A (5) kifejezés optimalizálása során D -beli megoldást keresünk, ezért a szokásos numerikus optimalizálási módszerek használata nem látszik alkalmasnak. A kombinatorikus optimalizálási módszerek sokkal ígéretesebbnek tűntek és hasznosabbaknak is bizonyultak. Ezek közül mi a *szimulált hűtés* (simulated annealing, SA) optimalizálási eljárást választottuk [15]. A kísérletekben egy speciális $\Psi(\mathbf{x})$ függvényt használtunk, nevezetesen

$$\Psi(\mathbf{x}) = \Psi_{\text{poz}}(\mathbf{x}) = \gamma_{\text{poz}} \cdot \Phi_{\text{poz}}(\mathbf{x}) = \gamma_{\text{poz}} \cdot \sum_{j=0}^{J-1} \text{poz}(f_j - f_j^{(\text{proto})}), \quad (6)$$

ahol poz a pozitív részét jelöli az y -nak. Formálisan:

$$\text{poz}(y) = \begin{cases} y, & \text{ha } y > 0, \\ 0, & \text{különben,} \end{cases} \quad (7)$$

és $f_j^{(\text{proto})}$ egy úgynevezett *prototípus függvény*. A célfüggvényt optimalizálva olyan eredményt fogunk kapni, ami az adott prototípus függvény alatt fog elhelyezkedni.

A $\Psi(\mathbf{x})$ regularizációs kifejezést további tagokkal egészíthetjük ki például a következőképpen:

$$\Psi(\mathbf{x}) = \Psi_{\text{mix}}(\mathbf{x}) = \Psi_{\text{poz}}(\mathbf{x}) + \Psi_{\text{sm}}(\mathbf{x}), \quad (8)$$

ahol

$$\Psi_{\text{sm}}(\mathbf{x}) = \gamma_{\text{sm}} \cdot \Phi_{\text{sm}}(\mathbf{x}), \quad (9)$$

és $\Phi_{\text{sm}}(\mathbf{x})$ -t következőképpen adjuk meg:

$$\Phi_{\text{sm}}(\mathbf{x}) = \sum_{j=0}^{J-1} \sum_{\ell \in Q_j^m} g_{\ell,j} \cdot |x_j - x_\ell|, \quad (10)$$

ahol Q_j^m a j -edik pixel $m \times m$ -es környezetében lévő pixelek indexeinek a halmaza, és $g_{\ell,j}$ a j -edik pixel köré rajzolt Gauss eloszlás (harang felület) ℓ -edik pixelben felvett értéke. A $g_{\ell,j}$ skalár az ℓ -edik és j -edik pixel távolságát súlyozza. A $\Psi_{\text{mix}}(\mathbf{x})$ regularizációs kifejezést használva az optimalizálási algoritmust arra kényszerítjük, hogy olyan bináris mátrixot kapjunk megoldásul, amely az adott prototípus függvény alatt, lehetőleg nagy összefüggő homogén (csak 0-kból vagy csak 1-esekből álló) területeket tartalmaz.

2.3. Szimulációs kísérletek

Munkánk során szimulációs kísérleteket végeztünk a legyező-nyaláb vetületek illetve a SA paramétereinek változtatásával abból a célból, hogy bemutassuk azoknak a hatását a rekonstrukció minőségére. Ezeknek a kísérleteknek az volt a célja, hogy előzetesen információkat adjunk egy diszkrét tomográfiai rendszer várható teljesítményéről a különféle paraméterek függvényében. A tapasztalatokat az alkalmazások és a leképezést megvalósító hardver kialakítása során fel is használtuk [3, 9].

A szimulációs kísérleteket 200×200 -as méretű fantom képeken hajtottuk végre. A fantom képek vetületeit a (3) egyenlet alapján számítottuk ki. A képeket ezekből a vetületekből rekonstruáltuk az inhomogén szimulált hűtést felhasználva. Ahhoz, hogy a rekonstrukció minőségét mérni tudjuk, az eredeti fantom képeket pixelenként hasonlítottuk össze a kapott eredmény képpel a relatív átlagos hiba definíciója szerint (11), azaz

$$M_e = \frac{\sum_{j=1}^J |x_j - \hat{x}_j|}{\sum_{j=1}^J \hat{x}_j}, \quad (11)$$

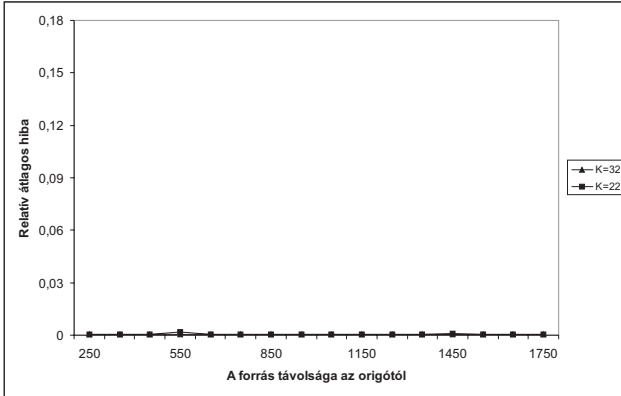
ahol az $\hat{\mathbf{x}} = \{\hat{x}_j\}_{j=1}^J$ jelöli az eredeti képet. Tehát $M_e \geq 0$ és az alacsonyabb érték a jobb eredményt jelzi. Továbbá, $M_e = 0$, akkor és csak akkor igaz, ha $\mathbf{x} = \hat{\mathbf{x}}$. A relatív átlagos hiba lényegében az eredmény és az eredeti képen lévő pixelek eltérésének és az eredeti képen lévő 1-esek aránya.

Mivel az optimalizálási feladatot egy véletlen-keresésen alapuló módszer segítségével oldottuk meg, ezért minden egyes paraméter-beállítás esetén 100-szor ismételtük meg a rekonstrukciós eljárást. A 100 darab M_e érték átlagát számítottuk ki és ábrázoltuk az adott paraméter-beállításra.

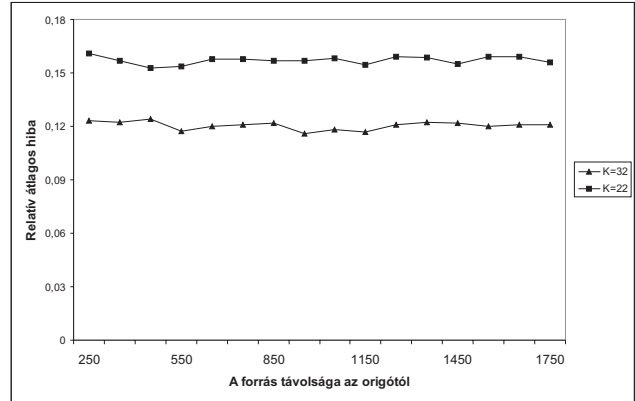
Több paraméter-beállítást is teszteltünk. Mindegyik kísérleti paraméterhez hozzárendeltünk egy intervallumot. Egy adott paraméter intervallum azon értékét választottuk *alap paraméter-beállításként*, amely az előzetes tapasztalatok alapján a legjobb eredményt adta. A kísérletek során az egyes paraméterek hatását úgy vizsgáltuk, hogy csak a megfelelő paraméteret változtattuk az intervallumon belül, a többi paraméter értékét az alap paraméter-beállításnak megfelelően állítottuk be.

A kísérletek során megmutattuk, hogy a megvalósított algoritmus és a legyező-nyaláb vetület geometriai paramétereinek a változtatása az adott DT rekonstrukciós módszerre milyen hatással van. Az elvégzett kísérletek alapján megállapítottuk azt is, hogy a legyező-nyaláb

és a párhuzamos vetületek között nincs érdemi különbség az adott DT rekonstrukciós módszer használatakor (2. és 3. ábrák). Fontos eredmény volt továbbá, hogy a Ψ_{poz} és Ψ_{sm} regularizációs kifejezések alkalmazásával további minőségi javulást lehet elérni az adott fantomok esetén. Kísérleteink alátámasztják, hogy a vonalmenti és területi integrálok alkalmazása között nincs lényegi eltérés.

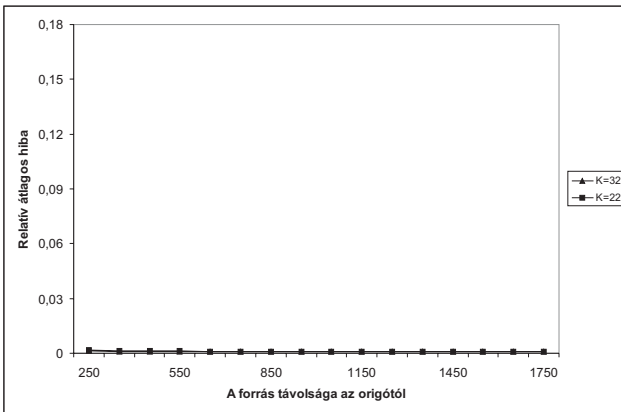


(a) Zajmentes

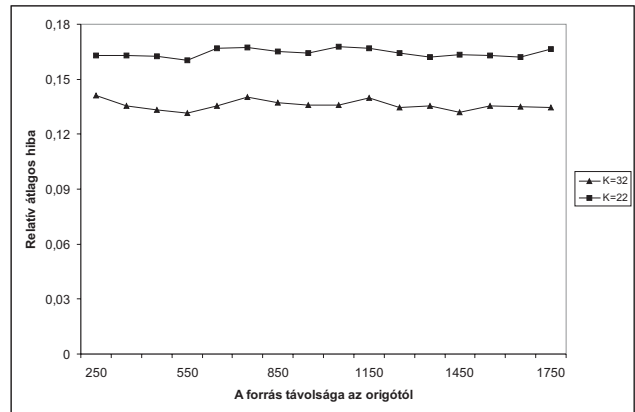


(b) 5% Gauss eloszlású zaj

2. ábra. A relatív átlagos hiba a forrás és az origó közötti távolság függvényében vonalmenti integrál esetén.



(a) Zajmentes



(b) 5%-os Gauss eloszlású zaj

3. ábra. A relatív átlagos hiba a forrás és az origó közötti távolság függvényében területi integrál esetén.

2.4. Alkalmazások

A dolgozat 2. fejezetében vizsgált diszkrét tomográfiai módszerre két lehetséges alkalmazást mutatunk be. Ezek az alkalmazások főleg a nemroncsoló anyagvizsgálat egy-egy speciális problémájára adnak megoldási javaslatot.

Mindkét bemutatott probléma során sikeresen alkalmaztuk az ismertetett diszkrét tomográfiai módszert. A módszer során használt regularizációs kifejezések nagyban befolyásolták a rekonstrukciók eredményének a minőségét. Megállapíthatjuk azt is, hogy több regularizációs kifejezés együttes használatával és kevés vetületi információ esetén is jó minőségű eredményt kaphatunk a DT módszert használva.

2.4.1. Nemroncsoló anyagvizsgálat röntgensugárzás esetén

Nagy abszorpciójú anyagokból (pl. fémekből) készült hosszúkás alakú tárgyak esetén bizonyos irányokból a mérési eredmények a zajszint alattiak lehetnek, az ilyen irányú vetületek használhatatlanok. Ilyen körülmények között a hagyományos rekonstrukciós módszerek (pl. filterezett visszavetítés) nem szolgáltatnak kellő pontosságú eredményt.

A valódi vetületi adatokból való rekonstrukció előtt szimulációs adatokkal vizsgáltuk és elemeztük a DT érzékenységét bizonyos torzításokkal szemben. Mindegyik kísérletben 2D-s rekonstrukciós módszert és speciális fantomot használtunk (4. ábra).



4. ábra. A kísérletek során felhasznált fantom fényképe.

A dolgozat 2.5. fejezetében, a használhatatlan vetületek miatt fellépő információ hiányt *a priori* információval pótolva alkalmazzuk a diszkét tomográfiát (5. ábra).



(a) $\Psi_{sm}(x)$ regularizációs kifejezés nélkül



(b) $\Psi_{sm}(x)$ regularizációs kifejezést használva

5. ábra. Csökkentett dinamikus tartományú vetületek eredményei zajmentes esetben.

A polikromatikus (több energiájú) röntgensugarak szisztematikus torzulást okoznak a vetületi adatban. Polikromatikus sugárnyaláb esetén Beer törvénye (1) csak közelítőleg írja le a jelenséget, mivel a (1) egyenletben az exponenciális függvényt még a sugár spektruma felett is integrálni kell. A jelenség korrekciójának az eredményét szintén felhasználtuk a rekonstrukciós rendszer teljesítményének a kiértékelésekor.

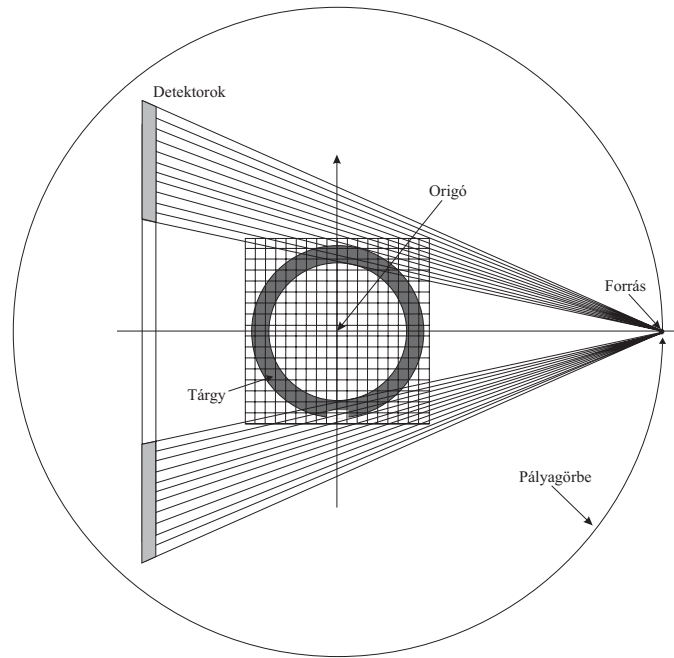
A szimulációkat és a kísérleti méréseket, valamint a sugárnyaláb keményedésének a korrekcióját a müncheni „Corporate Technology PS 9, Siemens AG”-nél hajtották végre. A diszkrét tomográfiai rekonstrukciókat az ott készült vetületek alapján mi végeztük Szegeden.

2.4.2. Csővezetékek vizsgálata neutron tomográfiai módszerrel

Egy újabb lehetséges alkalmazását mutatjuk be a diszkrét tomográfianak, amikor is különböző folyadékokat és gázokat továbbító csővezetékek nemroncsoló anyagvizsgálatához használjuk fel ezt a módszert. A csővezetékek biztonsága és megbízhatósága kulcsfontosságú a nukleáris és vegyi ipar számára. A csővezetékek legfontosabb paramétere a fal vastagsága (7 mm, 9 mm, 11 mm és 13 mm). A csővezetékek külső részén lévő szigetelő anyag költséges eltávolítása nélkül csak a radiográfiai módszer nyújt lehetőséget annak megvizsgálására. Ráadásul ezt a módszert magas hőmérséklet mellett is jól lehet alkalmazni.

Először szoftver fantomokat készítettünk a csővezetékek keresztmetszetének a szimulálására [3]. A gyűrű szoftver fantomokon szintén elhelyeztük a megfelelő korróziókat reprezentáló elváltozásokat (hiányokat).

A fantomok legyező-nyaláb vetületeit szoftveres úton számítottuk ki. A valósághoz hasonlóan feltettük, hogy a csővezeték belsejében lévő anyagnak (olaj) olyan magas az elnyelődési együtthatója, hogy a neutron sugarak teljesen elnyelődnek. Vagyis, a belső területen áthaladó sugarak mentén vett integrál 0. Ilyen módon csak a csővezeték falán áthaladó sugarak használhatók a rekonstrukció során (6. ábra). Ez azt jelenti, hogy nincs információnk a belső területről, így nem is kell azt rekonstruálnunk. A csővezeték borító szigetelő anyag elnyelődési együtthatója elhanyagolható a neutron tomográfia alkalmazása esetén.



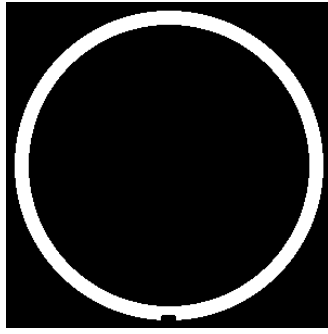
6. ábra. A kísérletben használt geometriai modell. Csak a szürkével jelölt detektorok mérési eredményeit használtuk a rekonstrukció során.

A kísérlet során csak a csővezeték falát, illetve az azon lévő korróziós hibát rekonstruáltuk diszkrét tomográfiai (DT) módszer segítségével (7. ábra).

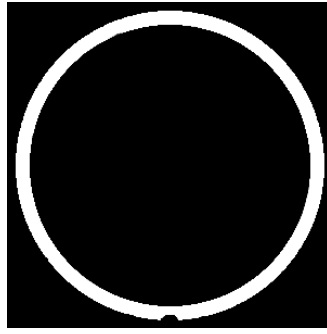
3. Emissziós diszkrét tomográfiai rendszer

Az utóbbi években egy újfajta diszkrét tomográfiai probléma kutatása kezdődött el [13], amit *emissziós diszkrét tomográfianak* röviden *EDT*-nek nevezünk. Ebben a modellben a teljes tér valamilyen homogén abszorbens anyaggal van kitöltve és a rekonstruálandó függvény egy tárgyat reprezentál, aminek a pontjai (radioaktív) sugárzást bocsátanak ki a környező térbe. A rekonstrukció kiindulására szolgáló vetületek tehát nem tisztán az emisszióra vonatkozó adatokat tartalmazzák, hanem az abszorpció hatását is.

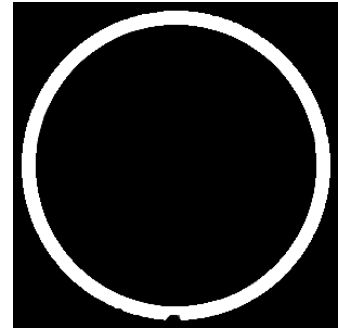
A 3. fejezet eredményei a [11, 12, 17] cikkekben jelentek meg, illetve a [4] cikk könyv fejezetként fog megjelenni (publikálásra elfogadva).



(a) 13 mm, zajmentes



(b) 13 mm, 5%-os Gauss zaj



(c) 13 mm, 10%-os Gauss zaj

7. ábra. A rekonstruált átlag képek 32 vetület esetén.

3.1. EDT speciális abszorpciós értékre

A bináris mátrixok rekonstrukciója sor- és oszlop-összegeikből alap probléma a diszkrét tomográfiában. A probléma megoldására számos algoritmust dolgoztak ki, ezeket kiterjedten alkalmazzák gyakorlati feladatok megoldására [6]. Ugyanezt a problémát EDT-ben vizsgáljuk.

Az EDT-ben úgynevezett abszorpciós vetületeket mérhetünk. A mért értékek nemcsak a sugárzó anyagtól, hanem a környező (homogén) anyag abszorpciójától is függenek. Egy I_0 intenzitással sugárzó pont hozzájárulása a ponttól x távolságra lévő detektor által mért értékhez:

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu x}, \quad (12)$$

ahol $\mu (\geq 0)$ a homogén anyag abszorpcióját jelöli.

Legyen $\beta = e^\mu$. Az EDT pontos megfogalmazásához tegyük fel, hogy az emittáló pontok egy egységnyi beosztású $m \times n$ -es négyzet rácspontjaiban helyezkednek el. Legyen $\mathbf{A} = (a_{ij})_{m \times n}$ az egyes pontok emisszióját leíró mátrix. $R_\beta(\mathbf{A}) = (r_1, \dots, r_m)$ és $S_\beta(\mathbf{A}) = (s_1, \dots, s_n)$, ahol

$$\begin{aligned} r_i &= \sum_{j=1}^n a_{ij} \beta^{-j}, & i &= 1, \dots, m, \\ s_j &= \sum_{i=1}^m a_{ij} \beta^{-i}, & j &= 1, \dots, n. \end{aligned} \quad (13)$$

$R_\beta(\mathbf{A})$ -t illetve $S_\beta(\mathbf{A})$ -t az \mathbf{A} mátrix abszorpciós sor- illetve oszlop-összegének nevezzük.

1. definíció. Egy bináris vektort *konvexnek* nevezünk, ha bármely két 1-es értékű komponense közötti összes komponense 1-es.

2. definíció. Egy bináris mátrixot *h -(v)-konvexnek* nevezünk, ha a mátrix sor(oszlop) vektorai konvexek.

3. definíció. Egy bináris mátrixot *hv -konvexnek* nevezünk, ha a mátrix sor és oszlop vektorai konvexek.

Ezek után tekintsük a rekonstrukciós problémát *hv -konvex* bináris mátrixok abszorpciós sor- és oszlop-összegeire.

hvMA REKONSTRUKCIÓS PROBLÉMA

Adott: $m, n \in \mathbb{N}$ és $R \in \mathbb{R}_0^m$, $S \in \mathbb{R}_0^n$ (\mathbb{R}_0 jelöli a nem-negatív valós számokat).

Feladat: Állítsunk elő egy \mathbf{A} hv-konvex bináris $m \times n$ -es mátrixot, amelyre teljesül

$$R_\beta(\mathbf{A}) = R \quad \text{és} \quad S_\beta(\mathbf{A}) = S .$$

Legyen R és S az $\mathbf{A} = (a_{ij})_{m \times n}$ bináris mátrixnak abszorpciós sor- és oszlop-összege. Ekkor a számrendszer jelölés szerint [14] a (13) egyenletek alapján a következőt mondhatjuk: az $a_{i1} \cdots a_{in}$ szó az r_i -nek β -alapú számrendszerben való reprezentációja, röviden r_i -nek β -reprezentációja. Hasonlóan, $a_{1j} \cdots a_{mj}$ egy β -alapú reprezentációja s_j -nek $j = 1, \dots, n$ esetén.

Legyen a továbbiakban

$$\beta = \frac{1 + \sqrt{5}}{2} ,$$

azaz az aranymetszés aránya. Könnyen igazolható, hogy

$$\beta^{-1} = \beta^{-2} + \beta^{-3} . \quad (14)$$

$1/\beta$ -nak két β -reprezentációja van:

$$100 = 011 , \quad (15)$$

mivel $1 \cdot \beta^{-1} + 0 \cdot \beta^{-2} + 0 \cdot \beta^{-3} = 0 \cdot \beta^{-1} + 1 \cdot \beta^{-2} + 1 \cdot \beta^{-3}$ a (14) egyenlet alapján.

A dolgozat 3.1. fejezetében megmutatjuk, hogy erre a β -ra a hv-konvex bináris mátrix abszorpciós sor és oszlop összegeiből való rekonstrukciója $m \times n$ -es mátrix esetén $\mathcal{O}(m \times n)$ időben megoldható és egy rekonstrukciós algoritmust is adunk ennek a problémának a megoldására.

3.2. EDT alkalmazás faktorstruktúrákra

Először tekintsük a következő problémát. Tegyük fel, hogy van egy 3D-s dinamikus tárgy, amelyet egy nemnegatív $f(r, t)$ függvénnyel ábrázolhatunk, ahol r és t jelöli rendre a térbeli pozíciót és az időt. Faktoranalízis segítségével tegyük fel, hogy f felírható függvények lineáris kombinációjaként a következőképpen

$$f(r, t) = c_1(t) \cdot f_1(r) + c_2(t) \cdot f_2(r) + \cdots + c_K(t) \cdot f_K(r) + \eta(r, t), \quad (16)$$

ahol $k = 1, 2, \dots, K$, ($K \geq 1$), $f_k(r)$ időben állandó 0, 1 értékű függvény, $c_k(t)$ a k -adik súly együttható, amely csak az időtől függ és $\eta(r, t)$ reprezentálja a zajt. Ismert, hogy f és η továbbá f_i és f_j minden $i \neq j$ -re korrelálatlanok.

Néhány alkalmazásban csak az f függvény vetületeit lehet mérni. Ez gyakran előfordul például a nukleáris medicinában, ahol a rekonstruálandó objektum a radioaktív eloszlás valamely szervben, a vetületek pedig gamma kamerás felvételek különböző irányokból. Ilyen esetben Single Photon Emission Computed Tomography (SPECT) képalkotó módszerrel gyűjtik be az adott objektum tomográfias szeleteinek a rekonstrukciójához szükséges adatokat.

Jelölje $f(r, t)$ a rekonstruálandó objektum radioaktivitásának intenzitás függvényét. Tegyük fel, hogy a térben az elnyelődés állandó és az elnyelődési együttható $\mu \geq 0$ konstans mindenhol. A térbeli félegyenesek felírhatók $\ell(S, v) = \{S + u \cdot v \mid u \geq 0\}$ alakban, ahol S

a félegyenes kezdő pontja, illetve v az iránya. Így f abszorpciós vetületét $\ell(S, v)$ mentén a t időpillanatban a következőképpen lehet meghatározni

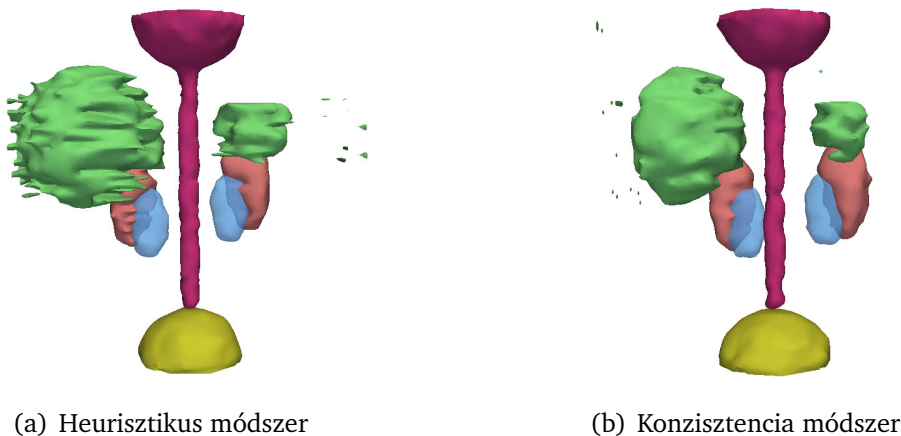
$$[\mathcal{P}^{(\mu)} f](S, v, t) = \int_0^{\infty} f(S + u \cdot v, t) \cdot e^{-\mu u} du. \quad (17)$$

Az abszorpciós vetületek értékeit párhuzamos félegyenesek mentén mérjük ugyanabban az időpillanatban (pl. vonal vagy sík detektorokat használva).

Az eljárást 3D fantom kísérlettel próbáltuk ki. A mi fantomunk — azaz az f függvény a (16) egyenletben — a vizelet kiválasztás egyszerűsített 3D-s matematikai modellje volt, amit Dr. Werner Backfrieder (AKH Vienna, Ausztria) biztosított számunkra. 3D-s objektum mindegyik szimulált faktorstruktúrájának speciális dinamikája van (a radioaktivitás az idővel változik) a (16) egyenletnek megfelelően. Így egyes struktúrák vetületei faktoranalízissel elkülöníthetők a többi struktúrától. A faktoranalízist a [21, 22] publikációk szerint hajtották végre (Dr. Martin Samal, Charles University Prague, Csehország) mindegyik projekció sorozaton.

A vetületi mátrixokat nem tekinthetjük a bináris struktúrák abszorpciós vetületeinek, mert semmi sem biztosítja, hogy a faktorstruktúrákhoz tartozó voxelek sugárzása egységnyi intenzitású. Ezért, mielőtt bármilyen rekonstrukciós módszert használnánk, meg kell határozunk a faktorstruktúrák valódi intenzitásait. Két módszert adtunk a faktorok intenzitásának meghatározására. Az első egy heurisztikus módszer a második pedig az abszorpciós vetületekre vonatkozó konzisztencia feltételén [24] alapuló módszer.

Az intenzitás érték meghatározása után a bináris mátrixokat sikeresen rekonstruáltuk (8. ábra) az abszorpciós vetületekből.



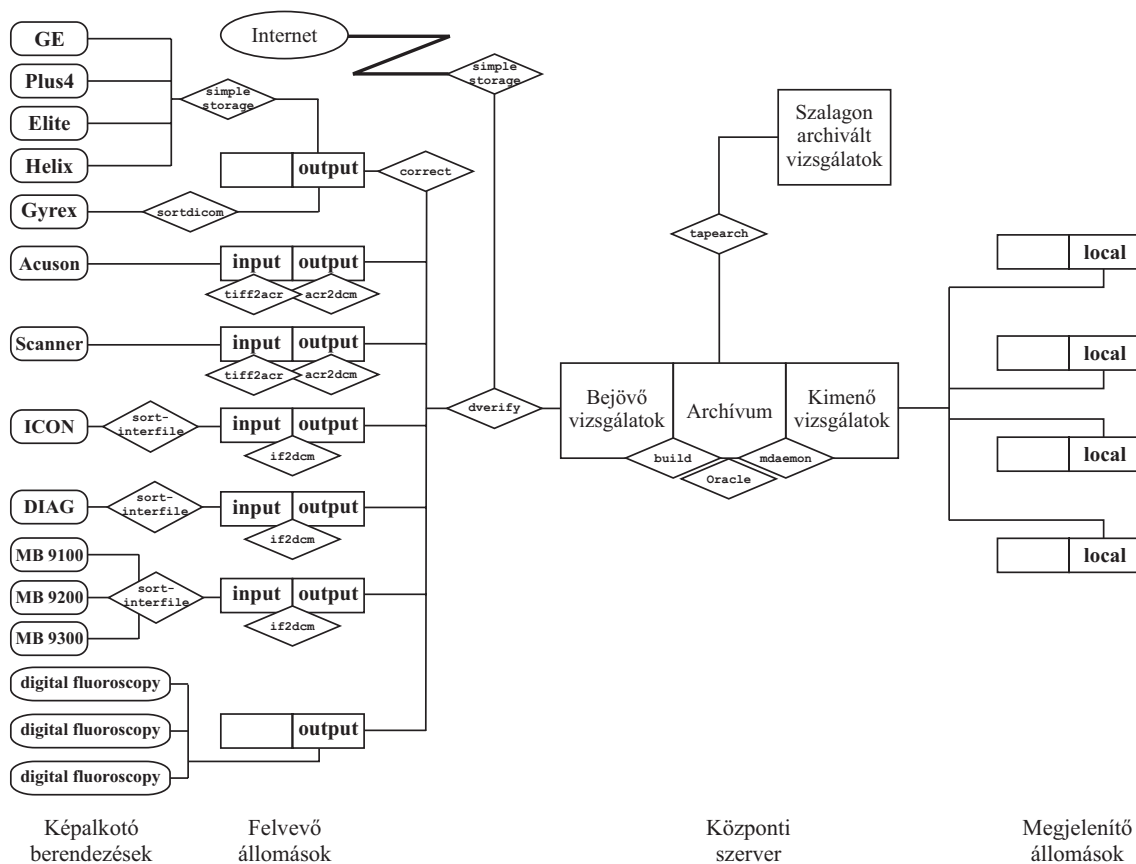
8. ábra. A rekonstruált 3D-s struktúrák megjelenítése előlnézetben a kétféle módszer alapján.

4. Képarchiváló- és továbbító rendszer

A SZOTE-PACS egy Szegedi Tudományegyetemen kifejlesztett DICOM [23] alapú képarchiváló- és továbbító rendszer (PACS). A SZOTE-PACS rendszer fejlesztése 1995-ben kezdődött az akkori Szent-Györgyi Albert Orvostudományi Egyetem (SZOTE) és József Attila Tudományegyetem (JATE) részvételével. A munkát Dr. Csernay László professzor irányította. A kutatást

és a fejlesztést a FEFA III. és FEFA IV. pályázatok anyagilag támogatták. Ennek eredményeként valósult meg az első magyar képarchiváló- és továbbító rendszer a Szegedi Orvostudományi Egyetemen.

A rendszer alkalmas különböző képalkotó berendezéseken végzett vizsgálatok begyűjtésére és DICOM formátumba konvertálására. A konverziót és a Radiológiai Információs Rendszer (RIS) adataival való módosítást a DICOM szabvány szerinti ellenőrzés követi, majd ezután lehet továbbítani a vizsgálatokat a központi archiváló szerverre. (A RIS olyan adatbázis, amely a beteg adatain kívül a radiológiai osztályok működtetéséhez szükséges szöveges adatokat is tartalmaz). Az archivált vizsgálatokat a megjelenítő állomásokon lehet bemutatni, illetve feldolgozni. Grafikus alkalmazás segítségével lehet keresni és különböző műveleteket végrehajtani az Oracle alapú központi képadatbázison. A SZOTE-PACS rendszer felépítése a 9. ábrán látható.



9. ábra. A SZOTE-PACS rendszer vázlatos felépítése. Téglalappal jelöltük a különböző munkaállomások tároló egységeit. Rombusz jelöli a fő folyamatokat.

Az orvosi képalkotó berendezések legtöbbször felvevő állomáson keresztül csatlakozik az egyetemi hálózatra. Ezeken az állomásokon történik meg a vizsgálatok DICOM formátumba való konvertálása, a hibás formátumú vizsgálatok javítása, valamint ezek az állomások küldik el a vizsgálatokat a központi szerver felé. A rendszer fő része a központi szerver, amely fogadja és archiválja a DICOM vizsgálatokat. A vizsgálatokat munkaállomásokon lehet bemutatni és feldolgozni. A munkaállomások Network File System (NFS), File Transfer Protocol (FTP) és természetesen DICOM protokoll használatával kapcsolódnak a rendszerhez.

A SZOTE-PACS eredményei a [1, 2, 10, 18–20] konferenciakiadványokban jelentek meg.

5. Pályázatok

A munkámat a következő pályázatok támogatták:

- Felzárkózás az Európai Felsőoktatáshoz Alap (FEFA) III,
- Felzárkózás az Európai Felsőoktatáshoz Alap (FEFA) IV,
- Felsőoktatási Kutatási és Fejlesztési Pályázatok (FKFP) 0908/1997,
- Országos Tudományos Kutatási Alapprogram (OTKA) T032241,
- Országos Tudományos Kutatási Alapprogram (OTKA) T048476,
- National Science Foundation (NSF) DMS 0306215.

6. A disszertáció tézisei

Az első téziscsoport eredményeit a disszertáció 2. fejezetében mutatjuk be. Ezek az eredmények a [3, 9, 16] folyóiratcikkekben jelentek meg. A [8] cikk könyv fejezetként fog megjelenni (publikálásra elfogadva).

- I/1. Kidolgoztunk és megvalósítottunk egy diszkrét tomográfiai keretrendszert. A rendszer alkalmas a legyező-nyaláb vetület képzés illetve az alkalmazott rekonstrukciós módszer paramétereinek változtatásakor fellépő hatások vizsgálatára zajos és zajmentes esetben.
- I/2. Szimulációs kísérleteket végeztünk a legyező-nyaláb geometriával készült vetületek paramétereinek változtatásának vizsgálatára a vetületek vonalmenti és területi integrálokkal való előállítására esetén. A kísérleti eredmények alapján megállapítottuk, hogy a legyező-nyaláb és párhuzamos vetületek között nincs érdemi különbség az adott DT rekonstrukciós módszer használatakor az általunk vizsgált fantomok esetében. Kísérleteink alátámasztják azt is, hogy a vonalmenti és területi integrálok alkalmazása között sincs lényegi eltérés ugyanezen fantomok esetén.

Megvizsgáltuk legyező-nyaláb vetületek esetén az alkalmazott rekonstrukciós algoritmus paramétereinek a hatását különböző regularizációs kifejezésekre. Fontos eredmény volt, hogy a célfüggvényben használt prototípus (Ψ_{poz}) és a nagy összefüggő területeket preferáló (Ψ_{sm}) regularizációs kifejezések alkalmazásával további minőségi javulást lehet elérni adott fantomok esetén abban az esetben, ha a vetületek zajosak.

- I/3. A müncheni „Corporate Technology PS 9, Siemens AG”-vel való együttműködés keretében tanulmányoztuk a megvalósított diszkrét tomográfiai rendszer viselkedését a területi adatok mérése közben fellépő fizikai torzításokkal szemben. Sikeresen alkalmaztuk a DT módszert szimulációval előállított és valós adatokon.

A legyező-nyaláb felvételi mód csővezetékek korróziójának vizsgálatára adtunk egy lehetséges diszkrét tomográfiai rekonstrukciós módszert (KFKI Atomenergia Kutatóintézetben folyó Nemzetközi Atomenergetikai Ügynökség (IAEA) HUN-12109 számú kutatás). Az adott szoftver fantomokat sikeresen rekonstruáltuk korlátozott mennyiségű információ (kis vetületszám és csökkentett számú mérési adatok) felhasználásával.

A második téziscsoport eredményeit a disszertáció 3. fejezetében ismertetjük és a [11, 12, 17] folyóiratcikkekben publikáltuk illetve [4] könyv fejezetként fog megjelenni (publikálásra elfogadva).

- II/1. Egy speciális bináris mátrix osztályra (hv -konvex, $m \times n$ -es méretű) mutattuk meg, hogy ha az abszorpciós együttható $\mu = \log((1 + \sqrt{5})/2)$, akkor az abszorpciós sor- és oszlopösszegeiből való rekonstrukciós probléma $\mathcal{O}(m \times n)$ idő alatt megoldható és erre algoritmust is adtunk.
- II/2. Kétértékű abszorpciós vetületekből való pixel intenzitás érték meghatározására adtunk két módszert. Ezeket a módszereket egy 3D-s matematikai modell (Dr. Werner Backfrieder, AKH Vienna, Ausztria) faktor analízissel előállított vetületeire alkalmaztuk (Dr. Martin Samal, Charles University Prague, Csehország).
- II/3. Faktor analízissel előállított, 4 abszorpciós vetületből a megfelelő korrekciók után sikeresen rekonstruáltuk a 3D-s struktúrákat emissziós diszkrét tomográfias módszer segítségével. A rekonstruált struktúrák térfogatai nem tértek el lényegesen az eredeti térfogatoktól a két különböző módon meghatározott faktor struktúrák intenzitás értékeivel végrehajtott korrekciók esetén.

A harmadik téziscsoport eredményeit a disszertáció 4. fejezetében mutatjuk meg. Eredményeink a [1, 2, 10, 18–20] konferenciakiadványokban jelentek meg.

III. Egy olyan képarchiváló- és továbbító rendszert (PACS) fejlesztettünk ki, amely alkalmas arra, hogy egy klinikai környezetben meglévő, különböző képalkotó berendezések által különböző formátumban előállított digitális orvosi képeket egységes DICOM formátumban egy központi adatbázisban tárolja. A létrejött adatbázisból a felhasználók a különböző szempontok alapján végrehajtott keresés eredményét letölthetik a saját munkáikra. A megvalósítás során a következő problémákat kellett megoldani:

- (a) különböző formátumú vizsgálatok közös formátumra (DICOM) való konvertálása,
- (b) meglévő radiológiai információs rendszerhez (RIS) való kapcsolódási lehetőség kialakítása,
- (c) a felhasználó munkájának ellenőrizhető, automatikus folyamatokkal való segítése,
- (d) a DICOM szabványtól eltérő vizsgálatok korrekciója,
- (e) hosszú távú tárolást biztosító szalagos mentés biztosítása.

Az így megvalósított rendszer volt Magyarországon az első, amelyet 10 éven keresztül sikeresen alkalmaztak klinikai környezetben.

Irodalomjegyzék

- [1] L. Almási, A. Nagy, Z. Alexin, L. Nyúl, A. Kuba, and L. Csernay. Digitális képtároló és képtovábbító rendszer (PACS) a Szegedi Tudományegyetemen. In A. Kuba, E. Máté, and K. Palágyi, editors, *Proceedings, KEPAF 2002, Domaszék, Hungary, 23-25 January, 2002*, pages 132–139, January 2002.

- [2] L. Almási, Zs. Sóti, A. Kuba, Z. Alexin, A. Nagy, L. Nyúl, and L. Csernay. Experience with the SZOTE-PACS starting operations. In *Proceedings, Euro-PACS '98, Barcelona*, pages 43–44, October 1998.
- [3] 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.
- [4] E. Barucci, A. Frosini, A. Kuba, A. Nagy, S. Rinaldi, M. Samal, and S. Zopf. *Emission discrete tomography*. Birkhäuser, Boston, 2006. publikálásra elfogadva.
- [5] G. T. Herman. *Image Reconstruction from Projections*. Academic Press, Boston, 1980.
- [6] G. T. Herman and A. Kuba, editors. *Discrete Tomography. Foundations, Algorithms, and Applications*. Birkhäuser, Boston, 1999.
- [7] A. C. Kak and M. Slaney. *Principles of Computerized Tomographic Imaging*. IEEE Press, Inc., New York, 1988.
- [8] Z. Kiss, S. Krimmel, A. Kuba, A. Nagy, L. Rodek, and B. Schillinger. *Discrete tomography methods and experiments for non-destructive testing*. Birkhäuser, Boston, 2006. publikálásra elfogadva.
- [9] 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.
- [10] A. Kuba, Z. Alexin, A. Nagy, L. Nyúl, K. Palágyi, M. Nagy, L. Almási, and L. Csernay. DICOM based PACS and its application in the education. In *Proceedings, EuroPACS '96*, pages 46–49, October 1996.
- [11] A. Kuba and A. Nagy. Reconstruction of hv-convex binary matrices from their absorbed projections. *Electronic Notes in Theoretical Computer Science*, 46:1–10, 2001.
- [12] A. Kuba, A. Nagy, and E. Balogh. Reconstructing hv-convex binary matrices from their absorbed projections. *Discrete Applied Mathematics (Special Issue)*, 139:137–148, 2004.
- [13] A. Kuba and M. Nivat. Reconstruction of discrete sets from absorbed projections. In G. Borgefors, I. Nyström, and G. Sanniti di Baja, editors, *Proceedings of the 9th International Conference, Discrete Geometry for Computer Imagery*, volume 1953 of *Lecture Notes in Computer Sciences*, pages 137–148, Berlin, 2000. Springer Verlag.
- [14] M. Lothaire. *Combinatorics on Words*. Cambridge University Press, Cambridge, 1997.
- [15] N. Metropolis, A. Rosenbluth, M. Rosenbluth, A. Teller, and E. Teller. Equation of state calculation by fast computing machines. *J. Chem. Phys.*, 21:1087–1092, 1953.
- [16] A. Nagy and A. Kuba. Reconstruction of binary matrices from fan-beam projections. *Acta Cybernetica*, 17(2):359–385, 2005.
- [17] A. Nagy, A. Kuba, and M. Samal. Reconstruction of factor structures using discrete tomography method. *Electronic Notes in Discrete Mathematics*, 20:519–534, 2005.

- [18] A. Nagy, L. Nyúl, Z. Alexin, and A. Kuba. The software system of the picture archiving and communication system in Szeged. In *Proceedings, 20th International Conference on Information Technology Interfaces, Pula*, pages 183–187, June 1998.
- [19] A. Nagy, L. Nyúl, A. Kuba, Z. Alexin, and L. Almási. Problems and solutions: One year experience with SZOTE-PACS. In *Proceedings, EuroPACS '97, Pisa*, pages 39–42, September 1997.
- [20] L. Nyúl and A. Nagy. A DICOM szabvány megvalósítása és alkalmazásai. In *Proceedings, XX. Neumann Kollokvium*, pages 177–180, November 1996.
- [21] M. Samal, M. Karny, H. Surova, E. Marikova, and Z. Dienstbier. Rotation to simple structure in factor analysis of dynamic radionuclide studies. *Phys. Med. Biol.*, 32:371–382, 1987.
- [22] M. Samal, C. C. Nimmon, K. E. Britton, and H. Bergmann. Relative renal uptake and transit time measurements using functional factor images and fuzzy regions of interest. *Eur. J. Nucl. Med.*, 25(1):48–54, 1998.
- [23] *Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM)*. National Electrical Manufacturers Association, Rosslyn, USA, 2004.
- [24] S. Zopf and A. Kuba. Reconstruction of measurable sets from two generalized projections. *Electronic Notes in Discrete Mathematics*, 20:47–66, 2005.

A szerzőnek a disszertáció témájában megjelent közleményei

Könyvfejezetek

Z. Kiss, S. Krimmel, A. Kuba, A. Nagy, L. Rodek, and B. Schillinger. *Discrete tomography methods and experiments for non-destructive testing*. Birkhäuser, Boston, 2006. publikálásra elfogadva.

E. Barucci, A. Frosini, A. Kuba, A. Nagy, S. Rinaldi, M. Samal, and S. Zopf. *Emission discrete tomography*. Birkhäuser, Boston, 2006. publikálásra elfogadva.

Folyóiratcikkek

A. Nagy and A. Kuba. Reconstruction of binary matrices from fan-beam projections. *Acta Cybernetica*, 17(2):359–385, 2005.

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.

¹M. 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.

A. Kuba and A. Nagy. Reconstruction of hv-convex binary matrices from their absorbed projections. *Electronic Notes in Theoretical Computer Science*, 46:1–10, 2001.

²A. Kuba, A. Nagy, and E. Balogh. Reconstructing hv-convex binary matrices from their absorbed projections. *Discrete Applied Mathematics (Special Issue)*, 139:137–148, 2004.

A. Nagy, A. Kuba, and M. Samal. Reconstruction of factor structures using discrete tomography method. *Electronic Notes in Discrete Mathematics*, 20:519–534, 2005.

Konferenciakiadványokban megjelent közlemények

A. Kuba, Z. Alexin, A. Nagy, L. Nyúl, K. Palágyi, M. Nagy, L. Almási, and L. Csernay. DICOM based PACS and its application in the education. In *Proceedings, EuroPACS '96*, pages 46–49, October 1996.

³L. Nyúl and A. Nagy. A DICOM szabvány megvalósítása és alkalmazásai. In *Proceedings, XX. Neumann Kollokvium*, pages 177–180, November 1996.

A. Nagy, L. Nyúl, A. Kuba, Z. Alexin, and L. Almási. Problems and solutions: One year experience with SZOTE-PACS. In *Proceedings, EuroPACS '97, Pisa*, pages 39–42, September 1997.

L. Almási, Zs. Sóti, A. Kuba, Z. Alexin, A. Nagy, L. Nyúl, and L. Csernay. Experience with the SZOTE-PACS starting operations. In *Proceedings, Euro-PACS '98, Barcelona*, pages 43–44, October 1998.

¹Science Citation Index, Impact factor: 1.166

²Science Citation Index, Impact factor: 0.503

³1996, XX. Neumann kollokvium, Fiala kutatók versenye, Veszprém (II. díj)

A. Nagy, L. Nyúl, Z. Alexin, and A. Kuba. The software system of the picture archiving and communication system in Szeged. In *Proceedings, 20th International Conference on Information Technology Interfaces, Pula*, pages 183–187, June 1998.

L. Almási, A. Nagy, Z. Alexin, L. Nyúl, A. Kuba, and L. Csernay. Digitális képtároló és képtovábbító rendszer (PACS) a Szegedi Tudományegyetemen. In A. Kuba, E. Máté, and K. Palágyi, editors, *Proceedings, KEPAF 2002, Domaszék, Hungary, 23-25 January, 2002*, pages 132–139, January 2002.