



M Ű E G Y E T E M 1 7 8 2

Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem
Villamosmérnöki és Informatikai Kar
Irányítástechnika és Informatika Tanszék

PET képkalkotás javítása irányított szűréssel

TDK dolgozat

Készítette:

Varnyú Dóra

Konzulens:

Dr. Szirmay-Kalos László

2019

Tartalomjegyzék

Kivonat	i
Abstract	iii
1. Bevezetés	1
1.1. A PET rekonstrukciós folyamat	1
1.2. Problémafelvetés	2
1.3. Megoldási javaslat	3
1.4. GPU-gyorsítás	3
2. Az irányított szűrés	5
3. Zajcsökkentés irányított szűréssel	7
3.1. Az irányító megválasztása	7
3.1.1. Irányítók statikus rekonstrukcióhoz	7
3.1.1.1. Bemenet	7
3.1.1.2. Feljavított bemenet	7
3.1.1.3. Anatómiai felvétel	9
3.1.1.4. Anatómiai felvétel által irányított bemenet	10
3.1.1.5. Kétcsatornás	10
3.1.2. Irányítók dinamikus rekonstrukcióhoz	11
3.1.2.1. Statikus rekonstrukció képe	11
3.1.2.2. Időkeretek csoportosítása	11
3.2. Alternatív szűrők	12
3.2.1. Medián szűrő	12
3.2.2. Gauss-szűrő	12
3.2.3. Bilaterális szűrő	12
3.3. Eredmények statikus rekonstrukció esetén	13
3.3.1. z tengely profilok	14
3.3.2. Visszanyerési együtthatók	14
3.3.3. Futásidő	17
3.3.4. Konklúzió	18
3.4. Eredmények dinamikus rekonstrukció esetén	19
3.4.1. Eredmények kétszövetes kompartment-modellel	20
3.4.2. Eredmények spektrális modellel	21
3.4.2.1. Aktivitásszűrés	22
3.4.2.2. Parametrikus szűrés	23
3.4.3. Konklúzió	24
4. Parciálistérfogat-korrekción irányított szűréssel	27
4.1. Parciálistérfogat-korrekción technikák	27

4.2. Javasolt módszer	28
4.3. Eredmények	28
5. Összefoglalás	31
Köszönetnyilvánítás	33
Irodalomjegyzék	34
Függelék	39
F.1. Szűrők kimenetei és a szűrt képek z tengely profiljai a NEMA NU 4-2008 fantomnál	39

Kivonat

A dinamikus pozitronemissziós tomográfia (PET) egy nukleáris gyógyászati képalkotó technológia, amelynek segítségével a test szöveteiben lezajló biokémiai változások időbeli lefolyását, például egy betegség előrehaladását vagy egy adott inger által kiváltott kémiai választ lehet nyomon követni. A vizsgálat idejére és az alkalmazható radioaktív dózissal vonatkozó korlátozások, valamint a berendezés limitált érzékenysége miatt a PET képekre általában rossz jel-zaj viszony jellemző. A zaj csökkenthető, ha a rekonstrukciós folyamatot szűrővel egészítjük ki egy sziták módszerének nevezett statisztikai eljárás segítségével. A dolgozatban egy gyors, éltartó simító operátort, az irányított szűrőt javaslom PET képek zajcsökkentésére. A simításon felül ezzel a technikával lehetővé válik kiegészítő anatómiai információk és korábbi rekonstrukciós eredmények felhasználása a rekonstruált kép kontrasztjának javítására. Az algoritmus bemutatása után a módszert különböző szűrőkkel, úgymint a medián szűrővel, a Gauss-szűrővel és a bilaterális szűrővel hasonlítom össze képminőség és sebesség szempontjából.

A PET képalkotás egy másik kihívását a parciálistérfogat-hatás (partial volume effect, PVE) idézi elő. A jelenség során az egyes szövetek aktivitása hatással van a környező szövetekben rekonstruált aktivitáskoncentrációra, úgymond áttérjed az aktivitás a rekonstrukcióban a szomszédos régiókba. Ennek elsődleges oka a képalkotó rendszer korlátozott felbontása. A pontos koncentráció helyreállítása érdekében a jelenséget be kell építeni a rekonstrukciós modellbe, majd megfelelő korrekciót kell alkalmazni. A dolgozat második felében egy hatékony, irányított szűrőre épülő korrekciós módszert mutatok be.

Abstract

Dynamic positron emission tomography (PET) is a nuclear medicine imaging technique that is used to observe biochemical changes in body tissues over time, such as the progression of a disease or the chemical response to a specific stimulus. Due to constraints on the time and radiation dose of the examination as well as limited scanner sensitivity, PET images usually suffer from poor signal-to-noise ratio (SNR). Noise can be suppressed by incorporating filtering into the reconstruction process through a statistical approach called the method of sieves. In this work, a fast, edge-preserving smoothing operator, the guided filter is proposed for PET image denoising. In addition to smoothing, this technique makes it possible to use additional anatomical information and previous reconstruction results to improve the contrast of the reconstructed image. After the introduction of the algorithm, the method is compared with different filters such as the median, the Gaussian and the bilateral filter in terms of image quality and speed.

Another challenge in PET imaging is caused by the partial volume effect (PVE), the phenomenon of a tissue's activity affecting the reconstructed activity concentration of the surrounding tissues, also called *spillover of activity*. The main reason for this is the limited resolution of the imaging system. To restore accurate concentrations, the phenomenon is incorporated into the reconstruction model, and correction is applied. In the second part of this work, an efficient, guided-filter-based correction method is proposed and analyzed.

1. fejezet

Bevezetés

A pozitronemissziós tomográfia (PET) napjaink egy meghatározó orvosi képalkotó technológiája. A páciensbe a vizsgálat elején egy kis mennyiségű radioaktív nyomjelző anyagot fecskendeznek, amely tipikusan az anyagcseréhez nélkülözhetetlen molekulákba, például glükózba vagy oxigénbe fuzionált izotópokból áll. A nyomjelzőt a vér elszállítja a test különböző részeibe, és a fokozott anyagcseréjű szövetekben, mint például az agyban, a szívizomzatban, vagy rosszindulatú tumorokban felhalmozódik, azok aktivitásával arányos mértékben. A képalkotás során a feladat az érzékelt sugárzás alapján a nyomjelző háromdimenziós térbeli eloszlásának rekonstruálása. Mivel a PET a sejtek anyagcsere-folyamataira támaszkodik, ezért a segítségével számos betegség, úgy mint a tumor, a koszorúér-betegség, az epilepszia, az Alzheimer-kór és a Parkinson-kór még a tényleges anatómiai elváltozásokat megelőzően kimutathatóak.

1.1. A PET rekonstrukciós folyamat

A nyomjelzőben található izotóp a bomlása során egy pozitront bocsát ki. A pozitron a szövetben vándorolva nekiütközik egy elektronnak, aminek során a két részecske totálisan annihilálódik, kibocsátva egy ellentétes irányba haladó γ -foton párt. A fotonok nagyrésze egyenes pályán haladva elhagyja a testet, és nekiütközik a páciens körül elhelyezkedő detektorgyűrűnek, így a pár két fotonja két szemközti detektorkristályt aktivál. A PET gép a fotonbecsapódások eseményeit gyűjti. A rekonstrukció célja ezen események alapján a nyomjelző térbeli eloszlásának meghatározása.

A rekonstrukció során a vizsgált tértartományt homogén voxelrácsra bontjuk fel. A rekonstrukció iteratív lefolyású, azaz egy kezdeti becslést finomítunk egyre jobban a detektálások alapján. Ez a finomítás a *maximum-likelihood expectation-maximization* (MLEM) [26] statisztikai eljárással történik. Minden iteráció két fázisból, előrevetítésből és visszavetítésből áll. Előrevetítéskor a detektortalálatok várható számát határozzuk meg a nyomjelző eloszlására állított becslésünk alapján. Visszavetítéskor pedig ezt az eloszlásbecslést korrigáljuk a detektortalálatok várt és ténylegesen kapott számának aránya alapján.

A rekonstrukciónak két típusát különböztetjük meg, a statikus és a dinamikus. Statikus rekonstrukció esetén a páciens testének egy adott időpillanatbeli képét vizsgáljuk, míg dinamikusnál a lezajló biokémiai folyamatok időbeli lefolyását szeretnénk nyomon követni. Előbbi esetben a mérés teljes időtartamát egy egységként kezeljük. Utóbbinál azt kisebb időkeretekre bontjuk fel, minden időkeretben külön-külön, függetlenül végrehajtva az előre- és a visszavetítést.

A dinamikus eljárás a nyomjelző-koncentráció tér-idő függését rekonstruálja. Ezt a függést egy $K(\mathbf{p}_V, t)$ *kinetikus modellel* írjuk le, ahol a térfüggő tulajdonságokat a V

voxelben a kinetikus paraméterek \mathbf{p}_V vektora kódolja el. A kinetikus paraméterek száma jellemzően öt és tíz között mozog. A modellek a biokémiai folyamatok matematikai leírásán vagy kompartment-analízisen alapulhatnak. A legfontosabb kinetikus modellek közé a *spektrális* [33], a *Patlak* [22], a *Logan* [16], valamint az *egyszövetes és a kétszövetes kompartment-modell* [35] tartozik.

Dolgozatomban a spektriális és a kétszövetes kompartment-modellt használtam. A kétszövetes kompartment-modell a V voxel t időpillanatbeli aktivitásának leírására a következő képletet használja:

$$x_V(t) = f_V C_W(t) + (1 - f_V) \left(C_P(t) * \sum_{i=1}^2 \epsilon_t a_i e^{-\alpha_i t} \right), \quad (1.1)$$

ahol f_V (*fraction of blood*) azt adja meg, hogy a V voxel hányad része vér (ezt nem ismerjük előre), $C_W(t)$ a vér által szállított teljes nyomjelzőmennyiség a t időpillanatban, $C_P(t)$ a vér által szállított, szabad (nem más molekulákhoz kötött, a szövetekbe beáramlásra alkalmas) nyomjelző mennyisége, továbbá a_1 , α_1 , a_2 , és α_2 ismeretlen paraméterek. A kétszövetes kompartment-modell így öt kinetikus paramétert rendel minden voxelhez: f_V -t, a_1 -et, α_1 -et, a_2 -t, valamint α_2 -t.

Spektrális modellnél az α_i paramétereket rögzítjük, logaritmikus skála szerint egyenletesen felvéve őket. Kompartmentek nincsenek, a paraméterek számát a rekonstrukciót megelőzően a futásidő és a pontosság között kompromisszumot kötve határozzuk meg. A spektriális modell ezáltal a következő paramétereket rendeli a voxelekhez: f_V , a_1, a_2, \dots, a_{N_P} . Méréseim során $N_P = 6$ paraméterrel dolgoztam.

A dinamikus rekonstrukció elsődleges kimenete egy-egy paramétervektor minden voxelhez, amelyekből meghatározható az idő-bomlássűrűség függvény. A V voxelben bekövetkező radiaktív bomlások várható száma a T időkeretben, azaz a $[t_T, t_{T+1}]$ időintervallumban:

$$\tilde{x}_{V,T} = \int_{t_T}^{t_{T+1}} C(\mathbf{p}_V, t) e^{-\lambda t} dt, \quad (1.2)$$

ahol λ a radiaktív izotóp bomlásállandója. A \mathbf{p}_V paramétervektorokat minden iterációban a visszavetések elvégzése után számoljuk ki úgy, hogy a paraméterek által meghatározott görbe és a visszavetések eredményeként kapott diszkrét adat közötti eltérés a minimális legyen, vagyis tulajdonképpen egy görbeillesztési problémát oldunk meg [31].

1.2. Problémafelvetés

A PET képalkotás egyik legnagyobb kihívását a zaj eltávolítása jelenti. A rossz jel-zaj viszony a vizsgálat idejére és az alkalmazható radioaktív dózissra vonatkozó korlátozások, valamint a berendezés limitált érzékenységének következtében lép fel. A magas zajszint megnehezíti a PET képek kvantitatív értelmezését, ami különösen akkor okoz problémát, ha korai fázisú daganatos elváltozásokat szeretnénk detektálni, amikor a tumor még kicsi. Az ilyen kis kiterjedésű, de kulcsfontosságú területek eltűnése és a szövetek közötti élek elmosódása hibás diagnózishoz vezet. Ennek következtében a hatékony zajcsökkentés kulcsfontosságú szereppel bír.

Noha az ML-EM eljárással a jelvesztést okozó tényezők modellezhetőek, a rekonstruált kép az iterációk előrehaladtával egyre zajosabbá válik, mivel a rekonstrukciós probléma alapvetően alulhatározott. A zaj erősödését regularizációs tag bevezetésével lehet szabályozni [20], azonban a megfelelő paraméterek meghatározása kihívást jelent, mivel ezek optimális értékei nagyban függenek a konkrét mérési adatoktól és a rekonstrukció egyéb

tényezőitől. Továbbá ha a regularizációs tag nem konvex, a módosított célfüggvény optimalizálása bonyolulttá válik [37].

Alternatív megoldásként a zajt korai megállással vagy szűréssel is csökkenteni lehet [20, 15]. A rekonstrukciós algoritmus korai leállítása esetén a jel még nem konvergált voxelszinten az optimumhoz, így előfordulhat, hogy a kép nem lesz elég részletes. Ennek következtében a klinikai alkalmazásban inkább a szűrés terjedt el. A szűrést végre lehet hajtani csak a rekonstrukció végén, illetve az iterációs sémába építve minden iterációban is. Ez utóbbi eljárás *sziták módszereként* ismert [27, 30]. Célja az ML-EM optimalizáció eredményének az elfogadható megoldások halmazán belül tartása. Azáltal, hogy a visszavetítés kimenetén szűrést hajtunk végre, az aktivitáskép aktuális becslését minden iterációban az elfogadható megoldások alterébe vetítjük.

A leggyakrabban alkalmazott szűrő az egyszerűségének köszönhetően a Gauss-szűrő. A Gauss-szűrő azonban nemcsak a zajt, hanem az éleket, kontúrokat is elmossa, amivel fontos klinikai információk veszhetnek el. Jobb alternatívát nyújthatnak helyette az éltartó simító szűrők, mint például a bilaterális szűrő [32, 21].

1.3. Megoldási javaslat

Ezen dolgozatban egy gyors éltartó simító operátort, az irányított szűrőt [11] javaslom PET képek zajcsökkentésére, aminek segítségével a simításon felül lehetővé válik CT vagy MRI felvételtől származó anatómiai információk és korábbi rekonstrukciós eredmények felhasználása a szövethatárok éleinek kiemelésére. Az algoritmus ismertetése után a módszert összehasonlítom a medián szűrővel, a Gauss-szűrővel és a bilaterális szűrővel a rekonstruált kép minősége, valamint a futásidő szempontjából. Azt is vizsgálom, hogy milyen különbséggel jár, ha a szűrést a sziták módszerének megfelelően minden iterációban elvégezzük, vagy ha csak az utolsó iteráció után, közvetlenül a kimenet előállítására előtt. A dolgozat második felében pedig egy további, a rekonstrukciót megnehezítő jelenséget, a parciálistérfogat-hatást mutatom be, és javaslok rá egy irányított szűréseken alapuló, hatékony korrekciós technikát.

1.4. GPU-gyorsítás

A tomográf rekonstrukció hatalmas számításigénye miatt az eljárást a grafikus feldolgozóegység (Graphics Processing Unit, GPU) segítségével szokták gyorsítani [6, 34, 10]. Ennek megfelelően a szűréseket az NVIDIA által létrehozott CUDA platformon [5] valósítottam meg, így módon kihasználva a GPU masszívan párhuzamos architektúráját a szűrések gyorsítására.

A CUDA memóriamodelljében található egy memóriatípus, ami kifejezetten jól illeszkedik a szűrés végrehajtása során fellépő, térbeli lokalitást követő memóriaolvasásokhoz, ez a *textúramemória*. A voxeltömböt a textúramemóriában tárolva annak speciális gyorsítótára, valamint a beépített trilineáris interpolátor egységei kihasználhatóak a memóriaforgalom csökkentésére.

2. fejezet

Az irányított szűrés

A képek zajszűrése, a különböző zajeltávolító algoritmusok kidolgozása a képfeldolgozás és a számítógépes látás területén napjainkban is nagyon aktív kutatási téma. A közelmúltban egy új, éltartó szűrés eljárás, az irányított szűrés jelent meg [11], amely egy irányító kép tartalmának figyelembevételével állítja elő a kimenetet.

Az irányított szűrés alapvető feltételezése, hogy a G irányító kép és a Q kimeneti kép között lokális lineáris kapcsolat áll fenn. Az irányító kép lehet maga a bemenet vagy más, struktúrájában ahhoz hasonló kép. Feltételezve, hogy Q a G lineáris transzformációjaként áll elő a k voxel középpontú ω_k ablakban:

$$Q_i = a_k G_i + b_k, \quad \forall i \in \omega_k, \quad (2.1)$$

ahol a_k és b_k lineáris együtthatók, amelyek az ω_k ablakon belül konstansok. Ez a lokális lineáris modell biztosítja, hogy a kimeneten csak ott lehet él, ahol az irányító képen is él van, mivel $\nabla Q = a \nabla G$.

A P bemenet és a Q kimenet közti kapcsolatot egy hagyományos zajmodellel írjuk le:

$$Q_i = P_i - n_i, \quad (2.2)$$

ahol n_i a nemkívánt zaj az i voxelben. Q_i értékét úgy szeretnénk meghatározni, hogy a bemenettől való eltérés, vagyis az n_i zajkomponens a lehető legkisebb legyen, miközben a 2.1 egyenlet lineáris modelljét fenntartjuk. Pontosabban a következő költségfüggvényt minimalizáljuk az ω_k ablakban:

$$E(a_k, b_k) = \sum_{i \in \omega_k} ((a_k G_i + b_k - P_i)^2 + \epsilon a_k^2), \quad (2.3)$$

ahol az ϵ egy regularizációs paraméter a nagy a_k értékek büntetéséhez.

A fenti költségfüggvény a lineáris ridge regressziós modell [12]. Minimumhelye a következőképpen számolható ki:

$$a_k = \frac{\frac{1}{|\omega|} \sum_{i \in \omega_k} G_i P_i - \mu_k \bar{P}_k}{\sigma_k^2 + \epsilon}, \quad (2.4)$$

$$b_k = \bar{P}_k - a_k \mu_k, \quad (2.5)$$

ahol μ_k és σ_k^2 a G irányító kép átlaga és varianciája az ω_k ablakban, $|\omega|$ a voxelek száma az ω_k ablakban, és $\bar{P}_k = \frac{1}{|\omega|} \sum_{i \in \omega_k} P_i$, vagyis a P bemeneti kép átlaga az ω_k ablakban.

Az (a_k, b_k) lineáris együtthatók értékeinek birtokában Q_i a 2.1 egyenlet alapján meghatározható. Azonban Q_i -t minden, az i voxel tartalmazó ω_k ablakban kiszámoljuk, ahol

az egyes ablakoknál kapott számértékek nem feltétlenül egyeznek meg. Egyetlen közös Q_i érték meghatározására egy egyszerű stratégia az összes lehetséges Q_i érték átlagolása. Tehát miután kiszámoltuk az (a_k, b_k) együtthatókat a kép összes ω_k ablakára, a kimenet az alábbi módon áll elő:

$$Q_i = \frac{1}{|\omega|} \sum_{k|i \in \omega_k} (a_k G_i + b_k). \quad (2.6)$$

Kihasználva, hogy a dobozablak szimmetriája miatt $\sum_{k|i \in \omega_k} a_k = \sum_{k \in \omega_i} a_k$, az egyenlet a következőképpen írható át:

$$Q_i = \bar{a}_i G_i + \bar{b}_i, \quad (2.7)$$

ahol $\bar{a}_i = \frac{1}{|\omega|} \sum_{k \in \omega_i} a_k$ és $\bar{b}_i = \frac{1}{|\omega|} \sum_{k \in \omega_i} b_k$ az i voxelt tartalmazó ablakok együtthatóinak átlaga.

A 2.7 egyenletben tett módosítás következtében ∇Q többé nem skálázódik ∇G -vel, mivel az (\bar{a}_i, \bar{b}_i) lineáris együtthatók területileg változóak. Azonban mivel (\bar{a}_i, \bar{b}_i) egy átlagszűrő kimeneteként állnak elő, a gradienseik erős élek közelében várhatóan jóval kisebbek G gradiensénél, így ilyenkor $\nabla Q \approx \bar{a} \nabla G$ továbbra is fennáll, következésképpen G hirtelen intenzitásbeli változásai nagyrészt megőrződnek Q -ban.

Az irányított szűrő definícióját a 2.4, a 2.5, valamint a 2.7 egyenletek adják.

3. fejezet

Zajcsökkentés irányított szűréssel

Az irányított szűrő egyszerűen adaptálható PET rekonstrukcióhoz. Csupán annyi módosítás szükséges, hogy a bemenet, a kimenet és az irányító is 2D kép helyett egy-egy 3D voxelomb legyen. A kulcskérdés az, hogy mit válasszunk irányítónak, hogy a szövethatárok a lehető legélesebbek maradjanak, a zaj megfelelő elnyomása mellett.

3.1. Az irányító megválasztása

Az irányító megválasztása kulcsfontosságú szereppel bír, mivel a kimeneti kép lokális szinten az irányító lineáris transzformáltjaként áll elő. Az alkalmazható irányítók a rekonstrukció típusától is függenek, vagyis hogy statikus vagy dinamikus rekonstrukcióval dolgozunk.

3.1.1. Irányítók statikus rekonstrukcióhoz

3.1.1.1. Bemenet

A legegyszerűbb esetben az irányító megegyezik a bemenettel, azaz $G \equiv P$. Ekkor a 2.4 és a 2.5 egyenletek alapján $a_k = \sigma_k^2 / (\sigma_k^2 + \epsilon)$, illetve $b_k = (1 - a_k)\mu_k$. Nyilvánvaló, hogy ha $\epsilon = 0$, akkor $a_k = 1$ és $b_k = 0$, aminek következtében $Q = 1 \cdot P + 0$, tehát a kimenet meg fog egyezni a bemenettel. Amennyiben $\epsilon > 0$, két esetet különböztethetünk meg:





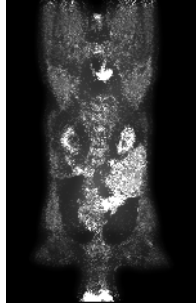
1. *Nagy variációjú terület.* P az ablakban sokat változik ($\sigma_k^2 \gg \epsilon$), így $a_k \approx 1$, $b_k \approx 0$.
2. *Lapos terület.* P az ablakban közel konstans ($\sigma_k^2 \ll \epsilon$), így $a_k \approx 0$, $b_k \approx \mu_k$.

Miután az a_k és b_k együtthatók átlagolásával kiszámoljuk az \bar{a}_i és \bar{b}_i együtthatókat, azt kapjuk, hogy amennyiben a voxel egy nagy variációjú terület közepén van, akkor az értéke változatlan marad ($a \approx 1, b \approx 0, Q \approx P$). Ha viszont egy lapos terület közepén helyezkedik el, akkor az értéke a szomszédos voxelek értékeinek átlaga lesz ($a \approx 0, b \approx \mu, Q \approx \bar{\mu}$). Tehát a szűrés megőrzi az éleket, miközben a belső területeket elmossa. Azt pedig, hogy mi számít élnek és mi belső területnek, az ϵ paraméter határozza meg.

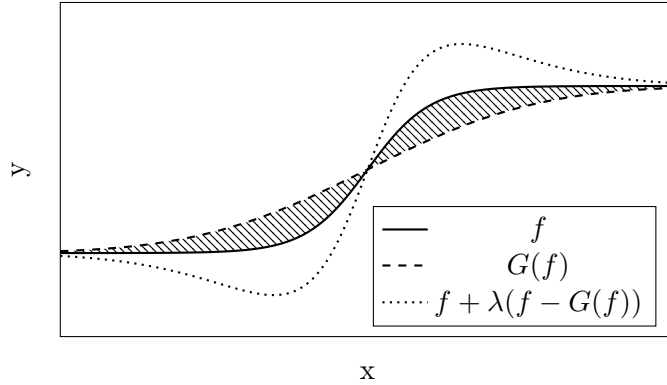
3.1.1.2. Feljavított bemenet

A bemenetet irányítóként használva problémát jelent, hogy ha a bemenet nagyon zajos, akkor a zaj nagyfrekvenciás komponensei is megjelennek a kimeneten. Ennek megoldására a bemeneti kép előfeldolgozását javaslom, amely feljavított kép az irányított szűrés irányítójaként szolgálhat.

Az előfeldolgozással a cél a valódi élek kiemelése és a nagyfrekvenciás zajkomponensek eltüntetése, ami egy aluláteresztő szűrő, illetve egy high-boost szűrő egymásutáni alkalma-

irányító	kimenet
bemenet	
feljavított bemenet	
anatómiai felvétel	
átskálázott anatómiai felvétel	
kétsatornás	

3.1. táblázat. Irányítók statikus rekonstrukcióhoz és a felhasználásukkal előállított kimeneti kép humán fantomon



3.1. ábra. High-boost filtering egydimenzióban. Az f jelhez a saját és a Gauss-elmosott változatának különbségét hozzáadva kiemelhető az intenzitásátmenet.

zásával érhető el. Az alábbiakban a javasolt előfeldolgozási módszert egydimenziós jeleken szemléltetem.

Vegyünk egy folytonos $f(x)$ jelet egy intenzitásátmenete környékén (3.1. ábra). Ha f -en Gauss-elmosást hajtunk végre, akkor az átmenet laposabbá válik, míg a jel az átmenet előtti, illetve utáni tartományban, ahol megközelítőleg konstans értékeket vesz fel, változatlan marad. Ha f -hez hozzáadjuk a saját és a Gauss-elmosott változatának különbségét, akkor az átmenet meredekebbé és erősebbé válik. A kiemelés mértékének szabályozásához egy λ paramétert bevezetve a módosított \hat{f} jel a következő (3.1. ábra):

$$\hat{f}(x) = f(x) + \lambda(f(x) - G(f(x))), \quad (3.1)$$

ahol G a Gauss-elmosás operátora. További javítást érhetünk el, ha a várhatóan zajos f bemeneti jelet a számítások előtt elmoszuk:

$$\hat{f}(x) = G(f(x)) + \lambda(G(f(x)) - G(G(f(x)))). \quad (3.2)$$

A jelen tehát zajcsökkentés céljából Gauss-szűrést alkalmaztunk, majd egy további Gauss-szűréssel és a kettő közötti különbség felhasználásával megerősítettük az intenzitás-változásokat. Az általam javasolt megoldás irányítónak az ily módon feljavított bemenetet használja, míg magát a szűrést az eredeti képen hajtja végre.

3.1.1.3. Anatómiai felvétel

Az irányított szűrés egyik legnagyobb előnye, hogy segítségével lehetővé válik anatómiai információk felhasználása a rekonstrukcióban, ugyanis az irányító származhat egy másik képalkotó eljárás, például CT (komputertomográfia) vagy MRI (mágneses rezonancia képalkotás) felvételéből.

Napjainkban egyre inkább elterjednek a kombinált PET/CT, illetve PET/MRI készülékek, amelyek két mérést hajtanak végre a páciensen egyidejűleg: egy CT, illetve MRI felvételt a szövethatárok megállapításához, valamint a PET rekonstrukciót. Ennek előnye egyrészt az, hogy a két felvétel együttes vizsgálatával az orvos számára könnyebb a diagnózis felállítása, másrészt az anatómiai információk már magában a PET rekonstrukcióban is felhasználhatóak a különböző fizikai hatások pontosabb szimulálására [14].

Az anatómiai felvétel birtokában a PET kép a szövethatárok figyelembevételével szűrhető. MRI felvétel felhasználását az irányított szűréshez Yan és társai [36] javasolták. A módszer hasonlóan működik CT felvétellel, illetve ezek szegmentált változataival is.

3.1.1.4. Anatómiai felvétel által irányított bemenet

Az anatómiai felvételt irányítóként használni abból a szempontból nem helytálló, hogy a különböző képképző eljárások más mérnek, más információt hordoz a készített kép. A CT felvételeken a szövetek röntgensugárelnyelő-képessége látszik, ami sűrű szövetek, például csont esetén a legnagyobb. Az MRI felvételek pedig a szövetek protonszűrűségét ábrázolják. A PET rekonstrukcióban radioaktivitást rekonstruálunk, ami sem a röntgensugárelnyelő-képességgel, sem a protonszűrűséggel nincs kapcsolatban. Bár a CT és az MRI kép a szövethatárokról információt szolgáltat, az egyes szövetek intenzitásértékei akkor lennének helyesek, ha azok az adott szövet radioaktivitásával lennének arányosak. Például CT felvételeken a sűrű csont fehéren (nagy intenzitással) látszik, míg a kisebb röntgensugárelnyelő-képességű vér szürkés színt (kisebb intenzitást) kap. A sugárzást vizsgálva azonban ennek éppen fordítva kéne történnie, hiszen a radioaktív nyomjelzőt szállító vér jobban fog sugározni, mint a nyomjelzőt egyáltalán nem tartalmazó csontszövet.

Az eltérés korrigálására egy olyan irányító megalkotását javaslom, amely a bemeneti aktivitásképnek az anatómiai felvétel által irányított bilaterális szűrésével [4] áll elő:

$$G_k = \frac{\sum_{i \in \omega_k} P_i \cdot g(\|i - k\|) \cdot g(A_i - A_k)}{\sum_{i \in \omega_k} g(\|i - k\|) \cdot g(A_i - A_k)}, \quad (3.3)$$

ahol P a bemeneti kép, A az anatómiai felvétel, G a javasolt irányító, k az éppen szűrt voxel, ω_k a k voxel középpontú ablak, g a Gauss-függvény, $\|i - k\|$ pedig az i és a k voxel euklideszi távolsága. A kapott irányító hordozza az információt az anatómiai szövethatárokról, továbbá a szövetek intenzitásarányait tekintve is helyes.

3.1.1.5. Kétcsatornás

Az irányított szűrő kiterjeszhető többszörös irányítóra. Például ha az irányító egy RGB kép, a kimenet előállításában mindhárom színcsatornát fel lehet használni [11].

n -csatornás irányító esetén a 2.1 egyenlettel leírt lineáris modell a következőképpen módosul:

$$Q_i = \mathbf{a}_k^T \mathbf{G}_i + b_k, \quad \forall i \in \omega_k, \quad (3.4)$$

ahol \mathbf{G}_i és \mathbf{a}_k $n \times 1$ -es vektorok, q_i és b_k skalár értékek.

Az irányított szűrő n -csatornás irányító mellett:

$$\mathbf{a}_k = (\boldsymbol{\Sigma}_k + \epsilon \mathbf{I})^{-1} \left(\frac{1}{|\omega|} \sum_{i \in \omega_k} \mathbf{G}_i P_i - \mu_k \bar{P}_k \right), \quad (3.5)$$

$$b_k = \bar{P}_k - \mathbf{a}_k^T \mu_k, \quad (3.6)$$

$$Q_i = \bar{\mathbf{a}}_i^T \mathbf{G}_i + \bar{b}_i, \quad (3.7)$$

ahol $\boldsymbol{\Sigma}_k$ a \mathbf{G} irányító $n \times n$ -es kovarianciamátrixa és \mathbf{I} az $n \times n$ -es egységmátrix.

Statikus PET rekonstrukcióhoz egy kétcsatornás irányítót javaslom, amelynek az egyik csatornája a bemeneti kép feljavított változata (3.1.1.2. fejezet), a másik csatornája pedig az anatómiai felvétel által irányított bemenet (3.1.1.4. fejezet). A két irányítót együttesen használva olyan többletinformációt adunk a szűréshez, amely külön-külön, csak az egyik irányítót használva nem állna rendelkezésre.

3.1.2. Irányítók dinamikus rekonstrukcióhoz

Dinamikus rekonstrukciónál egy előre rögzített $K(\mathbf{p}_V, t)$ kinetikus modellnek az egyes voxelekhez tartozó \mathbf{p}_V paramétervektorait állítjuk elő. Miután minden időkeretre elvégeztük az előre- és a visszavetítést, a paramétereket a visszavetítések eredményeként kapott aktivitásértékekhez illesztjük.

Az eljárás során lehetőségünk van eldönteni, hogy az iteráció melyik lépése után hajtjuk végre a szűrést. Egyrészt szűrhetjük, a korábbiakhoz hasonlóan, a visszavetítés eredményeként kapott, fotonbecsapódás-számokat tartalmazó voxeltömböt. Ekkor a szűrést minden időkeretben elvégezzük. Másrészt dönthetünk úgy, hogy majd csak a paraméterillesztés után, az egyes kinetikus paraméterekből álló voxeltömböket szűrjük. A továbbiakban az előbbi megoldásra *aktivitásszűrésként*, az utóbbira pedig *parametrikus szűrésként* hivatkozok. A két módszer között csupán az adatok jelentéstartalmában van különbség, a szűrés tényleges megvalósítása egyezik.

Bármelyik megoldást is választjuk, a statikus rekonstrukcióhoz leírt irányítótípusok (3.1.1. fejezet) itt is alkalmazhatóak. Dinamikus rekonstrukció esetén azonban kihasználható, hogy a mérés egyes időkereteiben ugyanazt az objektumot rekonstruáljuk. Feltéve, hogy az objektum nem mozdul el a vizsgálat alatt, csupán a nyomjelző térbeli eloszlása változik az idővel, a szövethatároknak ugyanott kell lenniük minden időkeret aktivitásképen.

Dinamikus rekonstrukciónál, a 3.1.1. fejezetben leírtakon felül alkalmazható irányítók:

3.1.2.1. Statikus rekonstrukció képe

Lu és társai [17] egy, az összes időkeret aktivitásképének összegeként előálló kompozit képet javasoltak irányítónak. Minden időkeret aktivitásképét az így létrejövő kompozit irányítóval szűrték. Észrevehető, hogy az egyes időkeretek aktivitásképeinek összeadásával kapott kép lényegében az, amit statikus rekonstrukció esetén kaptunk volna, vagyis ha nem osztjuk fel a mérés időtartamát kisebb időszegletekre.

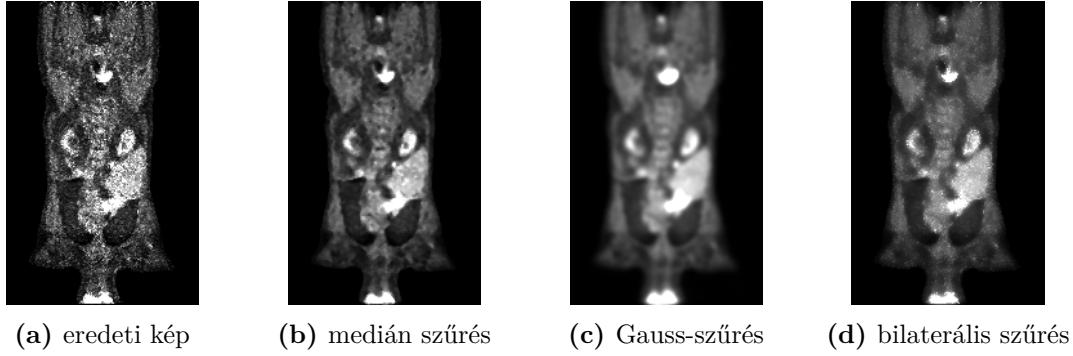
Az irányítótípus akkor is alkalmazható, ha nem az aktivitást, hanem a kinetikus paramétereket szűrjük. Az irányító ilyenkor is az időkeretek aktivitásképeinek összegeként áll elő, viszont a szűrést az egyes paraméterképeken hajtjuk végre.

3.1.2.2. Időkeretek csoportosítása

Ha az összes időkeret aktivitásképeinek összegét használjuk irányítónak, akkor elvész az az információ, hogy az egyes szövetekben mikor volt tapasztalható az aktivitás. Előfordulhat, hogy két szomszédos régió közül az egyikben a mérés első felében, a másikban a második felében volt nagy aktivitás. Ekkor az aktivitásokat a teljes mérési időre összeadva a két régióban közel azonos aktivitásérték jöhet ki, így eltűnik a határ a kettő között, a kompozit képen nem lehet elválasztani a két régiót egymástól.

A 3.1.1.5. fejezetben bemutattam, hogy az irányított szűrő kiterjeszhető többcsatornás irányítóra. Ennek ismeretében az időkeretek csoportosítását, és az egyes csoportokhoz tartozó aktivitásképek összegeiből egy többcsatornás irányító létrehozását javaslom. Három csoport esetén például az irányító első csatornája a mérés időtartamának első harmadához, a második csatornája a középső harmadához, míg a harmadik csatornája a mérés utolsó harmadához tartozó aktivitásképek összege.

Lehetséges lenne, hogy minden időkeret aktivitásképe, csoportosítás nélkül, az irányító egy-egy csatornája legyen, azonban az \mathbf{a}_k együtthatóvektor kiszámításához szükség van egy, a csatornák számának négyzetével megegyező méretű mátrix invertálására (3.5 egyenlet). Mivel a mátrixinvertálás nagy mátrixok esetén rendkívül költséges művelet, érdemes a csatornák számát minél alacsonyabban tartani.



3.2. ábra. Alternatív szűrők kimenetei humán fantomon

3.2. Alternatív szűrők

A következő fejezetben a dolgozatban vizsgált szűrőalternatívákat mutatom be.

3.2.1. Medián szűrő

A medián szűrő alap gondolata, hogy a voxeleken végighaladva minden voxel értékét kicseréljük a szomszédos voxelek értékeinek mediánjára, vagyis a nagyság szerint rendezett értékek közül a középsőre. A módszer rendkívül hatékony só-bors típusú véletlen zajok ellen, de alacsony vagy közepes szintű Gauss-zajokot is eredményesen eltüntet. A medián szűréssel azonban megváltozik a voxelek összaktivitása, hiszen nem elmoszuk a kiugró értékeket, hanem lecseréljük azokat. Ez a jelenség fokozottan erős hatással bír, ha a szűrést minden iterációban elvégezzük. A kapott kép aktivitáshelyességének érdekében a medián szűrőt nem alkalmazzuk a sziták módszerével.

3.2.2. Gauss-szűrő

A Gauss-szűrő az egyes voxelértékeket a szomszédos voxelek értékeinek Gauss-függvénnyel súlyozott átlagára cseréli le, azaz egy Gauss-eloszlású súlyokat tartalmazó szűrő kernellel konvolvál. A Gauss-függvény a következőképpen néz ki:

$$g(x) = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma^2}} \cdot e^{-\frac{x^2}{2\sigma^2}}. \quad (3.8)$$

A szűrés művelete:

$$Q_k = \frac{\sum_{i \in \omega_k} P_i \cdot g(\|i - k\|)}{\sum_{i \in \omega_k} g(\|i - k\|)}, \quad (3.9)$$

ahol P a bemeneti kép, Q a szűrt kép, k az éppen szűrt voxel, ω_k a k voxel középpontú ablak, g a Gauss-függvény, $\|i - k\|$ pedig az i és a k voxel euklideszi távolsága.

Az átlagolás következtében a nagyfrekvenciás komponensek eltűnnek, azonban a szűrés az éleket is elmosza. Ennélfogva a Gauss-szűrés ablakszélességének megválasztásakor a jel-zaj viszony javítása és a térbeli felbontás csökkenése között kötünk kompromisszumot.

3.2.3. Bilaterális szűrő

A bilaterális szűrő [32] egy éltartó simító operátor. Működése hasonló a Gauss-szűrőéhez: az egyes voxelértékeket a szomszédos voxelek értékeinek súlyozott átlagára cseréli le. A súlyozás itt is alapulhat a Gauss-eloszláson, azonban a súlyok nemcsak a voxelek egymástól vett euklideszi távolságától függenek, hanem az aktivitásértékek közötti különbségtől is.

A szűrés művelete:

$$Q_k = \frac{\sum_{i \in \omega_k} P_i \cdot g(\|i - k\|) \cdot g(P_i - P_k)}{\sum_{i \in \omega_k} g(\|i - k\|) \cdot g(P_i - P_k)}, \quad (3.10)$$

ahol P a bemeneti kép, Q a szűrt kép, k az éppen szűrt voxel, ω_k a k voxel középpontú ablak, g a Gauss-függvény, $\|i - k\|$ pedig az i és a k voxel euklideszi távolsága.

A bilaterális szűrő megőrzi az éleket, azonban képhibákat okozhat:

- Lépcsőzetes hatás: intenzitási síkok kialakulása [3],
- Gradiensmegfordítás: hamis élek létrehozása a képen [11].

A szűrőnek léteznek továbbfejlesztett változatai, amelyek ezeket a problémákat hivatottak megoldani [3, 24], azonban minden megoldásnak megvannak a maga korlátai. A dolgozatban javasolt irányított szűrő egy hatékony alternatívát jelent a bilaterális szűrőre, a fent említett képhibák megjelenése nélkül [11].

3.3. Eredmények statikus rekonstrukció esetén

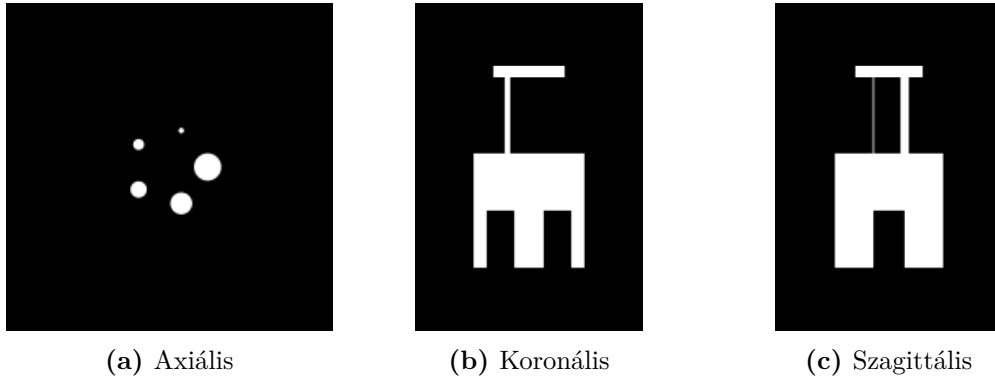
A következő szűrőket vizsgáltam statikus rekonstrukciónál:

- medián szűrő (3.2.1. fejezet),
- Gauss-szűrő (3.2.2. fejezet),
- bilaterális szűrő (3.2.3. fejezet),
- BISZ: bemenettel irányított szűrő (3.1.1.1. fejezet),
- FBISZ: feljavított bemenettel irányított szűrő (3.1.1.2. fejezet),
- AFISZ: anatómiai felvétellel irányított szűrő (3.1.1.3. fejezet),
- AFIBISZ: anatómiai felvétel által irányított bemenettel irányított szűrő (3.1.1.4. fejezet),
- KISZ: kétcsatornás irányított szűrő (3.1.1.5. fejezet).

A szűrők hatásának numerikus kiértékelését a NEMA NU 4-2008 szabványú preklinikai fantomon [9] végeztem (3.3. ábra). Az 50 mm hosszú és 30 mm átmérőjű fantom egy kis rágcső testét szimulálja. A fantom részei:

1. A fő fantomtest, amely egy 30 mm átmérőjű és 30 mm hosszú hengeres kamrából, valamint öt, rendre 1, 2, 3, 4, illetve 5 mm átmérőjű, 20 mm hosszú rúdból áll. A teljes térfogat radioaktív nyomjelzővel van töltve.
2. Egy fedél, ami a fantom nagy, uniform régiójú végéhez kapcsolódik. Két hengeres kamrát fog közre, amelyek közül az egyik vízzel, a másik pedig levegővel van töltve. A kamrák 15 mm hosszúak és belülről 8 mm, kívülről 10 mm átmérőjűek.
3. Egy másik fedél a fantom ellentétes végén.

A fantommal 3.7 MBq radioaktivitás volt szimulálva 600 másodpercen keresztül, bomlás nélkül. A rekonstruált tértartomány $200 \times 200 \times 287$ voxelre lett felosztva.



3.3. ábra. A NEMA NU 4-2008 fantom különböző tengelymetszetei

3.3.1. z tengely profilok

A szűrők karakterisztikái jól szemléltethetőek a szűrés kimeneteként előálló 3D aktivitáskép z tengely profiljával. Ennek előállításához a képnek a z tengellyel párhuzamos metszeteit vesszük, és minden képmetszeten kiszámoljuk a voxelaktivitások átlagát, majd a kapott értékeket a z koordináta függvényében ábrázoljuk. A z tengely profilon jól megfigyelhető, hogy a szűrés hogyan viselkedik az élek közelében, elmossa-e vagy éppen felerősíti azokat, illetve hogy a belső területek aktivitását mennyire simítja el.

A kimeneti képeket és a z tengely profilokat a függelék F.1. fejezete tartalmazza. A profilok közül a medián szűrőé, a bilaterális szűrőé, valamint az anatómiai felvétellel, illetve az anatómiai felvétel által irányított bemenettel irányított szűrőké áll a legközelebb a referencia profilhoz. Ezek a szűrők a belső területek aktivitásának hatásos elsimítása mellett az éleket is megőrizték. A Gauss-szűrő rendkívüli mértékben elmosta az éleket, nagyon homályos kimeneti kép állt elő ugyanakkora kernelablaksugár mellett, mint a többi szűrőnél. A bemenettel irányított szűrő ezzel szemben szinte egyáltalán nem eredményezett változást a szűretlen képhez képest. A feljavított bemenetet, illetve a kétcsatornás irányított használt szűrők hatékonyan elsimították a belső területek aktivitását, viszont az élek környékén egy kis mértékű oszcillációt okoztak. Ez az élek nagyfokú felerősítésének következménye.

3.3.2. Visszanyerési együtthatók

A képminőséget a NEMA NU 4-2008 fantomon azzal jellemezzük, hogy az egyes rudakat, különösképpen a legvékonyabb, 1 mm átmérőjű rudat mennyire jól sikerül rekonstruálni. Ez az úgynevezett *visszanyerési együtthatókkal* (recovery coefficient, RC) írható le, amely minden rúdnál a rekonstruált és a valós aktivitáskoncentráció hányadosaként áll elő. Pontos kiszámítási módja a következő. A vizsgált rúd középső, 10 mm hosszú szakaszát tartalmazó képszeleteket átlagoljuk, így egyetlen, kevésbé zajos képszeletet kapunk. Ezen a képen a rúd körüli, kör alakú területet vizsgáljuk, melynek átmérője a rúd fizikai átmérőjének a kétszerese. Ezen a területen meghatározzuk a legnagyobb aktivitást. A legnagyobb aktivitás helyéhez tartozó keresztirányú pixelkoordináták rögzítésével vonalprofilt készítünk a rúdról axiális irányban. A profil mentén végighaladva a pixelértékeket átlagoljuk, ez lesz a rúdban rekonstruált aktivitáskoncentráció. Valós aktivitáskoncentrációnak a fő fantomtest nagy, uniform régiójának átlagos aktivitáskoncentrációját tekintjük. (A szélek menti potenciális hiba miatt ennek kiszámításához a régiónak csak a belső, 22,5 cm átmérőjű és 10 mm hosszú hengeres tartományát vesszük figyelembe.) A visszanyerési együttható (RC érték) e két átlagos aktivitásérték hányadosa, amely azt adja meg, hogy a valós aktivitáskoncentrációnak hányadrészét sikerült rekonstruálni a rúdban. A visszanyerési együtthatót

minden rúdnál ki lehet számolni, de mivel a legnehezebb a legvékonyabb, 1 mm átmérőjű rudat rekonstruálni, ezért a továbbiakban csak az ehhez tartozó RC értéket vizsgálom.

Általánosságban megfigyelhető, hogy minél erősebb egy elmosás, annál kevésbé kivehetőek az előálló képen a finom részletek. Ebből kifolyólag az várható, hogy az 1 mm átmérőjű rúd visszanyerési együtthatója az elmosás erősségének növekedésével csökken. Az elmosás erősségét azzal jellemezhetjük, hogy az uniform régióban mekkora az aktivitásértékek szórása. Minél kisebb a szórás, annál erősebb volt a szűrő hatása. A szórás százalékos formában is megadható, amennyiben a kiszámítását követően elosztjuk az átlagos aktivitással, majd felszorozzuk százal. Egy szűrőt akkor nevezünk jónak, ha az elmosás erősségének növelésével a visszanyerési együttható nem csökken számottevően.

A 3.4a és a 3.4b ábrák mutatják, hogy a vizsgált szűrőknél hogyan alakul az 1 mm átmérőjű rúd visszanyerési együtthatója az elmosás erősségének, vagyis az uniform régió szórásának függvényében. (Különböző erősségű elmosást a szűrőparaméterek, például a kernelablak sugarának változtatásával értem el.) Az előbbi ábránál a szűrés minden iterációban, az utóbbinál csak az utolsó iterációban került végrehajtásra.

Látható, hogy a Gauss-szűrőnél a visszanyerési együttható az elmosás erősségének növelésével jelentősen csökkent. A Gauss-szűrő az éleket is elmossa, így az olyan kis kiterjedésű objektumok, mint az 1 mm átmérőjű rúd, a szűrés során felismerhetlenné válhatnak.

A bilaterális szűrőnek kis elmosás mellett rosszabb visszaállító képessége volt, mint a Gauss-szűrőnek, azonban az éltartó tulajdonsága miatt a visszanyerési együttható kisebb ütemben csökkent az elmosás erősségének növelésével.

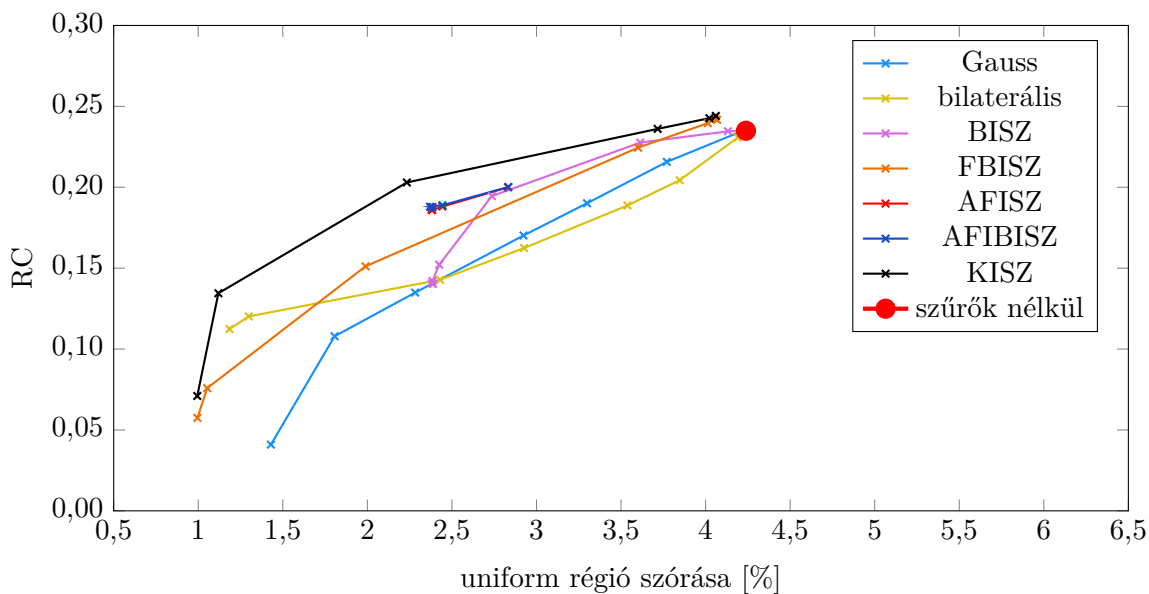
A medián szűrő az összes vizsgált szűrő közül a legrosszabb RC értékeket eredményezte. Ennek az az oka, hogy a PET mérések során Poisson-zaj kerül a képre, aminek eltüntetésében a medián szűrő kevésbé hatékony, mint a só-bors típusú zajokéban.

Irányított szűrővel rendkívül jó visszanyerési együttható érhető el. A különböző irányított szűrő-típusok közül a bemenettel irányított adta a legalacsonyabb RC értékeket, azonban még ez is lényegesen magasabb volt, mint a medián, a Gauss-, illetve a bilaterális szűrők esetén.

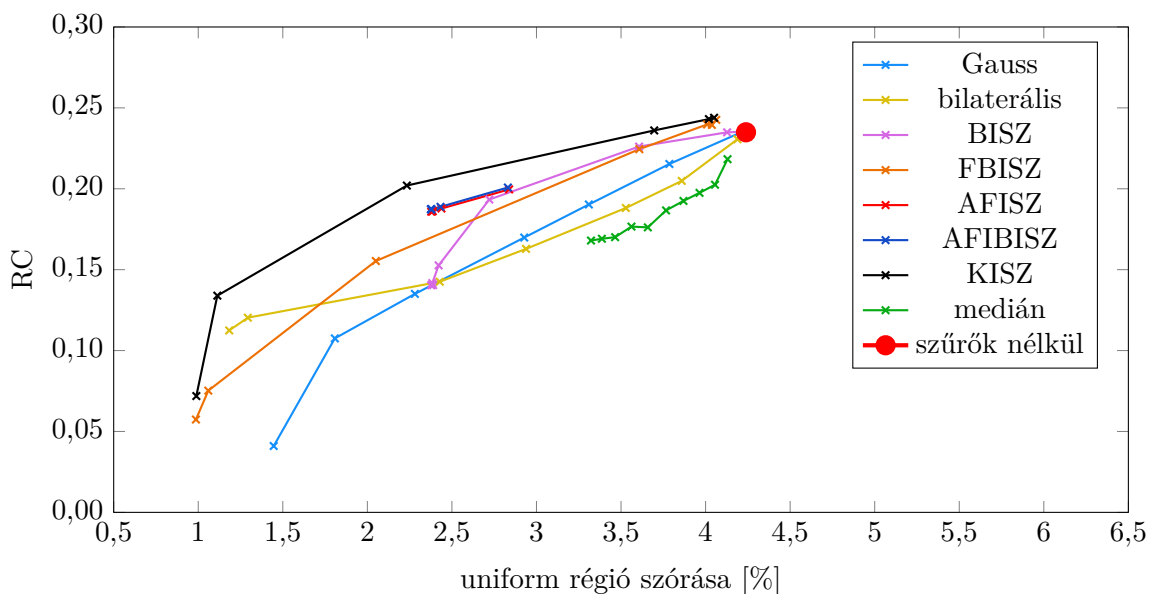
Nem mutatkozott számottevő különbség aközött, hogy az anatómiai felvételt, vagy az anatómiai felvétel által irányított bemeneti képet használtuk irányítónak. Átlagosan 0,002-del volt magasabb az utóbbinál kapott RC érték, ugyanazon paraméterezés mellett. (Figyeljük meg továbbá azt is, hogy e két irányítót alkalmazva még 1 sugarú szűrőkernelablak mellett is jelentős volt az elmosás erőssége.)

A bemeneti kép feljavított változatát használva irányítónak rendkívül jó eredményeket kapunk. Egészen kis mértékű elmosás mellett nemhogy ront, hanem javít a rúd láthatóságán; 0,243-es RC értéket eredményezett, míg szűrők nélkül az RC csak 0,235. Az elmosás erősségét növelve ez az érték csökken, de kisebb mértékben, mint a medián, a Gauss-, a bilaterális vagy az eredeti bemeneti képpel irányított szűrővel kaptak.

Kétcsatornás irányítóval még ennél is jobb visszanyerési együtthatót érünk el, hiszen az a feljavított bemeneti képen felül az anatómiai felvétel által nyújtott információkat is felhasználja a szűréshez. Kis elmosással 0,244-es RC állt elő, ami a kapott RC értékek közül a legmagasabb volt. A kétcsatornás irányított szűrő az elmosás erősségének növelése mellett is végig jobb visszanyerési együtthatót ad a többi szűrőnél.



(a) Minden iterációban végrehajtva a szűrést¹



(b) Csak az utolsó iterációban végrehajtva a szűrést

3.4. ábra. Az egyes szűrőknek az 1 mm átmérőjű rúdhoz tartozó visszanyerési együtthatói az uniform régió szórásának függvényében. Rövidítések: BISZ – bemenettel, FBISZ – feljavított bemenettel, AFISZ – anatómiai felvétellel, AFIBISZ – anatómiai felvétel által irányított bemenettel, KISZ – kétcsatornás irányítóval irányított szűrő.

¹A medián szűrőt nem alkalmazzuk minden iterációba beépítve, mivel nem tartja meg a voxelek összaktivitását (3.2.1. fejezet).

3.3.3. Futásidő

A PET rekonstrukció egy rendkívül komplex és nagy számításigényű folyamat, emiatt minden részműveletére erős futásidőbeli korlátozások vonatkoznak. Ebből adódóan a szűrők összehasonlításakor fontos szempont a sebesség. A 3.2 táblázat foglalja össze, hogy különböző kernelablakméretek mellett melyik szűrésnek mennyi a futásideje a $200 \times 200 \times 287$ voxelből álló NEMA NU 4-2008 fantomon. A mérések egy NVIDIA TITAN V grafikus kártyán [2] készültek.

r	medián	Gauss	bilaterális	BISZ	FBISZ	AFISZ	AFIBISZ	KISZ
1	0,0410	0,0089	0,3535	0,4857	0,6030	0,5097	0,6584	1,2466
2	1,0632	0,0090	0,3533	0,4865	0,6048	0,5091	0,6580	1,2488
3	9,2433	0,0092	0,3542	0,4867	0,6034	0,5093	0,6582	1,2464
4	44,4551	0,0094	0,3596	0,4880	0,6041	0,5095	0,6581	1,2462
5	178,0231	0,0096	0,3754	0,4867	0,6034	0,5092	0,6585	1,2468
6	478,2444	0,0098	0,4003	0,4866	0,6052	0,5100	0,6581	1,2465
7	1116,0873	0,0101	0,4322	0,4861	0,6038	0,5095	0,6587	1,2462
8	2308,0518	0,0103	0,4767	0,4859	0,6055	0,5098	0,6582	1,2473
9	4412,3638	0,0105	0,5293	0,4860	0,6044	0,5095	0,6581	1,2517
10	7911,3560	0,0107	0,5968	0,4868	0,6031	0,5097	0,6580	1,2454

3.2. táblázat. Szűrések végrehajtásának ideje másodpercben a kernelablak sugarának függvényében, 100 futtatásból átlagolva. Az irányított szűrőknél a futásidő az irányító előállítását is magában foglalja. Rövidítések: BISZ – bemenettel, FBISZ – feljavított bemenettel, AFISZ – anatómiai felvétellel, AFIBISZ – anatómiai felvétel által irányított bemenettel, KISZ – kétcsatornás irányítóval irányított szűrő.

A medián szűrés exponenciálisan növekedő futásidejét a medián meghatározásához szükséges rendezés okozza, amelyet buborékrendezéssel valósítottam meg. Megjegyzendő, hogy a medián szűrésre már léteznek konstans idejű algoritmusok is [23, 18].

A Gauss-szűrés rendkívül gyorsan végrehajtható a művelet szeparálhatóságának köszönhetően. Háromdimenzióban a Gauss-függvény az egyes tengelyirányokhoz tartozó, egydimenziós Gauss-függvények szorzataként áll elő. A művelet emiatt elvégezhető úgy, hogy először csak az x tengely mentén szűrünk, majd ennek kimenetét az y tengely mentén, végül az így előálló képet a z tengely mentén szűrjük. Ez a megközelítés $\mathcal{O}(nw^3)$ helyett mindössze $\mathcal{O}(3nw)$ komplexitású, ahol w a kernelablak szélessége és n a voxelek száma.

Az irányított szűrésnek aránylag magas a futásideje, viszont független a kernelablak méretétől. Nagy kernelablak esetén így kedvezőbb a sebessége a bilaterális szűrésnél.

Az irányított szűrő típusainál a feltüntetett futásidők az irányító előállítását is magában foglalják. A legtöbb időt az anatómiai felvétel által irányított bemenet előállítása igényli, aminek során kezelni kell a PET rekonstrukció és a másik képalkotó eljárás eltérő felbontását, illetve végre kell hajtani az irányított bilaterális szűrést is minden alkalommal.

A kétcsatornás irányított szűrő a mátrixműveletek következtében magasabb futásidővel rendelkezik az egycsatornás típusokhoz képest: átlagosan 1,0179 másodperc a szűrés végrehajtása az egycsatornás 0,4865 másodpercével ellentétben. Ehhez hozzáadódik a két irányító előállításának ideje is, amely átlagosan 0,2292 másodpercet vesz igénybe.

3.3.4. Konklúzió

Megfelelő irányító és paraméterezés választásával az irányított szűrő rendkívül hatékonyan képes elnyomni a zajt a rekonstruált aktivitásképen a régióhatárok megőrzése mellett. A legjobb eredményt a kétsatornás irányított szűrő adja, amely felhasználja az anatómiai felvétel és a bemeneti kép feljavított változata által nyújtott információkat a szűréshez. Nagyobb számításigénye azonban magasabb futásidőhöz vezet, ami nem szerencsés, ha a szűrést minden iterációban végrehajtjuk. Ilyenkor érdemes egysatornás irányítót, például a feljavított vagy az anatómiai felvétellel irányított bemeneti képet választani. Az irányított szűrő legjobb alternatívájának a bilaterális szűrő bizonyult, azonban ez kissé jobban elmosta a kép finom részleteit (3.3.2. fejezet), így az aktivitáskép diagnosztikai felhasználhatósága csökkent. Ezenfelül a bilaterális szűrő időnként képhibákat, például lépcsőzetességet vagy gradiensmegfordítást is előidézhet.

A vizsgált iterációszám mellett (30 iteráció) nem volt tapasztalható lényeges különbség aközött, hogy a szűréseket minden iterációban végrehajtottuk-e, vagy csak az utolsó iterációban. Más adaton, esetlegesen hosszabb rekonstrukciónál szükség lehet a szűrés iterációnkénti, vagy pár iterációnkénti végrehajtására. A gyakorlatban alkalmazott, aránylag kevés iterációból álló rekonstrukciónál azonban elegendő a legvégén, egyszer elvégezni az aktivitáskép szűrését.

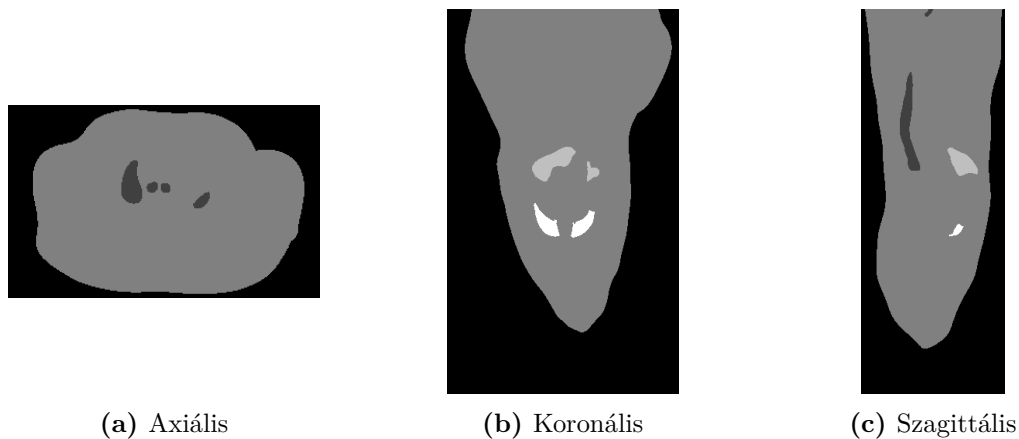
3.4. Eredmények dinamikus rekonstrukció esetén

A dinamikus rekonstrukciónál vizsgált szűrők:

- AFIBISZ: anatómiai felvétel által irányított bemenettel irányított szűrő (3.1.1.4 fej.),
- SRKISZ: statikus rekonstrukció képével irányított szűrő (3.1.2.1. fejezet),
- HISZ: háromcsatornás irányított szűrő, ahol az egyes csatornákat az időkeretek csoportosításával kapjuk (3.1.2.2. fejezet),

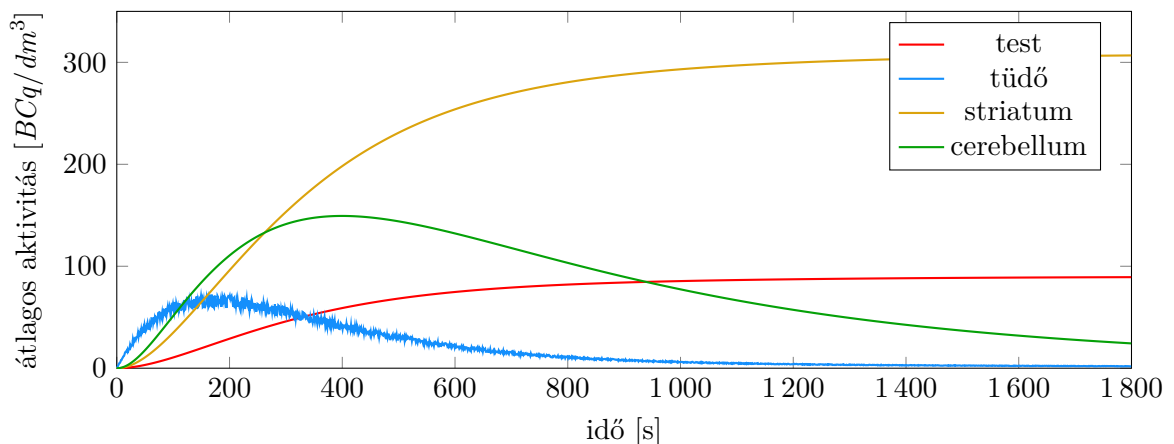
továbbá ezek parametrikus változatai, amelyek az aktivitáskép helyett az egyes kinetikus paramétereket szűrik.

A kiértékelés egy patkányfantomon történt (3.5. ábra), amely négy régióból áll: testből, tüdőből, striatumból (az előagy egy neuroncsoportja) és cerebellumból (kisagy).

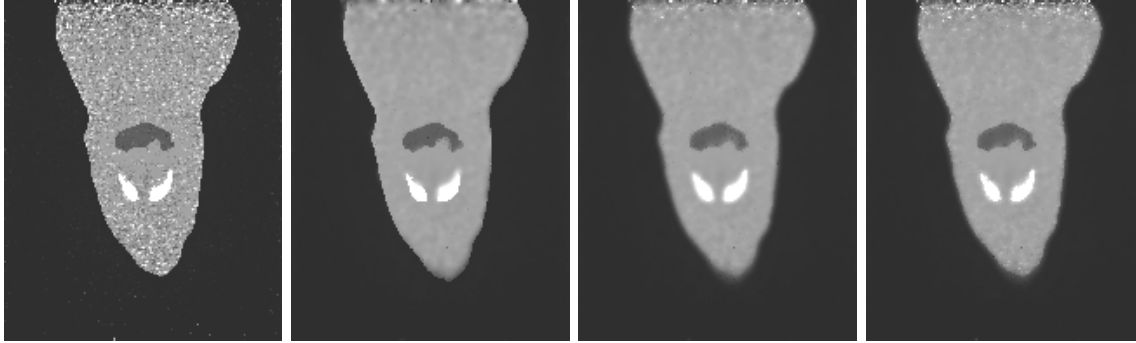


3.5. ábra. A patkányfantom különböző tengelymetszetei

A rekonstruált tértartomány $160 \times 100 \times 196$ voxelre lett felosztva. A szimuláció 1800 másodperces időtartamot ölel fel, amelyet 9, egyenként 200 másodperces időkeretre bontottam. Az aktivitások alakulását a szimuláció időtartama alatt a 3.6. ábra mutatja. A szűrések során a kernelablak $r = 4$ sugarú volt.



3.6. ábra. Referencia idő-aktivitás függvény



(a) szűrés nélkül (b) AFIBISZ ($\epsilon = 1$) (c) SRKISZ ($\epsilon = 1000$) (d) HISZ ($\epsilon = 100$)

3.7. ábra. A rekonstrukció eredménye szűrés nélkül, illetve az utolsó iterációban aktivitásszűrést végrehajtva különböző irányítókkal. Rövidítések: AFIBISZ – anatómiai felvétel által irányított bemenettel, SRKISZ – statikus rekonstrukció képével, HISZ – háromcsatornás irányítóval irányított szűrő. Kétszövetes kompartment-modell, 50 iteráció.

3.4.1. Eredmények kétszövetes kompartment-modellel

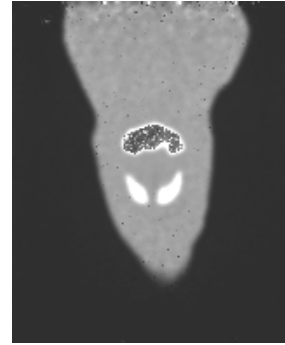
A 3.7a ábrán látható a szűrők nélkül rekonstruált kép kétszövetes kompartment-modellrel használva, 50 iteráció után. A képen nagyfokú zaj figyelhető meg. Az irányított szűrő akár egyszeri, a rekonstrukció végén történő alkalmazása nagymértékben képes elnyomni ezt a zajt, a valódihoz sokkal közelebb álló aktivitásképet eredményezve (3.7. ábra). Nem megfelelő szűrőparaméterek mellett azonban hibák jelenhetnek meg a kimeneti képen (3.8. ábra).

A 3.8a ábrán az látható, hogy a háromcsatornás irányított szűrőt minden iterációban alkalmazva, kicsi regularizáció ($\epsilon = 1$) mellett a régióhatárok mentén nagy szórású sávok keletkeznek. Ennek oka az, hogy ha ϵ értéke kicsi, akkor a régióhatároknál $\sigma_k^2 \gg \epsilon$ lesz, így $a_k \approx 1$ és $b_k \approx 0$, tehát a kimeneti kép a határok mentén az irányító intenzitásértékeit fogja felvenni. Az irányító jelen esetben háromcsatornás, ahol az egyes csatornák az egyes időkeretcsoportok aktivitásképeinek az összegei. Ezek az aktivitásképek önmagukban is zajosak, ráadásul a zaj véletlenszerűsége miatt a három csatornán más-más annak az eloszlása, így az irányító fokozottan zajosnak tekinthető. Ez a zaj átültetődik a kimeneti képre, ami a következő iterációban még zajosabb irányítóhoz vezet, így egy láncfolyamatot elindítva egyre rosszabb kép áll elő. A probléma megszűnik, ha növeljük a regularizációt (3.9a. ábra). Egy másik megoldás is adható abban az esetben, ha a rendelkezésünkre áll a páciens anatómiai szegmentációja. Ekkor a lineáris együtthatók számítása közben figyelembe vehetjük, hogy az éppen vizsgált voxel ugyanahhoz a szövetrégióhoz tartozik-e, mint a kernelablak középső voxele, és amennyiben nem, figyelmen kívül hagyhatjuk. Így a szűrés során nem lépjük át a régióhatárt, aminek következtében sokkal pontosabb eredményt kapunk az élek mentén (3.9b. ábra).

A 3.8b. ábra a parametrikus szűrés eredményét mutatja. Az irányító a statikus rekonstrukció képe volt, azonban a másik két irányítót alkalmazva is a bemutatottal megegyező eredménykép áll elő. Látható, hogy a cerebellumban számottevő zaj jelent meg, a határai mentén pedig hamis intenzitáslépcső keletkezett. A test körvonala elmosódott, és a belsejében elszórtan fekete (alacsony intenzitású) pontok formálódtak. A jelenség oka, hogy a voxelaktivitás a kétszövetes kompartment-modell paramétereitől exponenciálisan függ (1.1 egyenlet) (α_1 és α_2 tisztán exponenciális paraméterek, de ezek értéke a_1 -re és a_2 -re is hatással van). Az irányított szűrő, továbbá a 3.2. fejezetben leírt alternatív szűrők modelljei is lineáris skálázódást feltételeznek, így nem alkalmazhatóak exponenciális értékek szűrésére.



(a) Háromcsatornás aktivitásszűrés minden iterációban, $\epsilon = 1$



(b) Statikus rekonstrukció képével irányított parametrikus szűrés az utolsó iterációban

3.8. ábra. Képhibák megjelenése a kimeneten kétszövetes kompartment-modellnél



(a) Regularizáció növelése $\epsilon = 10$ -re



(b) Régióhatárok figyelembe vétele

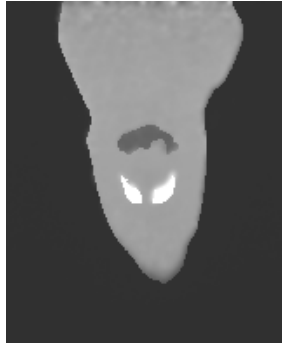
3.9. ábra. Megoldások a 3.8a ábrán látható képhibára

3.4.2. Eredmények spektrális modellel

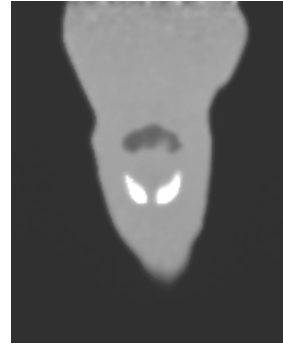
A 3.10 ábrán látható a szűrők nélkül rekonstruált kép spektrális modellel használva, 20 iteráció után. Az idő-aktivitás függvényt a 3.17. ábra mutatja. A spektrális modellel végzett mérések az egyes irányítók hatásának, az aktivitásszűrés és a parametrikus szűrés különbségeinek, a szűrés végrehajtásának gyakoriságának (minden iterációban vagy csak az utolsóban), illetve az együtthatók számításakor a régióhatárok figyelembe vételének vagy figyelmen kívül hagyásának az összehasonlítására irányultak.



3.10. ábra. A rekonstrukció eredménye szűrés nélkül. Spektrális modell, 20 iteráció.

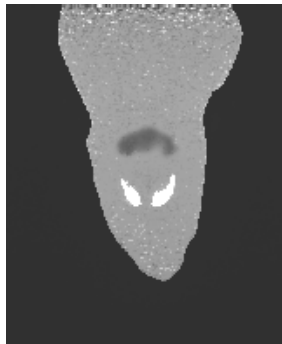


(a) $\epsilon = 1$



(b) $\epsilon = 1000$

3.11. ábra. A rekonstrukció eredménye az utolsó iterációban az anatómiai felvétel által irányított bemenettel irányított aktivitásszűrést végrehajtva. Spektrális modell, 20 iteráció.



(a) Statikus rekonstrukció képével irányított



(b) Háromcsatornás irányítóval irányított

3.12. ábra. A rekonstrukció eredménye az utolsó iterációban aktivitásszűrést végrehajtva, kis regularizáció ($\epsilon = 1$) mellett. Spektrális modell, 20 iteráció.

3.4.2.1. Aktivitásszűrés

Csak az utolsó iterációban végrehajtva a szűrést. Az anatómiai felvétellel irányított bemenetet használva irányítónak már kicsi regularizáció mellett is rendkívül szép képet kapunk eredményül (3.11a. ábra). Kicsi regularizációnál nincs látható hatása annak, hogy az együtthatók számításakor megengedjük-e a régióhatárok átlépését. Nagy regularizációnál azonban a kép életlenné válik, ha nem vesszük figyelembe a régióhatárokat (3.11b).

A statikus rekonstrukció képével, illetve a háromcsatornás irányítóval irányított szűrés kicsi regularizáció mellett nem csökkenti a kép zajosságát (3.12. ábra). Nagy regularizáció esetén azonban már jól megfigyelhető a szűrés simító hatása. Ekkor – a korábban tapasztaltaknak megfelelően – a régióhatárok figyelembe vétele nélkül a kép élei elhomályosodnak (3.13a. ábra). Amennyiben viszont nem engedjük meg a régióhatárok átlépését az együtthatók számításakor, az élek rendkívül pontosan megmaradnak (3.13b. ábra).

A legjobb eredményt a háromcsatornás irányított szűrő adta nagy regularizáció, és a régióhatárok figyelembe vétele mellett. A rekonstrukció idő-aktivitás függvénye a 3.18 ábrán látható.

Minden iterációban végrehajtva a szűrést. Ha a szűrést minden iterációban elvégezzük, akkor bármely irányítót is használjuk, már kicsi regularizáció mellett is nagyon sima képet kapunk eredményül (3.14a. ábra). Nagy regularizációnál azonban a kép elmosódik, amennyiben megengedjük a régióhatárok átlépését az együtthatók számításakor (3.14b).



(a) Régióhatárok figyelembe vétele nélkül



(b) Régióhatárok figyelembe vételével

3.13. ábra. A rekonstrukció eredménye az utolsó iterációban háromcsatornás aktivitásszűrést végrehajtva, nagy regularizáció ($\epsilon = 1000$) mellett. Spektrális modell, 20 iteráció.



(a) $\epsilon = 1$



(b) $\epsilon = 100$

3.14. ábra. A rekonstrukció eredménye minden iterációban háromcsatornás aktivitásszűrést végrehajtva. Spektrális modell, 20 iteráció.

Ha a háromcsatornás irányított szűrést minden iterációban végrehajtjuk kicsi regularizáció mellett, még a régióhatárok ismeretének felhasználása nélkül is pontosabb eredményt kapunk, mintha csak a rekonstrukció végén hajtottuk volna végre a szűrést (3.19. ábra).

3.4.2.2. Parametrikus szűrés

A voxelaktivitás a spektrális modell kinetikus paramétereinek lineáris függvénye, ebből kifolyólag a paramétereken végrehajthatóak az irányított szűréshez hasonló lineáris szűrések az eredmények torzulása nélkül.

Csak az utolsó iterációban végrehajtva a szűrést. Parametrikus szűrésnél mindhárom vizsgált irányítóval identikus kép állt elő a rekonstrukció eredményeként. A regularizáció nagysága sem volt hatással a kimenetre. A régióhatárok figyelembe vétele az együtthatók számításakor azonban kulcsfontosságúnak bizonyult, ugyanis nélküle a rekonstruált kép életlen lett (3.15a. ábra). A régióhatárok betartása mellett (3.15b. ábra) a kimenet az anatómiai felvétellel irányított bemenettel irányított aktivitásszűrés kimenetével (3.11a. ábra) egyezett meg. A parametrikus szűrés eredményeként előállt idő-aktivitás függvény a 3.20 ábrán látható.



(a) Régióhatárok figyelembe vétele nélkül



(b) Régióhatárok figyelembe vételével

3.15. ábra. A rekonstrukció eredménye az utolsó iterációban háromcsatornás parametrikus szűrést végrehajtva ($\epsilon = 1$). Spektrális modell, 20 iteráció.



(a) Régióhatárok figyelembe vétele nélkül



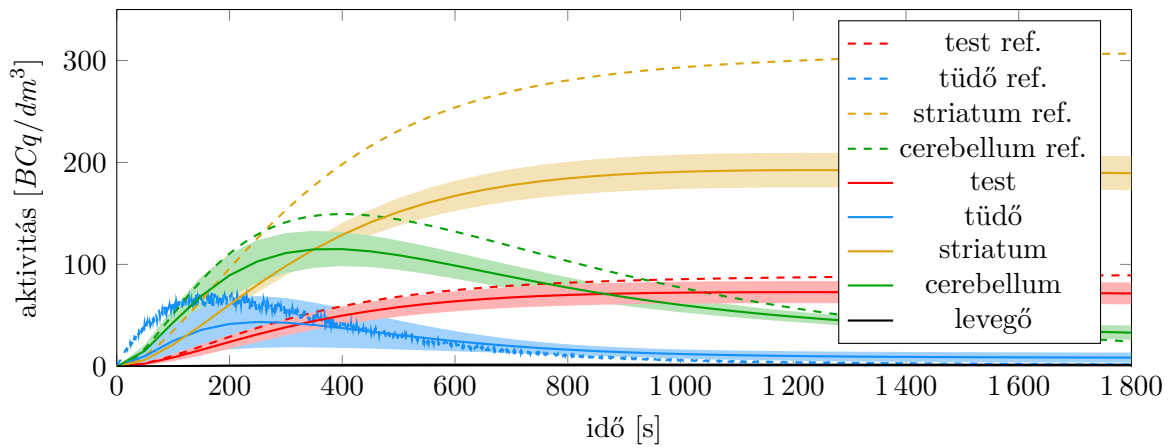
(b) Régióhatárok figyelembe vételével

3.16. ábra. A rekonstrukció eredménye minden iterációban háromcsatornás parametrikus szűrést végrehajtva ($\epsilon = 1$). Spektrális modell, 20 iteráció.

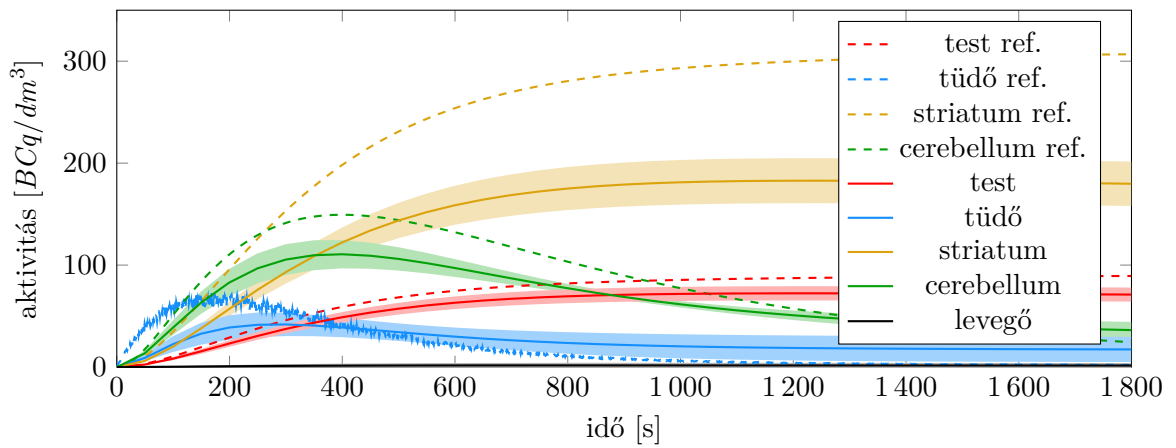
Minden iterációban végrehajtva a szűrést. A szűrés egyszeri alkalmazásakor tapasztaltak fokozódtak, ha minden iterációban elvégeztük a műveletet. A régióhatárok figyelembe vétele nélkül a kimeneti kép az utolsó iterációra rendkívül elmosottá vált (3.16a. ábra), figyelembe vételükkel (3.16b. ábra) azonban hasonlóan éles és zajtól mentes képet kaptunk, mint az anatómiai felvétellel irányított bemenettel irányított aktivitásszűrésnél.

3.4.3. Konklúzió

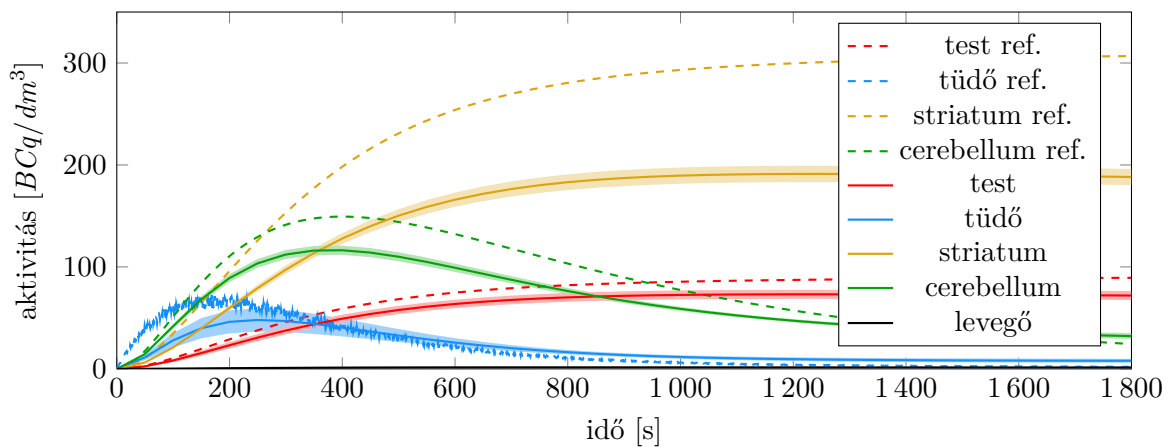
A legjobb eredményt a háromcsatornás aktivitásszűrés adta. Amennyiben a szűrést minden iterációban elvégezzük, úgy kis regularizáció, csak az utolsó iterációban való elvégzése esetén pedig nagy regularizáció beállítása javasolt. Mindkét esetben az előállt kimeneti képen szinte egyáltalán nem látható zaj. Az élesség tovább javítható, ha rendelkezésünkre áll a páciens anatómiai szegmentációja, és az együtthatók számításakor nem lépjük át a régióhatárokat. (A szűrést minden iterációban elvégezve ezen tudás nélkül is kellően éles képet kapunk, egyszeri végrehajtás esetén azonban szükséges lehet e többletinformáció felhasználása.) A parametrikus szűrés csak abban az esetben eredményez éles képet, ha ismerjük a régióhatárokat, és figyelembe vesszük ezeket a művelet elvégzése során.



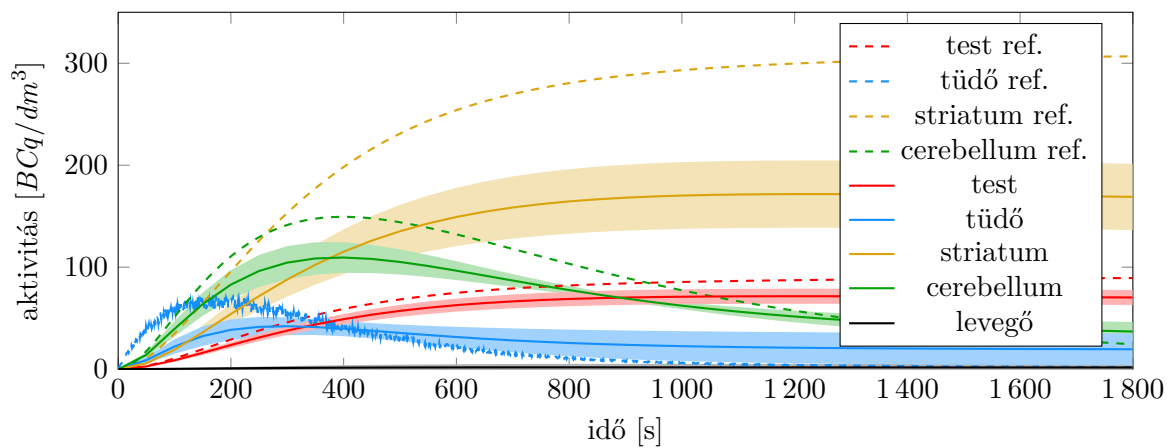
3.17. ábra. Idő-aktivitás függvény szűrők nélkül



3.18. ábra. Idő-aktivitás függvény az utolsó iterációban háromcsatornás aktivitásszűréssel, nagy regularizáció mellett ($\epsilon = 1000$), a régióhatárok figyelembe vételével



3.19. ábra. Idő-aktivitás függvény minden iterációban háromcsatornás aktivitásszűréssel, kis regularizáció mellett ($\epsilon = 1$), a régióhatárok figyelembe vétele nélkül



3.20. ábra. Idő-aktivitás függvény az utolsó iterációban parametrikus szűréssel, a régióhatárok figyelembe vételével (irányító: anatómiai felvétel által irányított bemenet, $\epsilon = 1$)

4. fejezet

Parciálistérfogat-korrekción irányított szűréssel

A PET képképzést a *parciálistérfogat-hatás* (partial volume effect, PVE) nehezíti meg, amely a rekonstruált kép elmosódottságához vezet, ezáltal megakadályozza a nyomjelző helyének és mennyiségének pontos meghatározását. Kialakulását két tényező okozza [28, 7]. Az egyik a képképző rendszer alacsony térbeli felbontása, melyet a vizsgálat fizikája (pozitron vándorlás, akollinearitás, fotonszóródás), a detektorok elrendezkedése, illetve maga a rekonstrukciós folyamat limitál. Ez azt eredményezi, hogy az egyes szövetek aktivitásának egy része a rekonstrukció során a környező szövetekben jelenik meg. A másik tényező a voxelek heterogenitása, melynek oka a valódi szövetstruktúra és a voxelrács felosztása közötti eltérés. A legtöbb voxel több, különböző típusú szövetet is tartalmaz, és az egyes voxelekben mért aktivitás a benne található szövetek átlagos aktivitásának felel meg. Ennek hatása nagyobb felbontású anatómiai felvételek, például CT vagy MRI felvételek segítségével mérsékelhető.

A parciálistérfogat-hatás megfelelő korrekciója (partial volume correction, PVC) kvantitatív PET méréseknél kritikus. Különösképpen igaz ez az agy öregedési vizsgálatánál, ahol az agykéreg aktivitásának látszólagos csökkenése a korrekciót követően megszűnik [8].

4.1. Parciálistérfogat-korrekción technikák

Az első kísérlet a parciálistérfogat-hatás kompenzálására visszanyerési együtthatók számítására épült a rendszer pontterjedésfüggvénye és a vizsgált régió geometriájának alapján [13]. Azóta számos parciálistérfogat-korrekción eljárást mutattak be mind előzetes strukturális információk felhasználásával, mind anélkül.

Általánosságban véve a parciálistérfogat-korrekción elvégezhető a rekonstrukción közben, felbontásmodellezéssel, vagy a rekonstrukción után is. Mindkét megoldásosztály felosztható voxelalapú, valamint régióalapú megközelítésekre. Ez utóbbi esetén a régiók nagyfelbontású anatómiai felvételek szegmentálásával vagy parcellálásával határozhatóak meg.

A legnépszerűbb technika a geometriai transzfer mátrix módszer [25]. Ez a CT vagy MRI képeket nemátfedő régiókra szegmentálja, amelyek az egyes szövet típusokat képviselik, majd ezeket a régiókat a parciálistérfogat-hatást előidéző tényezők korrigálására használja. Annak érdekében, hogy ne kelljen a teljes adathalmazt szegmentálni, projekcióalapú aktivitásbecslési módszerek alkalmazhatóak, melyek csak néhány (2-4) szövet típusnak egy kis térfogaton belüli szegmentálását igénylik [19, 29].

A parciálistérfogat-korrekción módszerekről Aston és társai készítettek átfogó tanulmányt [1].

4.2. Javasolt módszer

A parciálistérfogat-hatás következtében fellépő elmosás matematikailag a rendszer *pontterjedésfüggvényével* (point spread function, PSF) való konvolúciónak felel meg [13, 1]. A PSF a rendszer egyetlen, pontszerű aktivitásforrásra adott válaszát írja le. A rekonstruált képen ugyanis a parciálistérfogat-hatás miatt nem csupán a forrást tartalmazó voxelben, hanem annak kis környezetében is aktivitás keletkezik. A PFS-t előzetes mérésekkel lehet meghatározni, vagy közelíteni lehet anizotróp Gauss-függvénnyel [25, 1].

Módosítsuk úgy az irányított szűrés költségfüggvényét (2.3 egyenlet), hogy ne a kimeneti képnek, hanem annak a pontválaszfüggvénnyel konvolválta változatának a bemenettől való eltérését minimalizáljuk, tehát $\|Q - P\|$ helyett $\|(PSF \otimes Q) - P\|$ legyen minimális (P a bemenetet, Q a kimenetet, \otimes a konvolúciós operátort jelöli).

A 2.1 egyenlet alapján a k voxel középpontú ω_k ablakban

$$(PSF \otimes Q)_i = a_k (PSF \otimes G)_i + b_k (PSF \otimes I)_i, \quad \forall i \in \omega_k, \quad (4.1)$$

ahol I az egységkép. A továbbiakban legyen $G^* = (PSF \otimes G)$, valamint $I^* = (PSF \otimes I)$. A módosított költségfüggvény a következő:

$$E(a_k, b_k) = \sum_{i \in \omega_k} ((a_k G_i^* + b_k I_i^* - P_i)^2 + \epsilon a_k^2), \quad (4.2)$$

melynek minimumhelyei:

$$a_k = \frac{\sum_{i \in \omega_k} (G_i^* P_i) \sum_{i \in \omega_k} (I_i^*)^2 - \sum_{i \in \omega_k} (G_i^* I_i^*) \sum_{i \in \omega_k} (I_i^* P_i)}{|\omega| \epsilon \sum_{i \in \omega_k} (I_i^*)^2 + \sum_{i \in \omega_k} (I_i^*)^2 \sum_{i \in \omega_k} (G_i^*)^2 - \left(\sum_{i \in \omega_k} G_i^* I_i^* \right)^2}, \quad (4.3)$$

$$b_k = \frac{\sum_{i \in \omega_k} (G_i^* P_i) - a_k \sum_{i \in \omega_k} (G_i^* I_i^*)}{\sum_{i \in \omega_k} (I_i^*)^2}. \quad (4.4)$$

A lineáris együtthatók új kiszámítási módjától eltekintve a kimenet változatlanul a 2.1 egyenletnek megfelelően áll elő. A PSF-fel való elmosás inverz hatása, vagyis az élesítés meg fog jelenni a kimeneti képen.

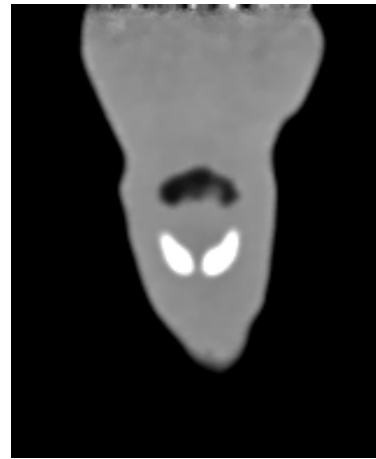
4.3. Eredmények

A 4.1a. ábrán látható a rekonstrukció eredménye parciálistérfogat-korrekciónélkül. Megfigyelhető, hogy a régióhatárok életlenek. A 4.2. fejezetben javasolt módosított irányított szűrés végrehajtásával a régióhatárok élessége helyreállt.

A rekonstruált idő-aktivitás függvényeket a 4.2. és 4.3. ábrák mutatják. Korrekciót alkalmazva a voxelek átlagos aktivitása számottevően jobban megközelíti a referenciaértékeket, mint a korrekció nélküli rekonstrukciónál.

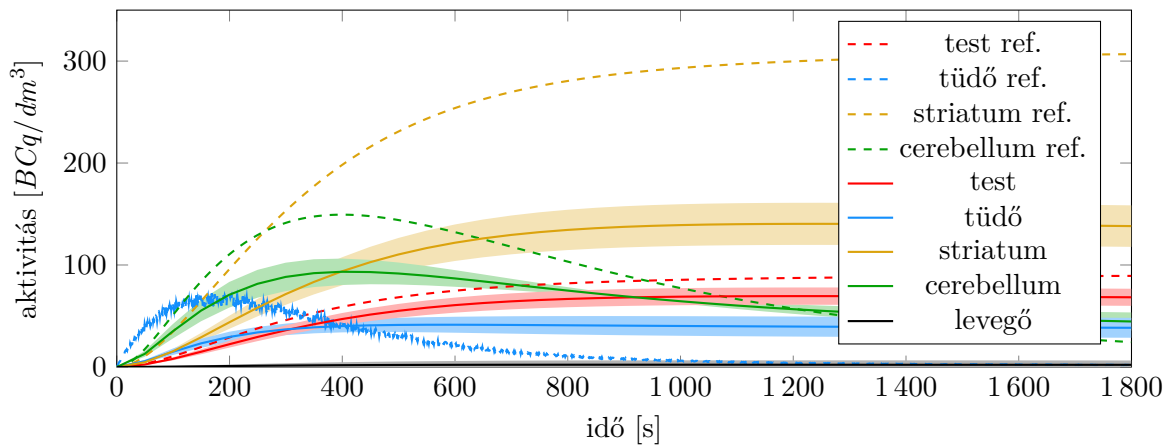


(a) PVC nélkül

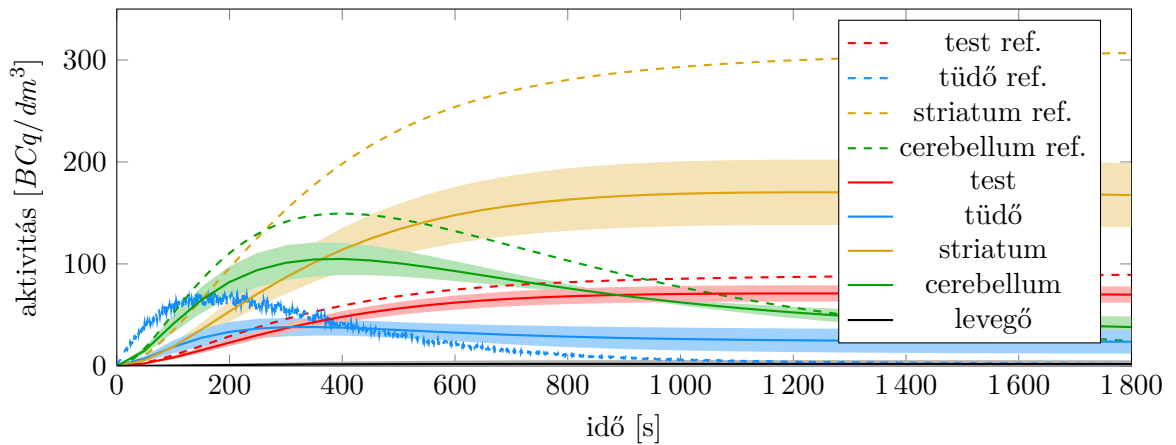


(b) PVC-vel ($\epsilon = 1$)

4.1. ábra. A rekonstrukció eredménye parciálistérfogat-korrekciónal és anélkül. Spektrális modell, 20 iteráció, a korrekció az utolsó iterációban került végrehajtásra.



4.2. ábra. Idő-aktivitás függvény PVC nélkül



4.3. ábra. Idő-aktivitás függvény PVC-vel ($\epsilon = 1$)

5. fejezet

Összefoglalás

A dolgozatban bemutatásra került, hogy hogyan lehet az irányított szűrőt a PET képalkotás javítására használni. Elsőként a szűrés zajcsökkentő szerepét vizsgáltam, amiben megfelelő irányító és paraméterezés választása esetén különösen hatékonynak bizonyult. Segítségével a zaj elnyomása mellett a szövethatárok élesítése is megvalósítható.

A legjobb eredményt többcsatornás irányítóval sikerült elérni.

Statikus rekonstrukciónál kétsatornás irányítót használtam, amelynek az egyik csatornája a bemeneti kép feljavított változata (3.1.1.2. fejezet), a másik csatornája pedig az anatómiai felvétel (CT, MRI) által irányított bemenet (3.1.1.4. fejezet) volt.

Dinamikus rekonstrukciónál háromcsatornás irányítót javasoltam, amelynek csatornáit az időkeretek csoportosításával, majd az egyes csoportokhoz tartozó aktivitásképek összeadásával kapjuk (3.1.2.2. fejezet). A módszer előnye, hogy megtartja azt az információt, hogy az egyes szövetekben mikor volt tapasztalható az aktivitás.

A javasolt irányítók alkalmazásával az irányított szűrő számottevően szebb és élesebb eredményt adott, mint a vizsgált alternatív szűrők (medián, Gauss, bilaterális).

A dolgozat második felében a PET képalkotás egy további nehezítő tényezőjét, a parciálistérfigat-hatást mutattam be. Korrigálásához az irányított szűrő módosítását javasoltam, amivel a rendszer pontterjedésfüggvényének ismeretében képesek vagyunk hatékonyan kompenzálni a jelenség által okozott elmosódást.

Köszönetnyilvánítás

A dolgozat első témaköre (Zajcsökkentés irányított szűréssel) az Innovációs és Technológiai Minisztérium ÚNKP-19-1 kódszámú Új Nemzeti Kiválóság programjának szakmai támogatásával készült.



A dolgozat második témaköre (Parciálistérfigat-korrekcio irányított szűréssel) az Európai Unió támogatásával, az Európai Szociális Alap társfinanszírozásával valósult meg (EFOP-3.6.2-16-2017-00013).



MAGYARORSZÁG
KORMÁNYA

Európai Unió
Európai Szociális
Alap



BEFEKTETÉS A JÖVŐBE

Irodalomjegyzék

- [1] John Aston–Vincent Cunningham–Marie-Claude Asselin–Alexander Hammers–Alan Evans–Roger Gunn: Positron emission tomography partial volume correction: Estimation and algorithms. *Journal of Cerebral Blood Flow & Metabolism*, 22. évf. (2002. 08), 1019–1034. p.
- [2] Az NVIDIA TITAN V grafikus kártya technikai specifikációi. http://www.gpuzoo.com/GPU-NVIDIA/Titan_v.html. Elérés dátuma: 2019. október 28.
- [3] A. Buades–B. Coll–J. . Morel: The staircasing effect in neighborhood filters and its solution. *IEEE Transactions on Image Processing*, 15. évf. (2006. June) 6. sz., 1499–1505. p.
- [4] L. Caraffa–J. Tarel–P. Charbonnier: The guided bilateral filter: When the joint/cross bilateral filter becomes robust. *IEEE Transactions on Image Processing*, 24. évf. (2015. April) 4. sz., 1199–1208. p.
- [5] CUDA Zone | NVIDIA Developer. <https://developer.nvidia.com/cuda-zone>. Elérés dátuma: 2019. október 28.
- [6] J. Cui–G. Prax–S. Prevrhal–L. Shao–C. S. Levin: Fully 3-d list-mode positron emission tomography image reconstruction on gpu using cuda. In *IEEE Nuclear Science Symposium Medical Imaging Conference* (konferenciaanyag). 2010. Oct, 2635–2637. p.
- [7] Kjell Erlandsson–Irène Buvat–P Hendrik Pretorius–Benjamin A Thomas–Brian F Hutton: A review of partial volume correction techniques for emission tomography and their applications in neurology, cardiology and oncology. *Physics in Medicine and Biology*, 57. évf. (2012. oct) 21. sz., R119–R159. p.
URL <https://doi.org/10.1088%2F0031-9155%2F57%2F21%2F119>.
- [8] Giampiero Giovacchini–Alicja Lerner–Maria T. Toczek–Charles Fraser–Kaizong Ma–James Demar–Peter Herscovitch–William C. Eckelman–Stanley I. Rapoport–Richard E. Carson: Brain incorporation of 11c-arachidonic acid, blood volume, and blood flow in healthy aging: a study with partial-volume correction. *Journal of nuclear medicine : official publication, Society of Nuclear Medicine*, 45 9. évf. (2004), 1471–9. p.
- [9] Andrew L. Goertzen–Qinan Bao–Mélanie Bergeron–Eric Blankemeyer–Stephan Blinder–Mario Cañadas–Arion F. Chatziioannou–Katherine Dinelle–Esmat Elhami–Hans-Sonke Jans–Eduardo Lage–Roger Lecomte–Vesna Sossi–Suleman Surti–Yuan-Chuan Tai–Juan José Vaquero–Esther Vicente–Darin A. Williams–Richard Laforest: Nema nu 4-2008 comparison of preclinical pet imaging systems. *Journal of nuclear medicine : official publication, Society of Nuclear Medicine*, 53. évf. (2012. Aug) 8. sz., 1300–1309. p. ISSN 1535-5667.

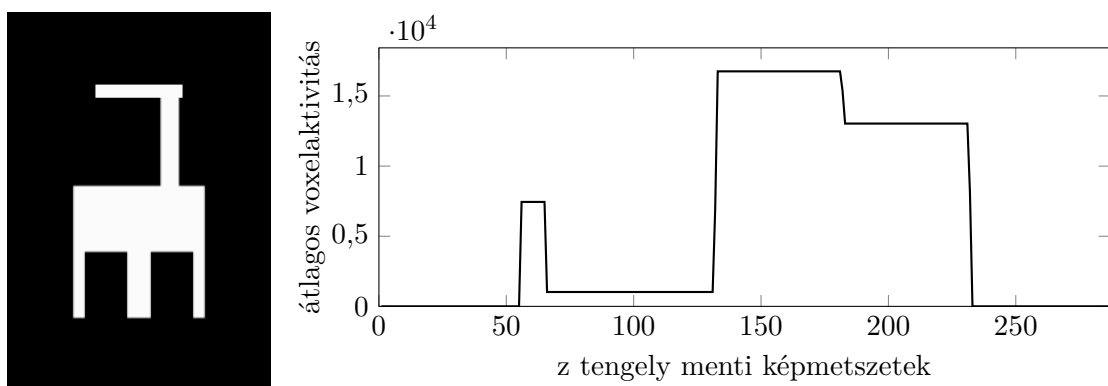
- [10] S. Ha–S. Matej–M. Ispiryan–K. Mueller: Gpu-accelerated forward and back-projections with spatially varying kernels for 3d direct tof pet reconstruction. *IEEE Transactions on Nuclear Science*, 60. évf. (2013. Feb) 1. sz., 166–173. p.
- [11] Kaiming He–Jian Sun–Xiaoou Tang: Guided image filtering. *IEEE transactions on pattern analysis and machine intelligence*, 35. évf. (2013. 06), 1397–1409. p.
- [12] Arthur E. Hoerl–Robert W. Kennard: Ridge regression: Biased estimation for nonorthogonal problems. *Technometrics*, 42. évf. (2000) 1. sz., 80–86. p. ISSN 00401706.
- [13] Edward J. Hoffman–S. C. Huang–Michael E. Phelps: Quantitation in positron emission computed tomography: 1. effect of object size. *Journal of computer assisted tomography*, 3 3. évf. (1979), 299–308. p.
- [14] Matthias Hofmann–Bernd Pichler–Bernhard Schölkopf–Thomas Beyer: Towards quantitative pet/mri: a review of mr-based attenuation correction techniques. *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, 36. évf. (2009. Mar) 1. sz., 93–104. p. ISSN 1619-7089. URL <https://doi.org/10.1007/s00259-008-1007-7>.
- [15] Hongbo Liu–Kun Wang–Jie Tian: Postreconstruction filtering of 3d pet images by using weighted higher-order singular value decomposition. *BioMedical Engineering OnLine*, 15. évf. (2016. 12).
- [16] Jean Logan: A review of graphical methods for tracer studies and strategies to reduce bias. *Nuclear Medicine and Biology*, 30. évf. (2003) 8. sz., 833 – 844. p. ISSN 0969-8051. Workshop on Receptor-Binding Radiotracers 2003.
- [17] L. Lu–D. Hu–X. Ma–J. Ma–A. Rahmim–W. Chen: Dynamic pet denoising incorporating a composite image guided filter. In *2014 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference (NSS/MIC)* (konferenciaanyag). 2014. Nov, 1–4. p.
- [18] Z. Ma–K. He–Y. Wei–J. Sun–E. Wu: Constant time weighted median filtering for stereo matching and beyond. In *2013 IEEE International Conference on Computer Vision* (konferenciaanyag). 2013. Dec, 49–56. p.
- [19] Stephen Moore–Sudeepti Southekal–Mi-Ae Park–Sarah Mcquaid–Marie Kijewski–Stefan Muller: Improved regional activity quantitation in nuclear medicine using a new approach to correct for tissue partial volume and spillover effects. *IEEE Trans. Med. Imaging*, 31. évf. (2012. 01), 405–416. p.
- [20] J. Nuyts–J. A. Fessler: A penalized-likelihood image reconstruction method for emission tomography, compared to postsmoothed maximum-likelihood with matched spatial resolution. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 22. évf. (2003. Sep.) 9. sz., 1042–1052. p.
- [21] László Papp–Gábor Jakab–Balázs Tóth–László Szirmay-Kalos: Adaptive bilateral filtering for PET. In *IEEE Nuclear science symposium and medical imaging conference*, MIC'14 konferenciasorozat. 2014, M18–104. p.
- [22] Clifford S. Patlak–Ronald G. Blasberg–Joseph D. Fenstermacher: Graphical evaluation of blood-to-brain transfer constants from multiple-time uptake data. *Journal of Cerebral Blood Flow & Metabolism*, 3. évf. (1983) 1. sz., 1–7. p. URL <http://dx.doi.org/10.1038/jcbfm.1983.1>.
- [23] S. Perreault–P. Hebert: Median filtering in constant time. *IEEE Transactions on Image Processing*, 16. évf. (2007. Sep.) 9. sz., 2389–2394. p.

- [24] Cuong Pham–Synh Ha–Jae Jeon: A local variance-based bilateral filtering for artifact-free detail- and edge-preserving smoothing. 7088. köt. 2011. 11, 60–70. p.
- [25] Olivier G. Rousset–Yukuan Ma–Amy C. Evans: Correction for partial volume effects in pet: principle and validation. *Journal of nuclear medicine : official publication, Society of Nuclear Medicine*, 39 5. évf. (1998), 904–11. p.
- [26] L. A. Shepp–Y. Vardi: Maximum likelihood reconstruction for emission tomography. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 1. évf. (1982. Oct) 2. sz., 113–122. p.
- [27] Donald L. Snyder–M.I. Miller: The use of sieves to stabilize images produced with the em algorithm for emission tomography. *IEEE Transactions on Nuclear Science*, 32. évf. (1985. Oct) 5. sz., 3864–3872. p. ISSN 0018-9499.
- [28] Marine Soret–Steve Bacharach–Irene Buvat: Partial-volume effect in pet tumor imaging. *Journal of nuclear medicine : official publication, Society of Nuclear Medicine*, 48. évf. (2007. 07), 932–45. p.
- [29] Sudeepti Southekal–Sarah Mcquaid–Marie Kijewski–Stephen Moore: Evaluation of a method for projection-based tissue-activity estimation within small volumes of interest. *Physics in medicine and biology*, 57. évf. (2012. 02), 685–701. p.
- [30] László Szirmay-Kalos–Ágota Kacsó: Regularizing direct parametric reconstruction for dynamic pet with the method of sieves. In *Molecular Imaging Conference, MIC '16 konferenciasorozat*. 2016, M16D–1. p.
- [31] László Szirmay-Kalos–Ágota Kacsó–Milán Magdics–Balázs Tóth: Dynamic pet reconstruction on the gpu. *Periodica Polytechnica Electrical Engineering and Computer Science*, 62. évf. (2018) 4. sz., 134–143. p.
- [32] C. Tomasi–R. Manduchi: Bilateral filtering for gray and color images. In *Sixth International Conference on Computer Vision (IEEE Cat. No.98CH36271)* (konferenciaanyag). 1998. Jan, 839–846. p.
- [33] Mattia Veronese–Gaia Rizzo–Alessandra Bertoldo–Federico E. Turkheimer: Spectral analysis of dynamic pet studies: A review of 20 years of method developments and applications. *Computational and Mathematical Methods in Medicine*, 2016. évf. (2016) 7187541. sz. ISSN 1748-6718.
- [34] Z. Wang–P. D. Olcott–C. S. Levin: Acceleration of pet monte carlo simulation using the graphics hardware ray-tracing engine. In *IEEE Nuclear Science Symposium Medical Imaging Conference* (konferenciaanyag). 2010. Oct, 1848–1855. p.
- [35] Hiroshi Watabe–Yoko Ikoma–Yuichi Kimura–Mika Naganawa–Miho Shidahara: Pet kinetic analysis—compartmental model. *Annals of Nuclear Medicine*, 20. évf. (2006. Nov) 9. sz., 583. p. ISSN 1864-6433.
URL <http://dx.doi.org/10.1007/BF02984655>.
- [36] Jianhua Yan–Jason Chu–Shern Lim–David W Townsend: MRI-guided brain PET image filtering and partial volume correction. *Physics in Medicine and Biology*, 60. évf. (2015. jan) 3. sz., 961–976. p.
URL <https://doi.org/10.1088%2F0031-9155%2F60%2F3%2F961>.
- [37] Daniel Yu–Jeffrey Fessler: Edge-preserving tomographic reconstruction with nonlocal regularization. *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, 21. évf. (2002. 03), 159 – 173. p.

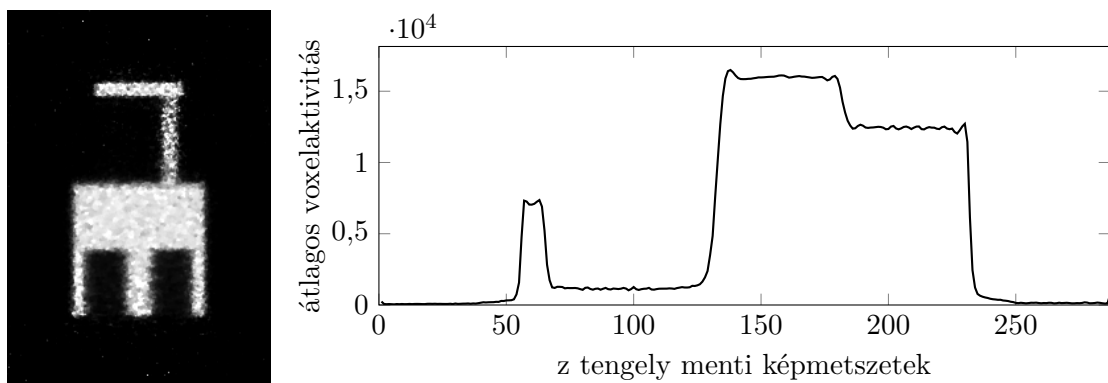
Függelék

F.1. Szűrők kimenetei és a szűrt képek z tengely profiljai a NEMA NU 4-2008 fantomnál

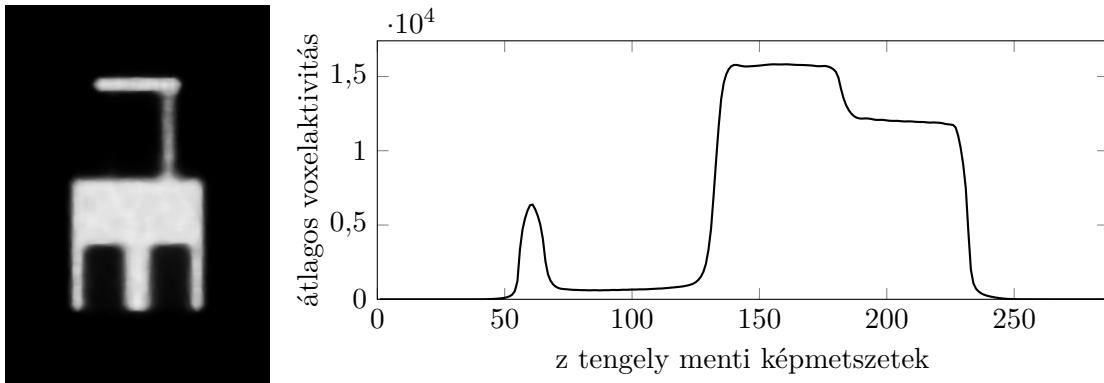
Az ábrák a kimenet $y = 95$ koordinátához tartozó koronális tengelymetszetét mutatják.



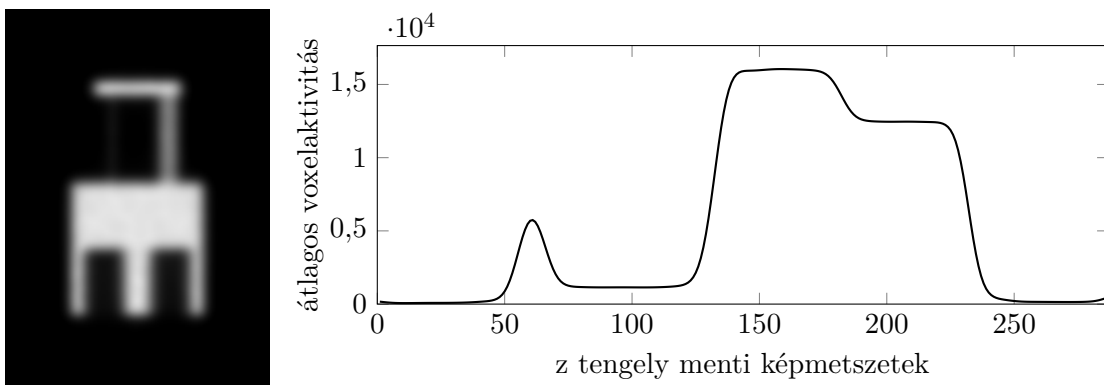
F.1.1. ábra. Referencia kimenet és z tengely profil



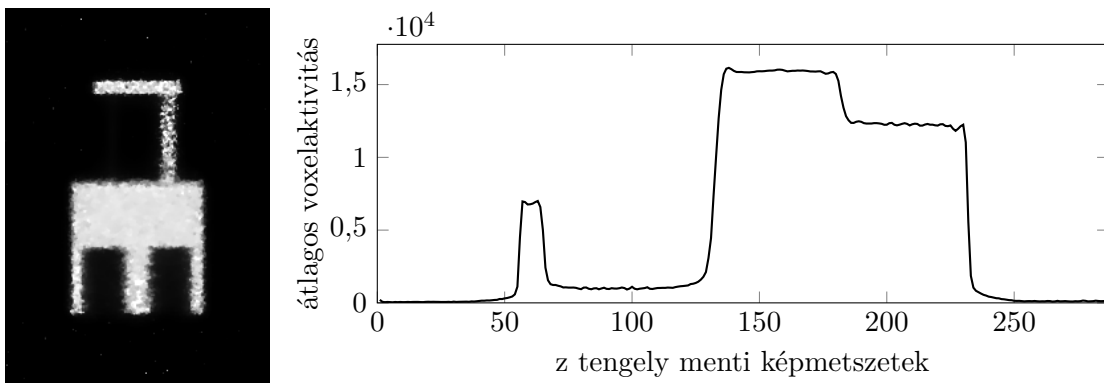
F.1.2. ábra. Kimenet és z tengely profil szűrők nélkül



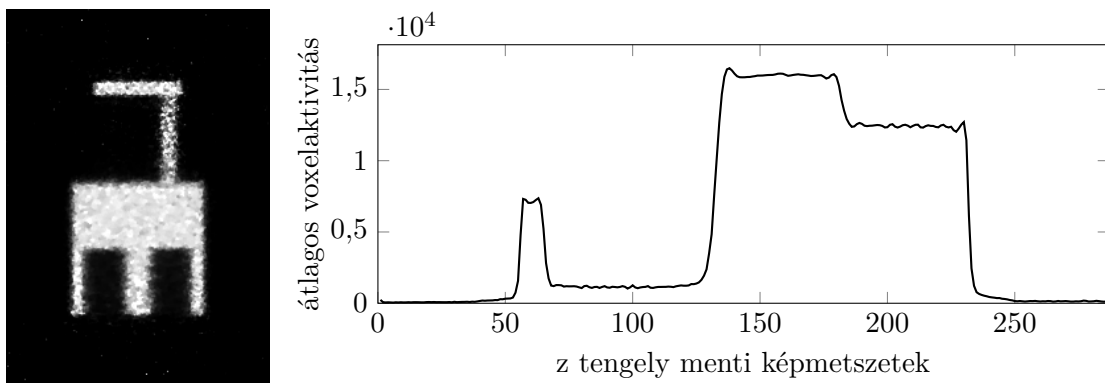
F.1.3. ábra. Kimenet és z tengely profil medián szűrővel ($r = 4$)



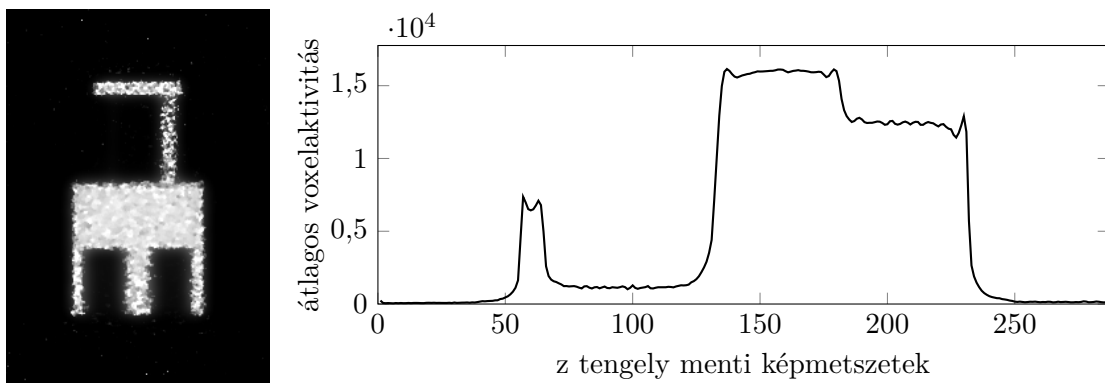
F.1.4. ábra. Kimenet és z tengely profil Gauss-szűrővel ($\sigma = 4$)



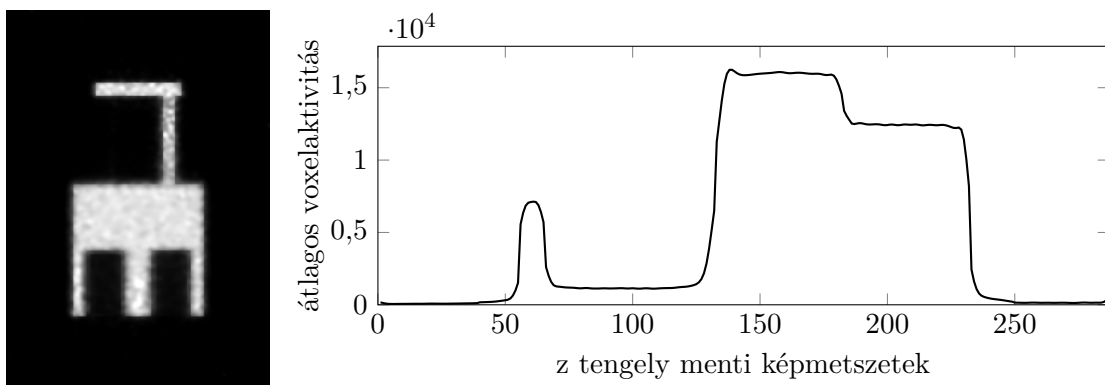
F.1.5. ábra. Kimenet és z tengely profil bilaterális szűrővel ($\sigma = 4$)



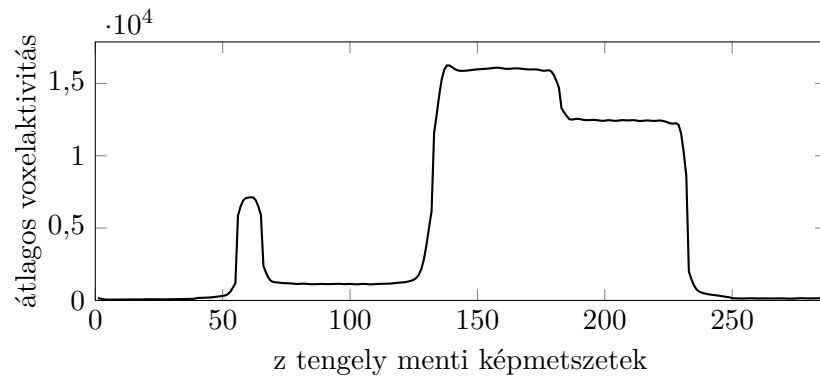
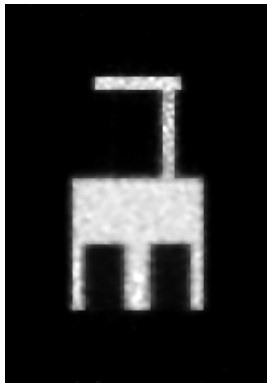
F.1.6. ábra. Kimenet és z tengely profil bemenettel irányított szűrővel ($r = 4$, $\epsilon = 1$)



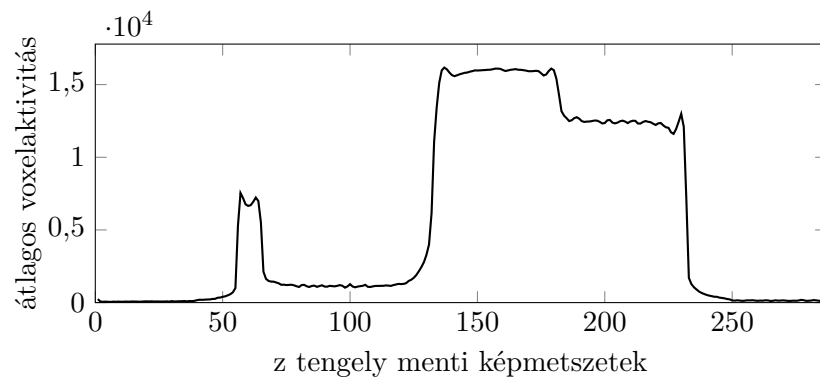
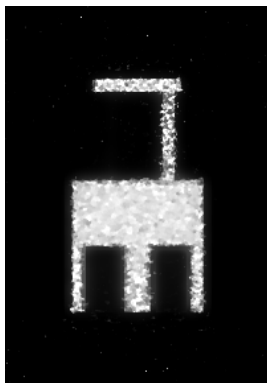
F.1.7. ábra. Kimenet és z tengely profil feljavított bemenettel irányított szűrővel ($r = 4$, $\epsilon = 1$, $\lambda = 3$)



F.1.8. ábra. Kimenet és z tengely profil anatómiai felvétellel irányított szűrővel ($r = 4$, $\epsilon = 1$)



F.1.9. ábra. Kimenet és z tengely profil anatómiai felvétel által irányított bemenettel irányított szűrővel ($r = 4$, $\epsilon = 1$)



F.1.10. ábra. Kimenet és z tengely profil kétsatornás irányított szűrővel ($r = 4$, $\epsilon = 1$, $\lambda = 3$)