

# Orvosbiológiai számítógépes gyakorlatok

(BMEVITMM203)

## Mérési jegyzőkönyv

---

# SPECT képzés

Készítették:

***Jánosa Dávid Péter (FDSA7Y)***

***Mokánszki Béla (FA8YEZ)***

***Veres Dániel Sándor (GLZPT9)***

2014. március 20.



M Ű E G Y E T E M 1 7 8 2

## Tartalom

Bevezető.....	2
A mérés célja .....	2
A méréshez felhasznált eszközök .....	2
1. mérés: Radon-transzformációhoz kapcsolódó feladatok.....	3
1. feladat .....	3
2. feladat.....	4
3. feladat .....	7
4. feladat.....	9
2. mérés: Rendszermátrix használata.....	11
1. feladat .....	11
3. mérés - Beépített rendszermátrix használata .....	13
1. feladat .....	13
2. feladat.....	14
3. feladat .....	16
4. feladat.....	17
4. mérés – Elnyelés szimulálása .....	20
1. feladat .....	20
2. feladat .....	22
A mérés értékelése.....	23

## **Bevezető**

Az orvos napjainkban is jelentősen támaszkodik anatómiai tudására. A morfológiai képalkotás alapgondolata, hogy a szervi bajokat a megváltozott anatómiai viszonyok mutatják meg. Számos esetben azonban nem elegendő a makroszkópos elváltozások megtalálása, a megfelelő diagnózishoz vagy sejtszintű felbontásra vagy a sejtek metabolizmusának feltérképezésére lenne szükség. Ezen vizsgálatokat átfogóan funkcionális képalkotásnak nevezzük, és tulajdonképpen egyszerűbb formában a klinikai gyakorlat részét képezik harminc éve. Természetesen az orvos és beteg számára akkor a leghasznosabbak ezen információk begyűjtése, amennyiben az az élő szervezeten belül – in vivo – valósul meg. Ezen funkcionális, in vivo technikák közé tartozik a Single Photon Emission Computed Tomography (SPECT) is.

## **A mérés célja**

A mérés folyamán különböző 2D képeket próbálunk meg rekonstruálni különböző algoritmusokkal és a rekonstruált képeket összehasonlítani egymással.

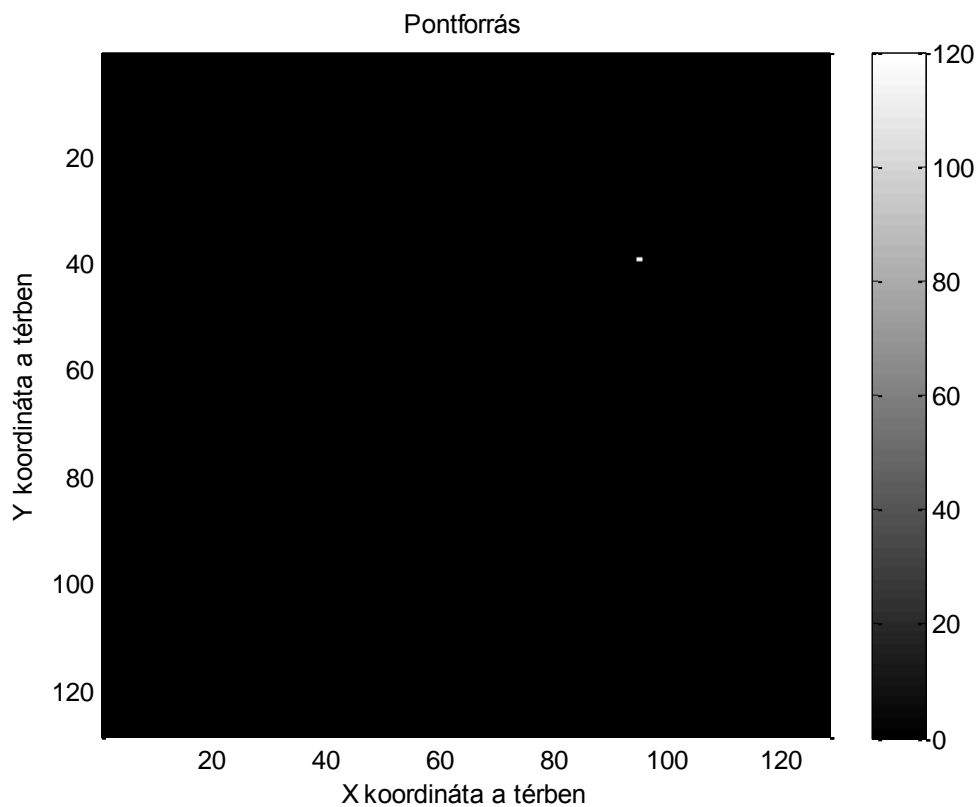
## **A méréshez felhasznált eszközök**

A mérés során a MATLAB 2006b programcsomagot használtunk, amely a Campus licenzprogram keretében elérhető az egyetemen. Valamint a [https://www.iit.bme.hu/sites/default/files/Meres6\\_scripts.zip](https://www.iit.bme.hu/sites/default/files/Meres6_scripts.zip) címen elérhető adatfájlokat használtuk.

# 1. mérés: Radon-transzformációhoz kapcsolódó feladatok

## 1. feladat

Hozzon létre egy  $128 \times 128$  méretű intenzitásképet, amelyben egyetlen pixel értéke legyen 0-tól különböző (a kép közepétől kicsit távolabb legyen ez a pontforrás, hogy a szinogramon lássuk a szinuszos formát!) Készítse el ezen pontforrás Radon transzformáltját és jelenítse meg a szinogramot (180 fokos és 360 fokos felvétel esetén is) A projekciók 3 fokonként készüljenek.

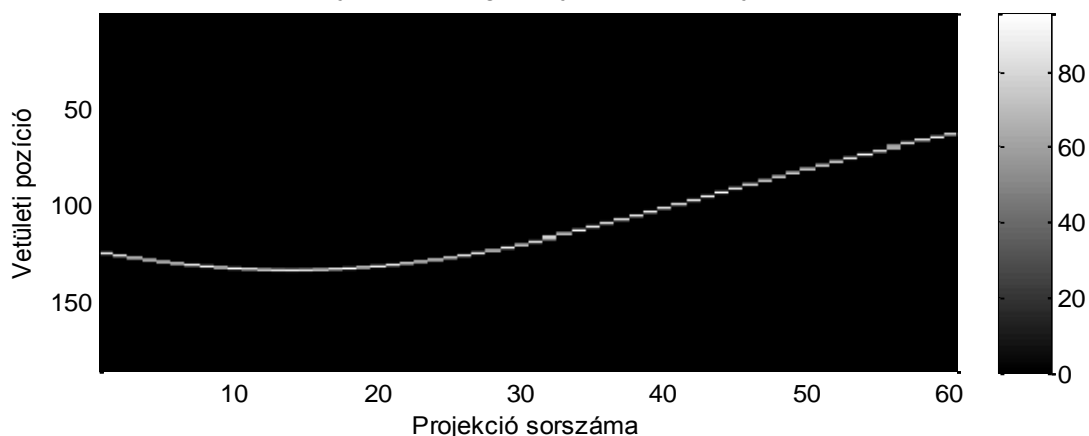


1. ábra: Elemzésre használt kép

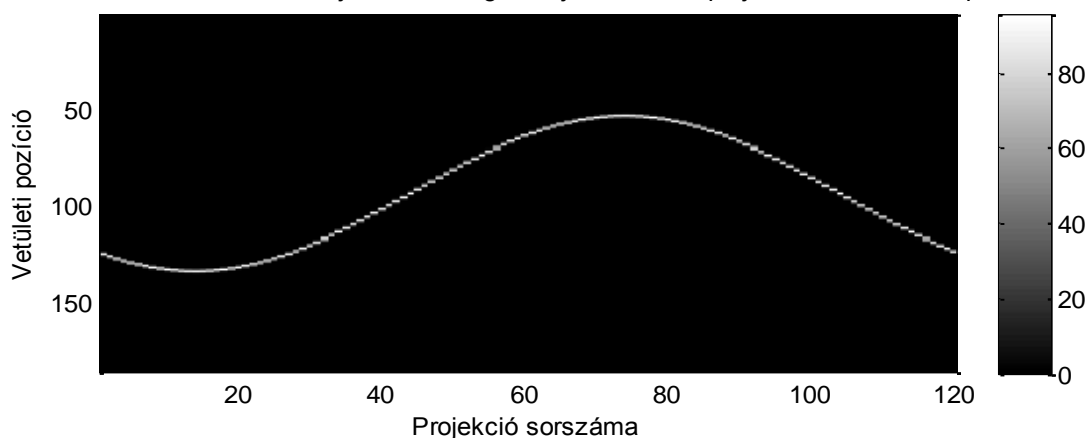
A fent látható képet elemeztük, amelynek minden pixelértéke 0, kivéve a 39, 95-ös koordinátájú pixelt, amelynek értéke 100.

A Radon- transzformációval készített szinogramok (180 és 360 projekciókkal) láthatók a 2. ábrán:

Pontforrás Radon-transzformációjának szinogramja 180 fokos projekcióval, 3 fokos lépésközzel



Pontforrás Radon-transzformációjának szinogramja 360 fokos projekcióval, 3 fokos lépésközzel



**2. ábra: Szinogramok (180 és 360 fokos projekciókkal)**

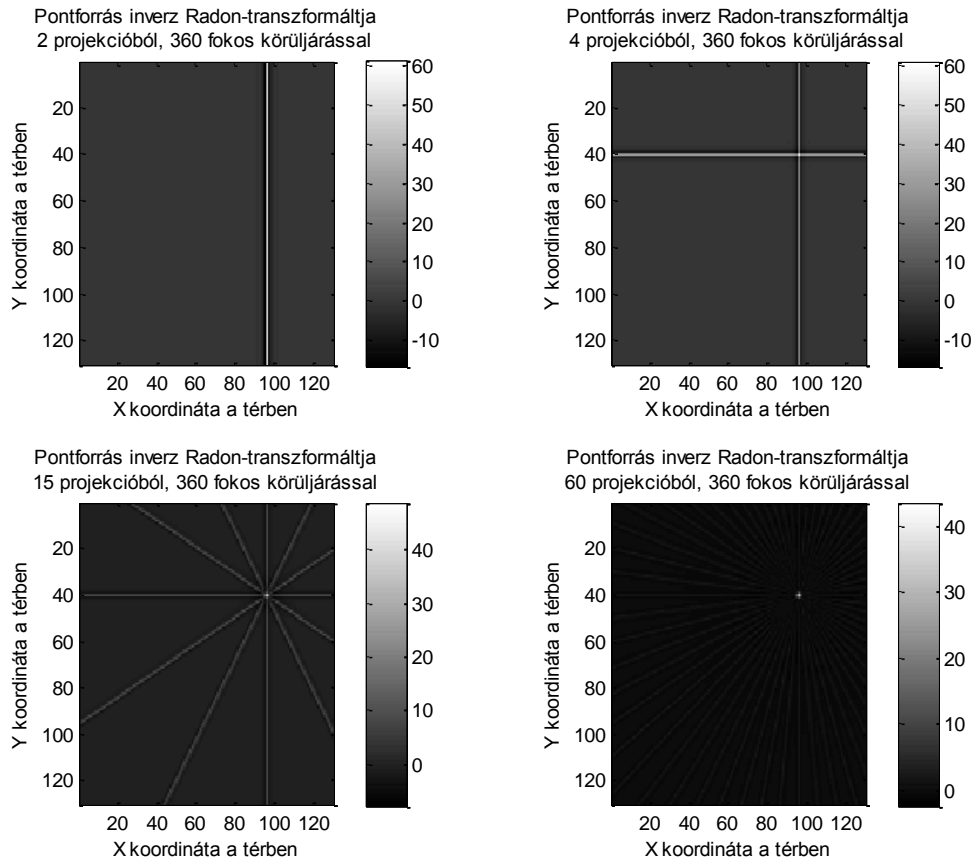
A két szinogramot összehasonlítva, jól látszik, hogy 180 fokos projekció esetében szépen kirajzolódik a fél szinusz, amíg a 360 fokosnál a teljes szinuszt láthatjuk.

Egy szimmetrikus, homogén struktúra, jelen esetünkben a 128x128-as „doboz”, esetében felmerül a kérdés, hogy van-e értelme a 360-as projekciónak, ugyanis ugyanazokat az értékeket kaphatjuk a „szemközti” vetítésekből. Más a helyzet egy in vivo, inhomogén test esetében, ahol például az eltérő attenuáció miatt a szemközti projekciók is lényegesen eltérhetnek egymástól.

## **2. feladat**

*Vizsgálja meg, hogy az inverz Radon-transzformáció hogyan rekonstruálja a pontforrást különböző számú (2,4...) vetületből. Mi a tapasztalat?*

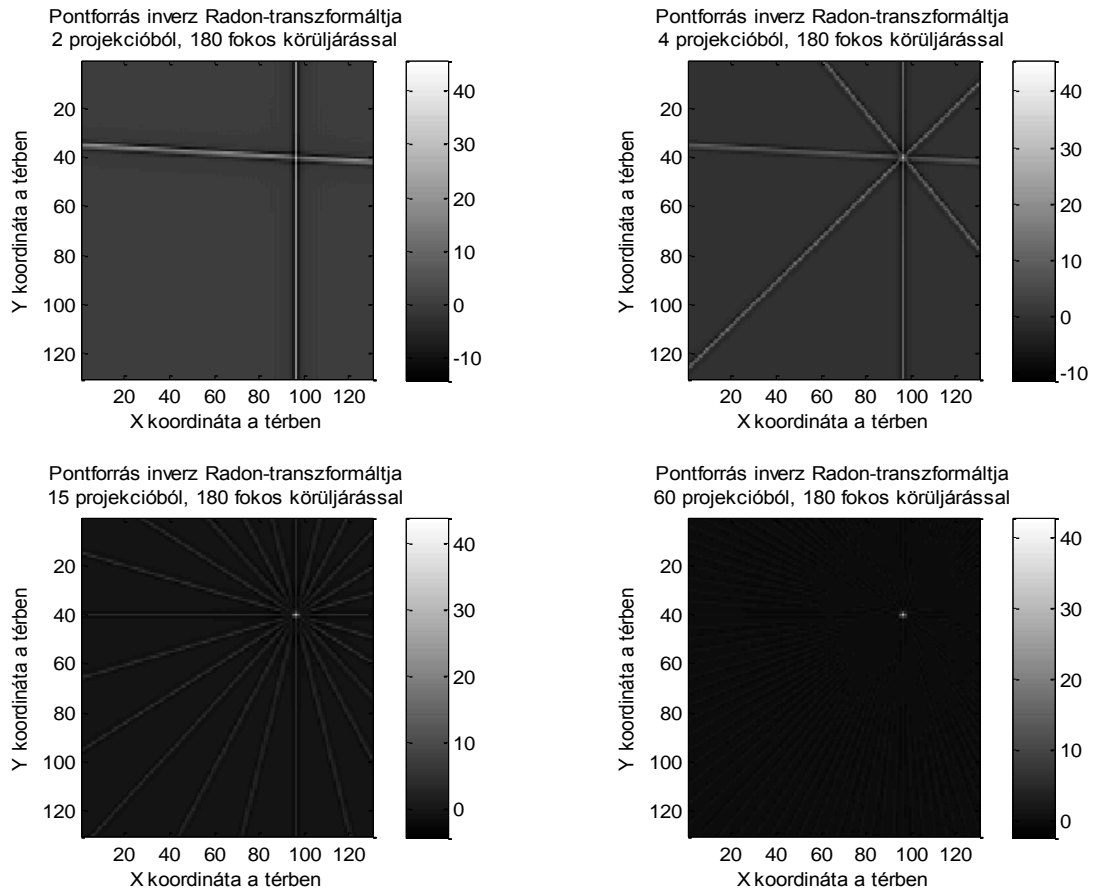
A 3. ábrán mutatjuk be az előző feladatban készített 180 fokos felvétel különböző számú vetületeiből inverz Radon – transzformációval kapott rekonstruált képeket:



**3. ábra: 180 fokos vetítések inverz Radon transzformáltjai**

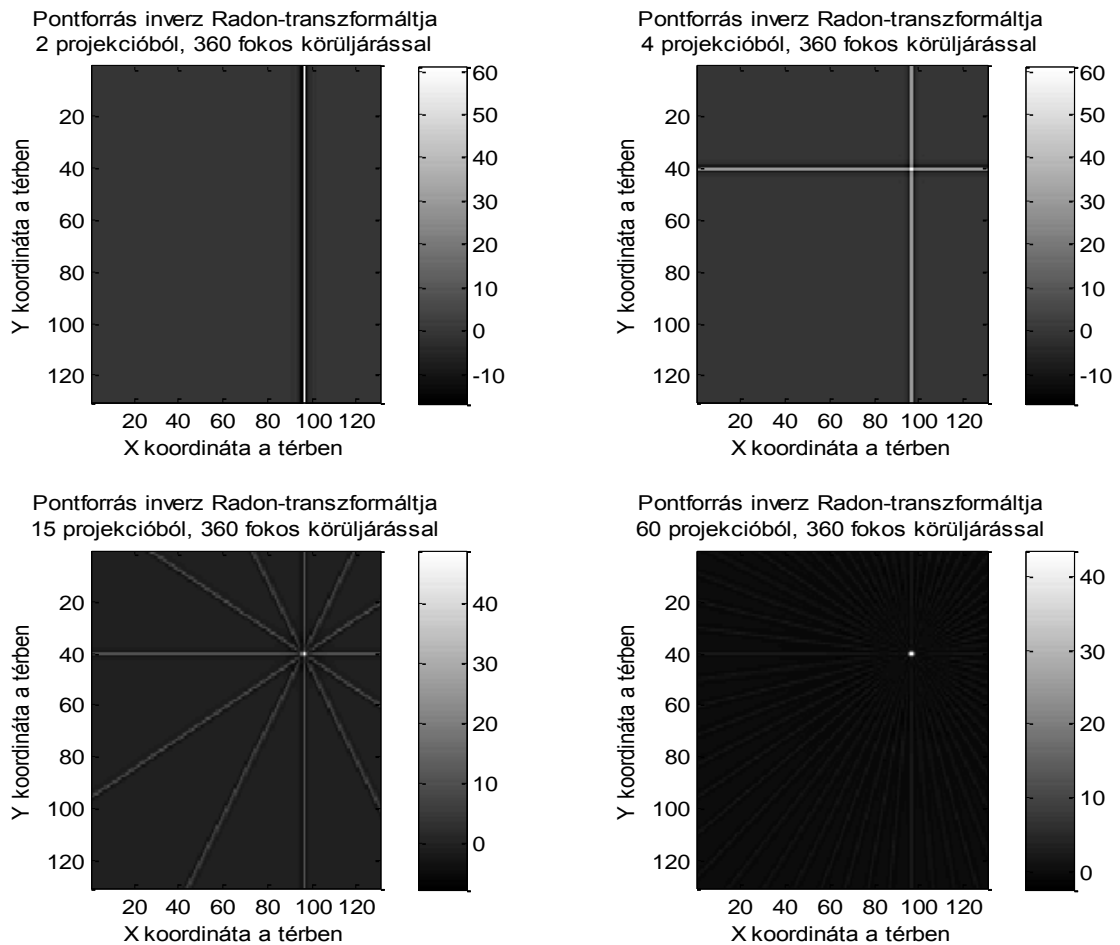
Az ábrák alapján azt mondhatjuk, hogy a néhány projekcióból készített kép nem adja vissza az eredeti képet. A projekciók számának növelésével egyre jobb közelítést kapunk az eredeti képhez.

A 4. ábrán mutatjuk be az előző feladatban készített 360 fokos felvétel különböző számú vetületeiből inverz Radon – transzformációval kapott rekonstruált képeket:



4. ábra: 360 fokos vetítések inverz Radon transzformáltjai

Hasonló következtetéseket vonhatunk le, mint az előzőekben. Érdekes megfigyelni, amennyiben csak kettő és egymással „szemközti” projekciót választunk, akkor hasonló eredményekhez jutunk, mintha csak 1 projekciót választottunk volna (vesd össze az 1. feladatnál írtakkal).



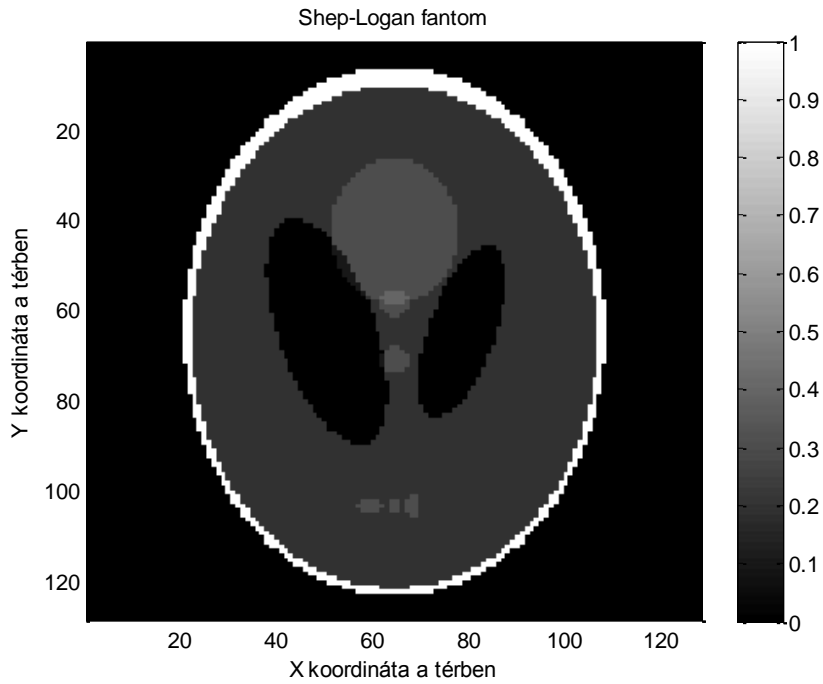
5. ábra:: Pontforrás inverz Radon transzformáltja 360 fokos körüljárással, szembe eső projekciókat használva

### 3. feladat

Végezze el az előző feladatot egy másik fantommal is! Legalább hány projekciós képet kell készíteni ahhoz, hogy vissza tudjuk állítani a kép részleteit?

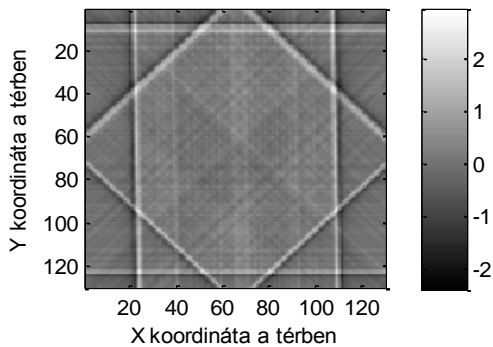
A feladatot Shep-Logan fantommal végeztük el, ennek képe az 5. ábrán látható.



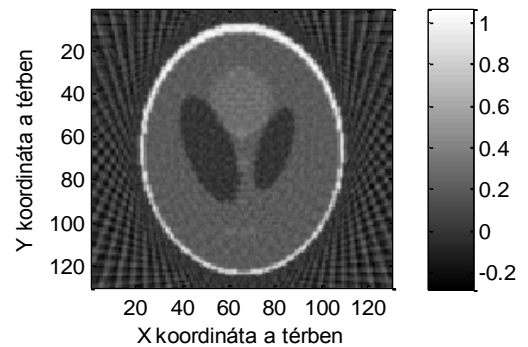


**6. ábra: Shep-Logan fantom**

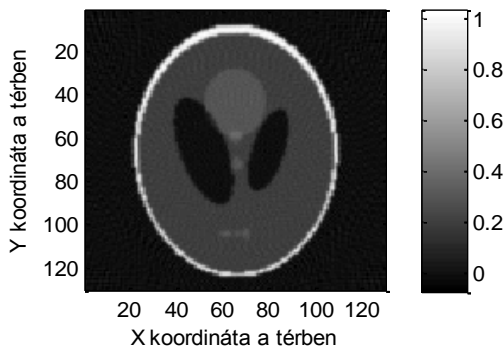
Shep-Logan fantom inverz Radon-transzformáltja  
4 projekcióból, 180 fokos körüljárással



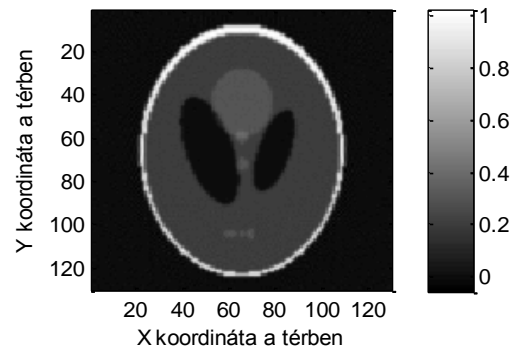
Shep-Logan fantom inverz Radon-transzformáltja  
15 projekcióból, 180 fokos körüljárással



Shep-Logan fantom inverz Radon-transzformáltja  
60 projekcióból, 180 fokos körüljárással



Shep-Logan fantom inverz Radon-transzformáltja  
180 projekcióból, 180 fokos körüljárással



**7. ábra: Shep-Logan fantom különböző számú projekciókkal**

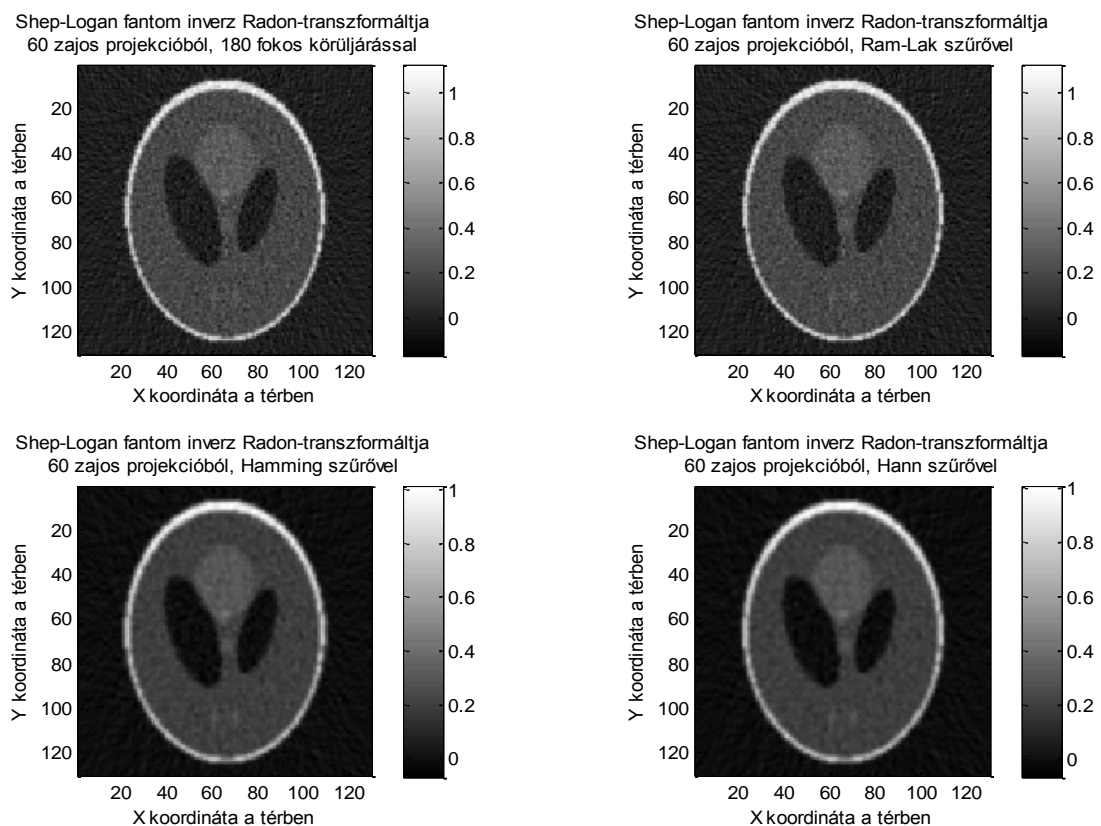
A 6. ábrán 180 fokos projekciókat alkalmaztunk, ahogy látható 4 projekciónál még nem látszik a képlet kontúrja sem, de 15-nél már maga a fantom és a benne elhelyezett „elváltozások” is egész jól kivehetők, a projekció szám növelésével utóbbiak egyre nagyobb kontraszttal jelennek meg.

A saját tapasztalataink szerint így nagyjából 15-20 projekció elégséges az eredeti kép részleteinek ábrázolására.

#### 4. feladat

*Adjon Poisson zajt az előző feladatban (legalább 60 vetületi kép esetén) készült szinogramhoz és próbálja meg szűrő nélkül, illetve valamelyik szűrővel is a rekonstrukciót!*

Ebben a feladatban a szinogramunkhoz Poisson zajt adtunk, majd vizsgáltunk 3 ismert szűrőt(Ram-Lak, Hamming, Hann) miként képesek a képen megjelenő zajt szűrni.



8. ábra: A fantom zajos, illetve különböző szűrőkkel szűrt képe

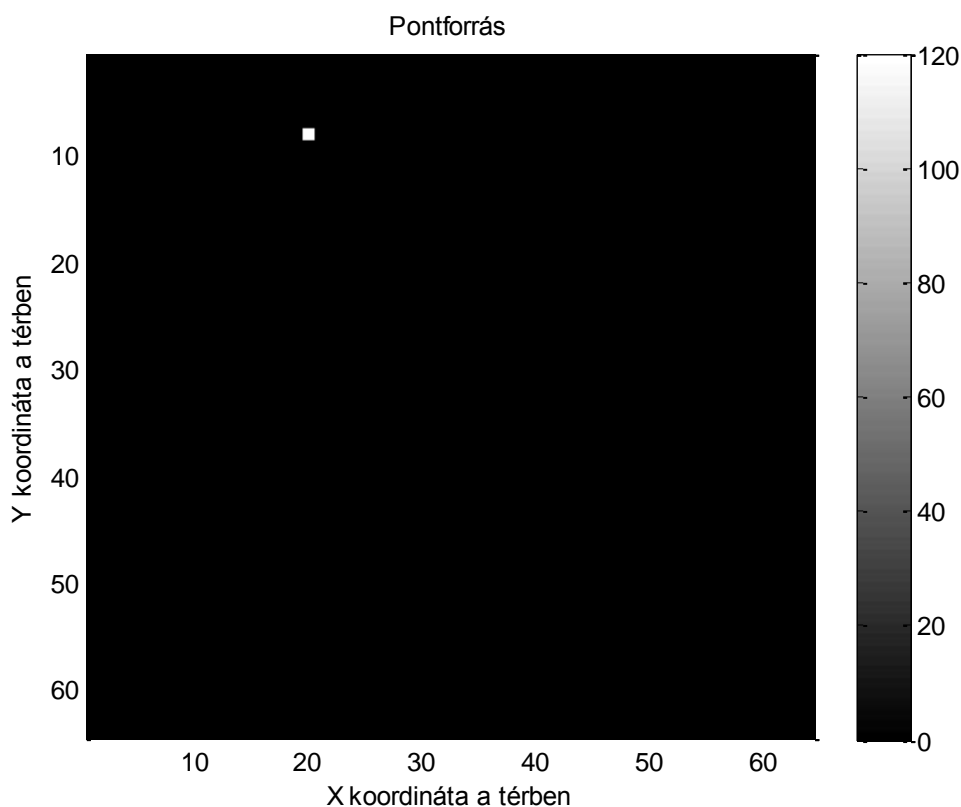
Ahogy a 7. ábrán látható, jelentős változás a Ram-Lak szűrő alkalmazásánál nem látszódott, a zajt nem szűrte. A Hamming illetve Hann-szűrőknél bár a zaj mértéke csökkent, de a kép erősen elmosottá vált. A kérdéses képletek kontrasztja csökkent.

## 2. mérés: Rendszermátrix használata

### 1. feladat

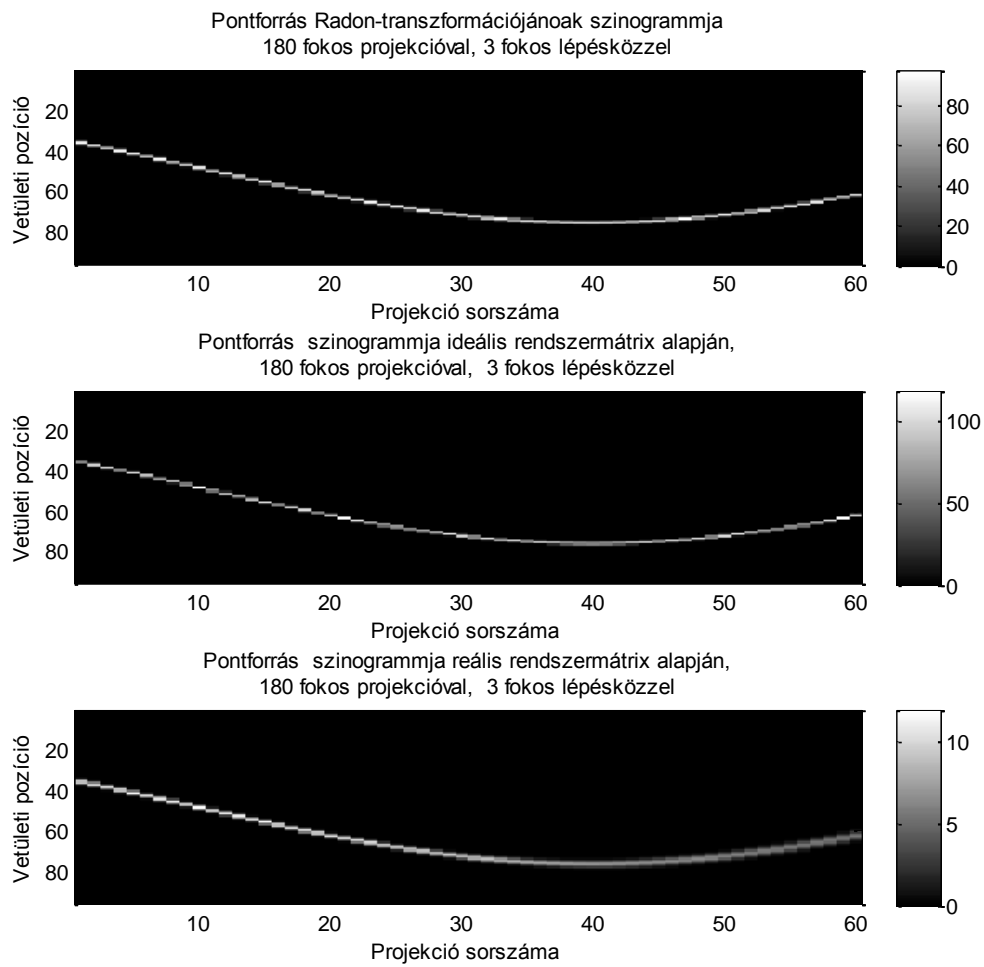
Készítsen egy rendszermátrixot a fenti SPECT rendszerhez (ideális kollimátort feltételezve, a SPECT2Dsystem-matrix fv. segítségével)! A detektor felbontása legyen azonos a Radon transzformáció által használttal (azaz:  $projsie:=0$ ). Hozzon létre egy forrásképet (64 x 64) egyetlen forrásponttal, majd készítsen erről egy szimulált mérést Radon transzformációval is, és a fenti SPECT2DforwardProjSM függvénnyel is! Hasonlítsa össze a két szinogramot!

Hogyan változik a kép, ha a távolságfüggő elkenést is használjuk?



9. ábra: Forráskép (64x64)

Létrehoztuk a 8. ábrán látható forrásképet, majd a feladatkiírásnak megfelelően szinogramokat Radon-transzformációval illetve a feladatban írt függvénnyel – távolságfüggő elkenés nélkül és elkenéssel- ezt mutatja a 9. ábra..



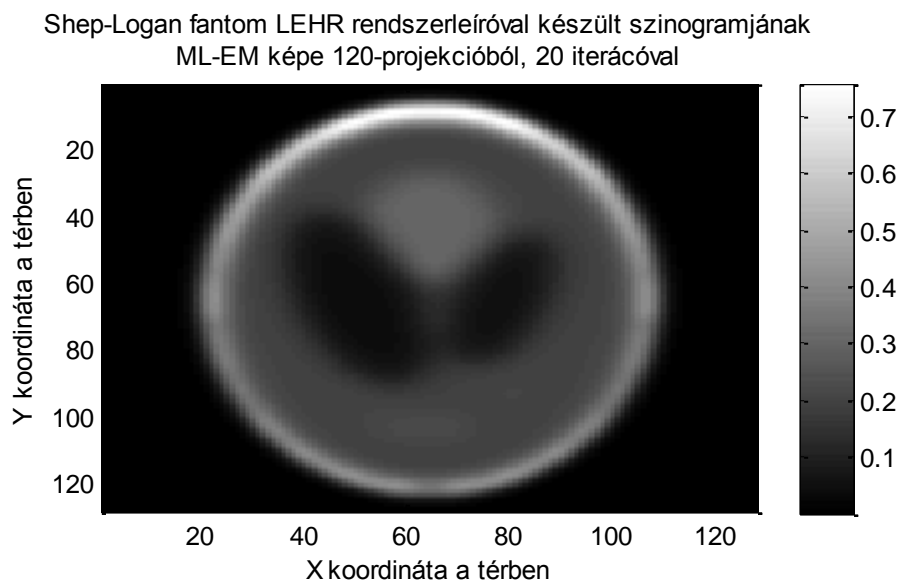
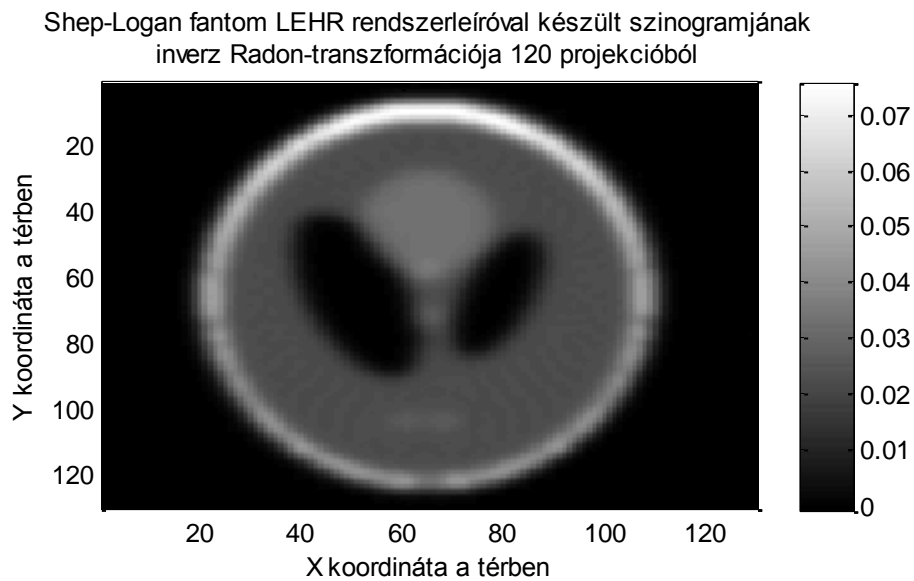
**10. ábra: Pontforrás szinogramjai**

Az elkenés nélküli szinogramok között lényeges különbséget nem látunk, viszont a valóságosabb távolságfüggő elkenést is tartalmazó kép szinogramja valóban elmosódottabb, főleg a nagyobb projekció számoknál (távolságnál).

### 3. mérés - Beépített rendszermátrix használata

#### 1. feladat

Hozzon létre egy rendszerleíró a fenti SPECT rendszerhez (a projsize megint legyen 0)!  
Készítse el valamelyik forrásfájl (Shepp–Logan, Derenzo) előrevetített képét a `SPECT2DForwardProj` függvénnyel, majd rekonstruálja a képet Radon transzformációval és ML-EM-mel is (10-20 iteráció)! Mit tapasztal?

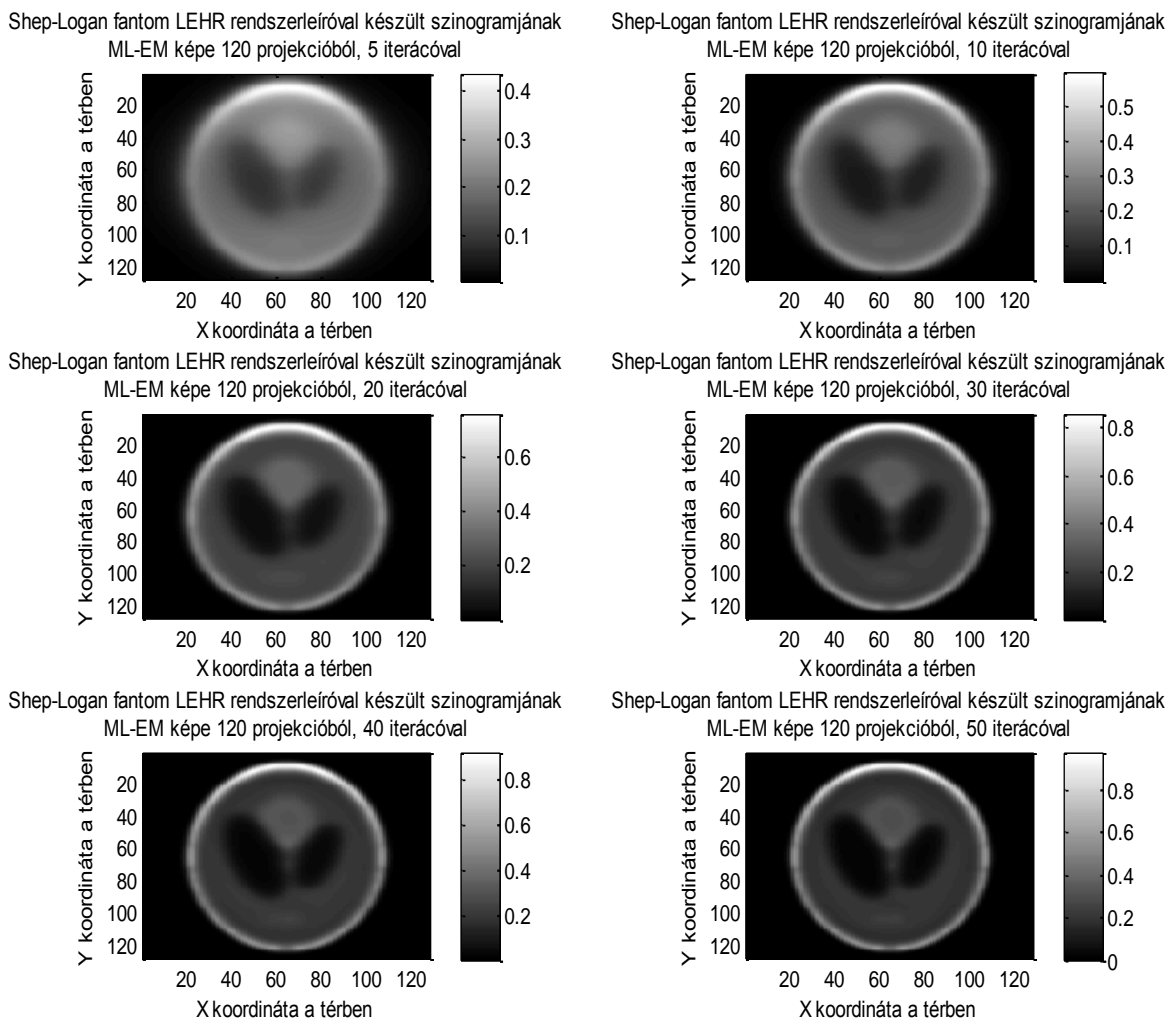


11. ábra: Shepp-Logan fantom LEHR szinogramjának rekonstruált képei

A Radon rekonstrukció gyorsabban futott le és élesebb kontúrokat adott – bár valamivel zajosabbnak tűnik a kép. Az ML-EM rekonstrukció képe sokkal elmosottabb, bár ez függhet az iterációk számától is – ezt a következő feladatban vizsgáljuk.

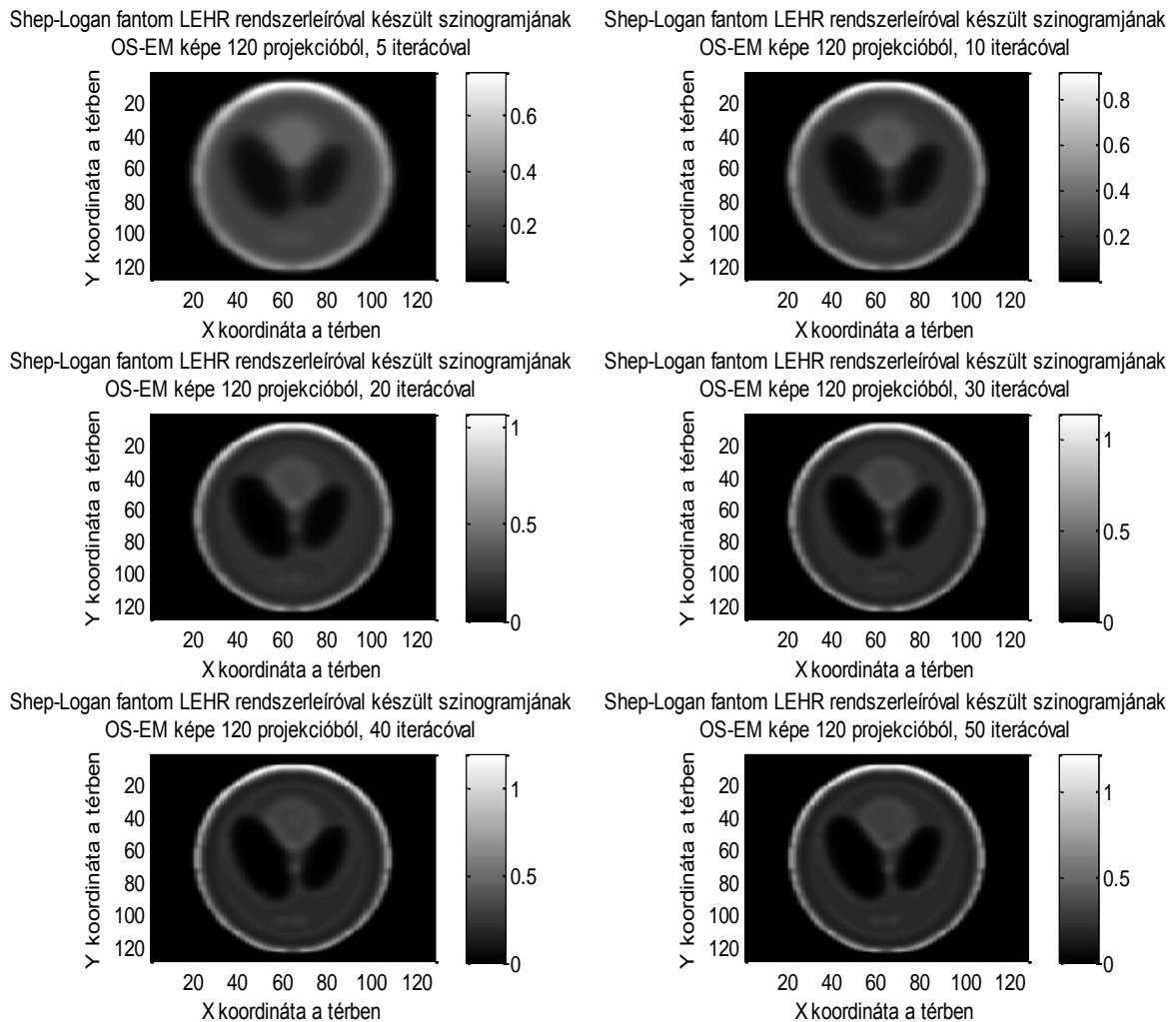
## 2. feladat

*Készítsen egy képsorozatot különböző iteráción szám mellett! Hogyan változik a kép az iteráció szám növelése mellett?*



12. ábra:: Shep-Logan fantom ML-EM rekonstrukciója

Az ML-EM rekonstrukciók során az iterációk számával arányosan nőtt a kép elkészítéséhez szükséges idő, de e mellett egyre kontrasztosabb, kevésbé elmosott képet kaptunk.



13. ábra: Shep-Logan fantom OS-EM rekonstrukciója

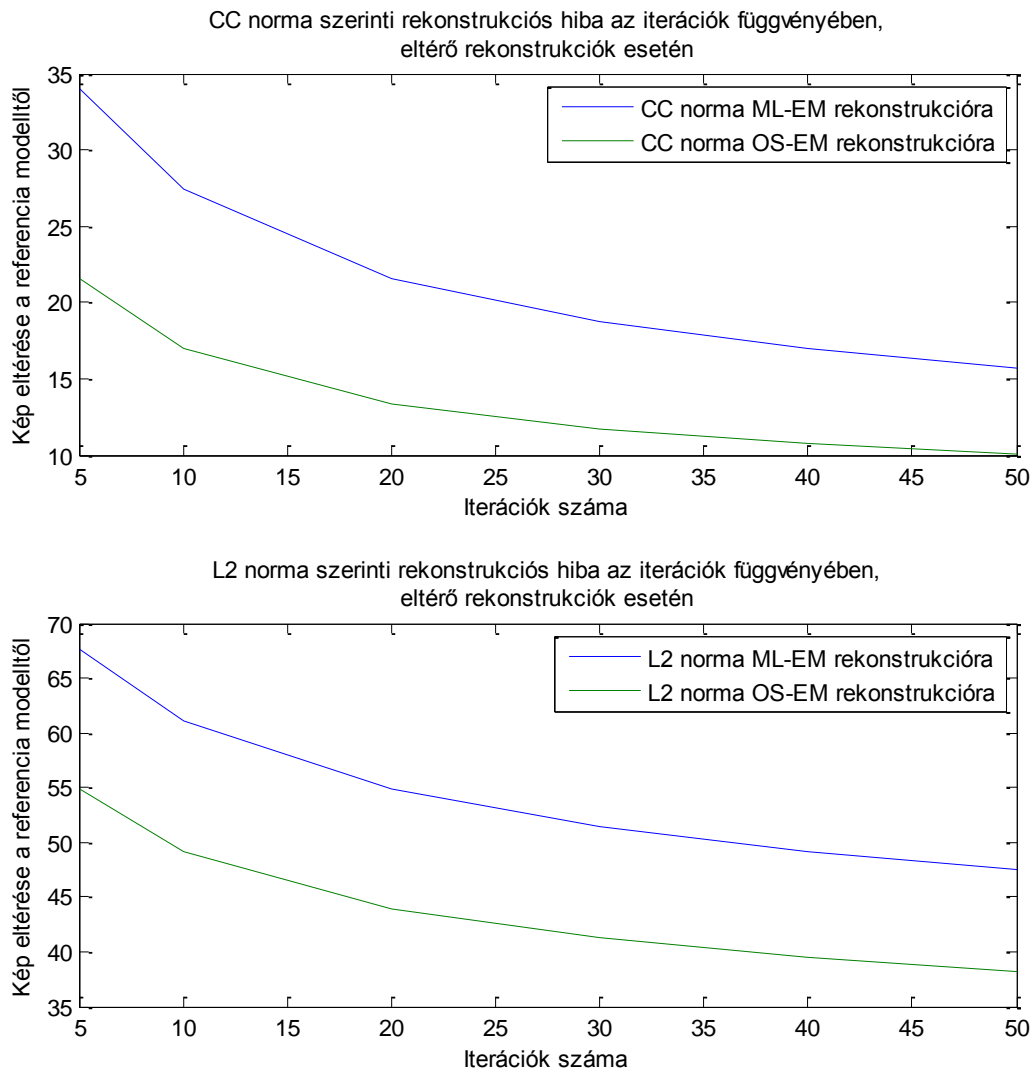
Az OS-EM algoritmus az ML-EM-nél is lassabban futott – az iterációk számának megfelelően itt is nőtt a futási idő – de cserébe kevésbé elmosódott képet kaptunk. A kép alsó részében azonban valamilyen furcsa – lapolódáshoz hasonló – műterméket kaptunk.



### 3. feladat

Készítsen CC és L2 görbéket az iteráció függvényében ML-EM és OSEM algoritmussal is!  
(Ha túl lassan futna, akkor próbáljuk meg inkább  $64 \times 64$ -es felbontásban!)

Milyen a konvergencia sebessége?



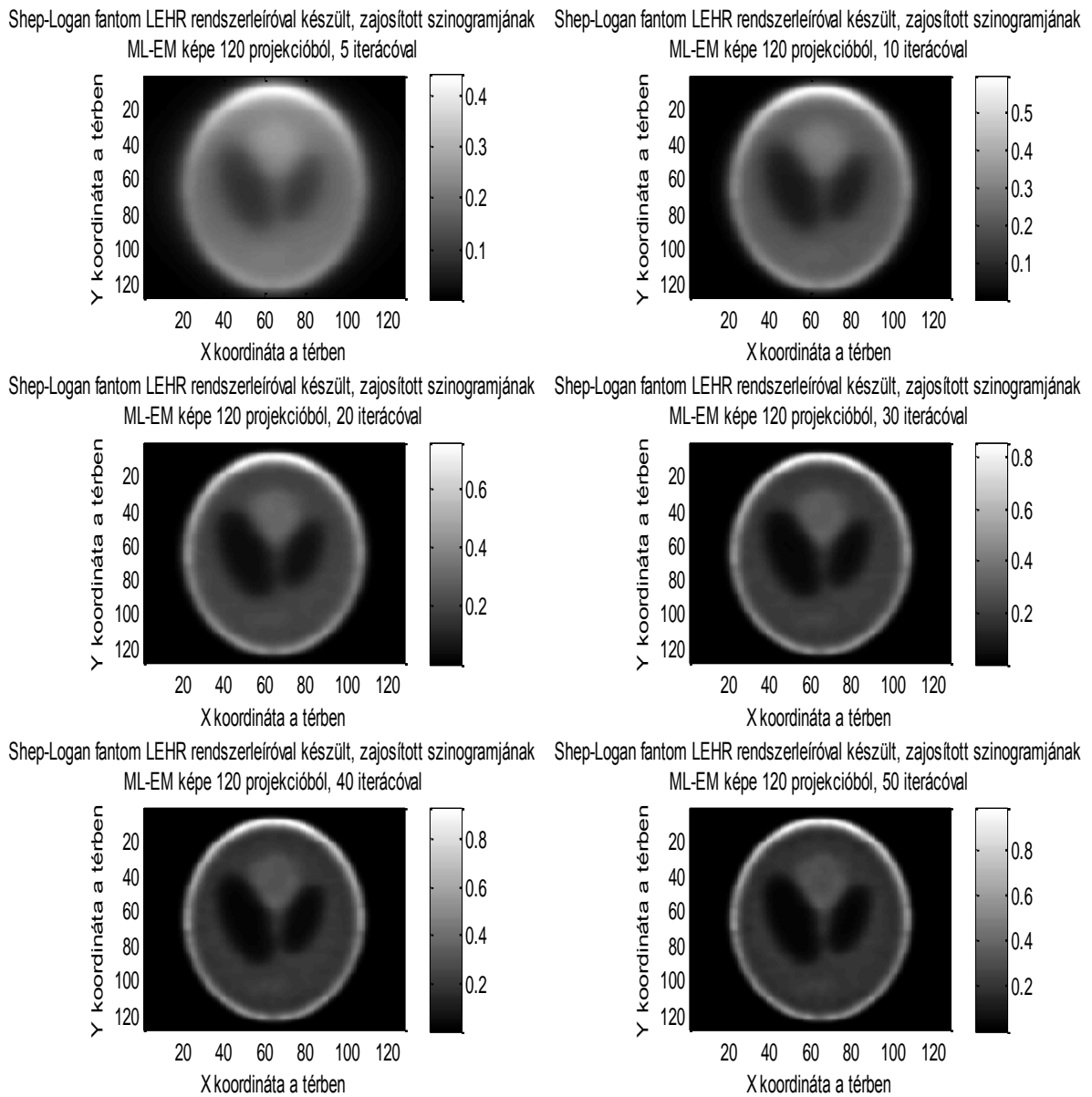
14. ábra: L2 és CC görbék

Mindegyik görbe lefutása exponenciális jellegű. A görbék jellege – a konvergencia sebessége – hasonlóknak tűnik, de az OS-EM esetében a referenciától való eltérés minden esetben kisebb.

## 4. feladat

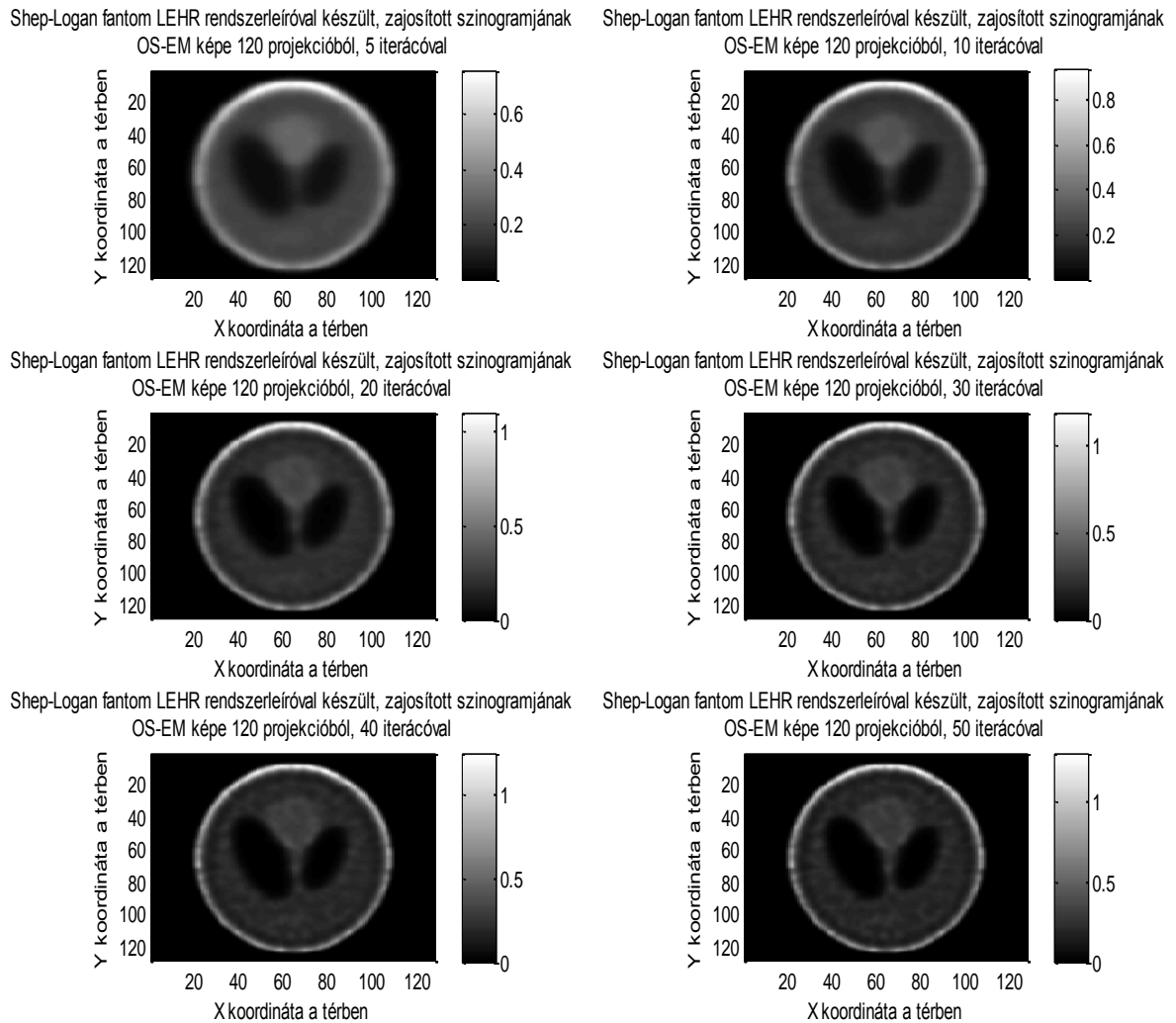
Ismételje meg az MLEM 1–3. feladatokat zajjal terhelt felvétel esetén is!

A zajjal terhelt szinogramok rekonstrukcióit mutatjuk be a következő ábrákon.



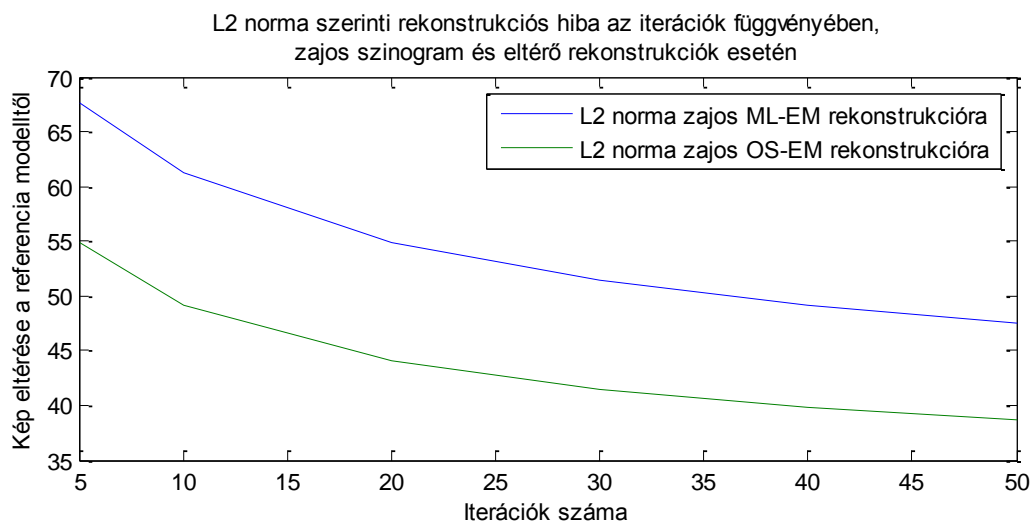
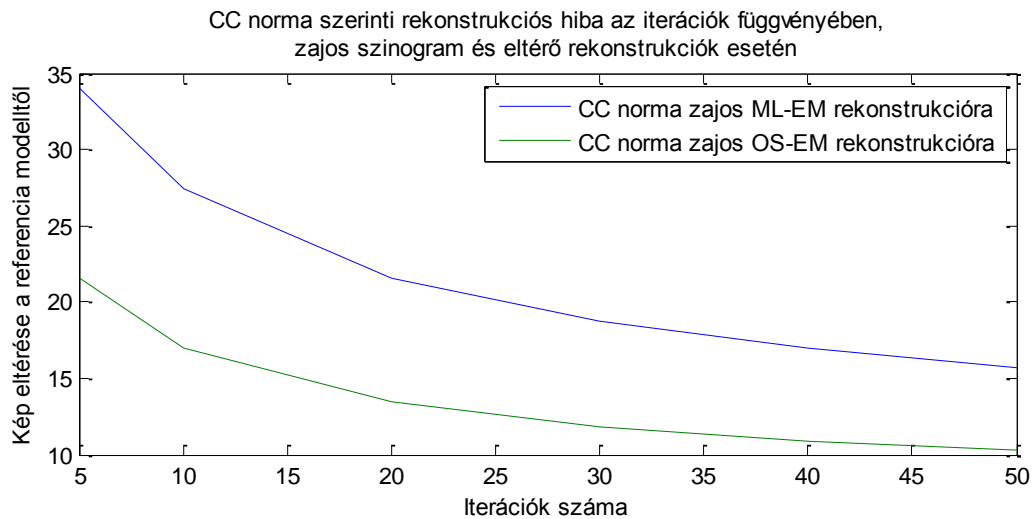
15. ábra: Shep-Logan fantom rekonstrukciói

Az ML-EM rekonstrukció képen a fehér zaj hatása csak igen kis mértékben érvényesült (az elmosódás talán kisebb).



**16. ábra: Zajjal terhelt Shep-Logan fantom OS-EM rekonstrukciója**

Az OS-EM képeken már jelentősebb különbség látható a fehér zaj hatására – a zaj nélküli képek zavaró elmosódása és az említett „furcsaág” eltűnt - bár helyette a képek „szemcséssé” váltak.



17. ábra: Zajjal terhelt szinogram CC és L2 görbéi

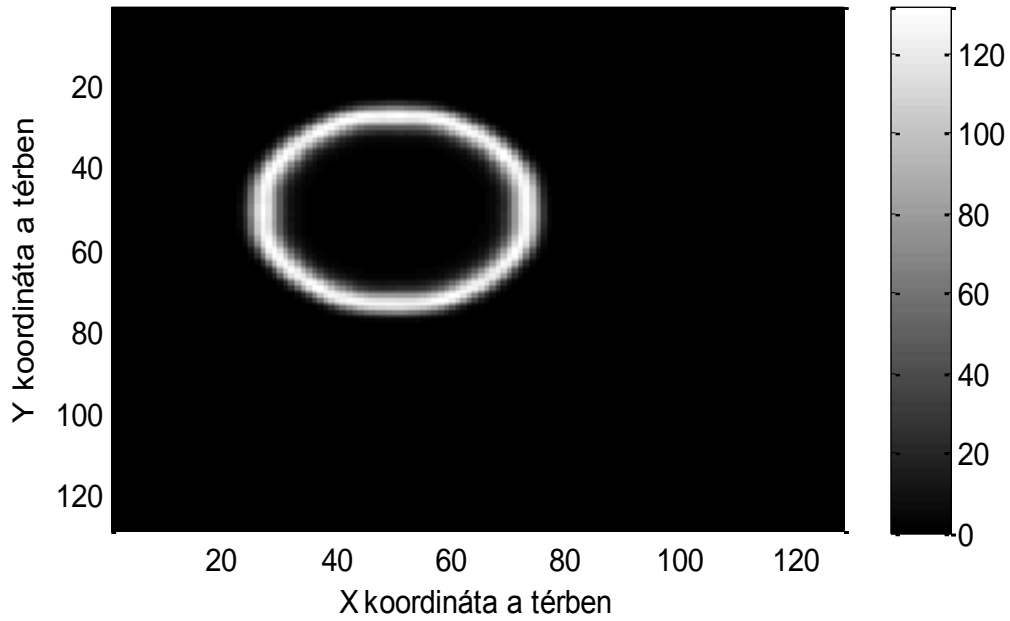
A CC és L2 görbék lefutása továbbra is exponenciális jellegű. A görbék jellege – a konvergencia sebessége – hasonlóknak tűnik, de az OS-EM esetében a referenciától való eltérés minden esetben kisebb – hasonlóan az előzőekhez.

## 4. mérés – Elnyelés szimulálása

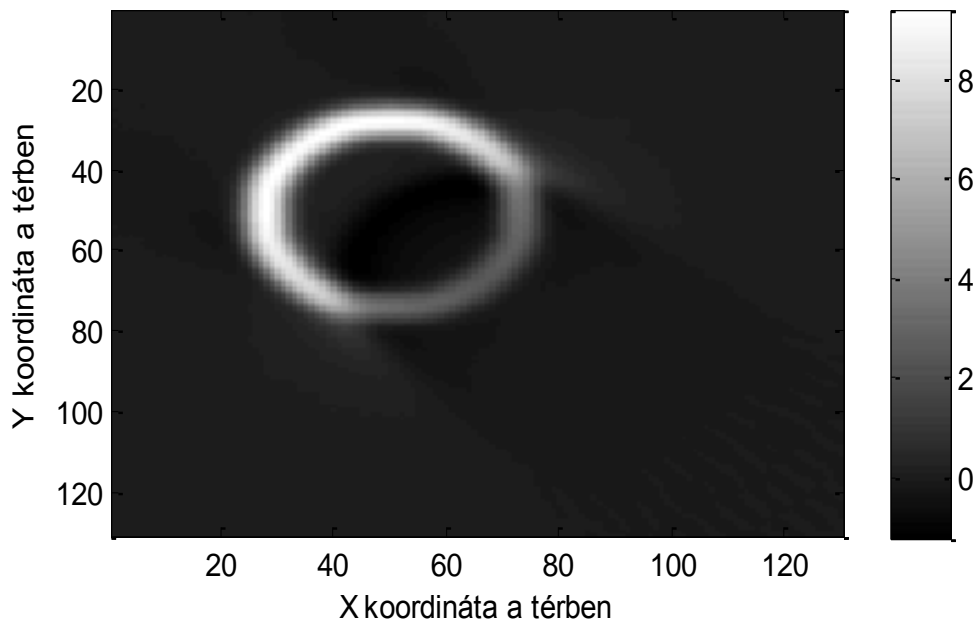
### 1. feladat

*Készítsen elnyeléses szimulációt a gyűrű fantommal! A phantom-ring-128x128 forrást és attenuation-cyl-128x128 elnyelési térképet használja! Rekonstruálja a vetületet iradon-nal, és OSEM-mel is! Mit tapasztal?*

Ring fantom LEHR rendszerleíróval készült szinogramjának  
OS-EM képe 120 projekcióból, 20 iterációval, a csillapítás figyelembevételével



Ring fantom LEHR rendszerleíróval készült,  
zajosított szinogramjának inverz Radon-transzformáltja

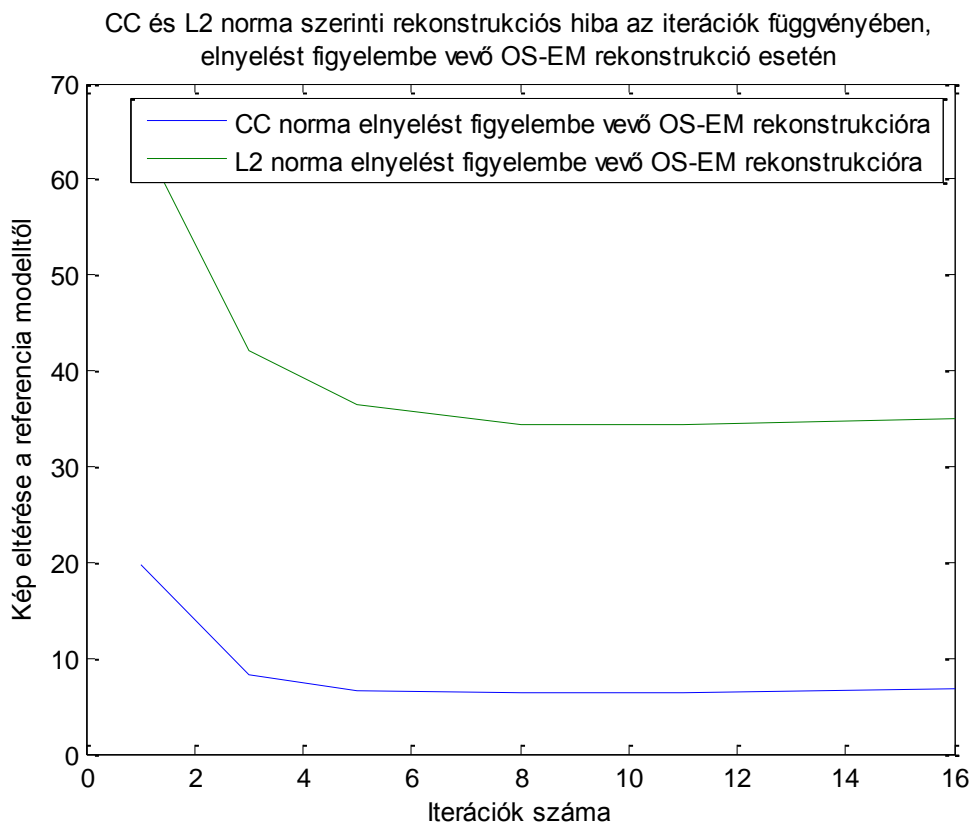


**18. ábra: Ring fantom rekonstrukciói**

A zajos kép Radon rekonstrukciója során az eredeti képen nem lévő árnyékokat kaptunk. Az adott elnyeléssel korrigáló OS-EM képeken ezt nem láthatjuk – az eredeti gyűrűt kaptuk vissza árnyék nélkül.

## 2. feladat

Rajzoljon ismét CC és L2 görbét az iteráció függvényében OSEM esetén!



19. ábra: Ring fantom CC és L2 görbéi

Mindegyik görbe lefutása exponenciális jellegű. A görbék konvergenciája azonban gyorsabb – már néhány iteráció után erősen közelítünk a minimális eltéréshez.

## **A mérés értékelése**

A gyakorlat elvégzésével több analitikus és iteratív képrekonstrukciós eljárást megismerhettünk. Ennek során láthattuk, hogy milyen jelentős a megfelelő algoritmus kiválasztása, de feltétlenül figyelembe kell vennünk az analízisre fordított időt is.