



Diplomamunka

Mikro-CT készülék rekonstrukciós és kalibrációs környezetének létrehozása

Marinovszki Árpád

Témavezető: Dr. Légrády Dávid
egyetemi docens
BME Nukleáris technika Intézet

BME
2016

Diplomamunka feladat a Fizikus mesterképzési (MSc) szak hallgatói számára

A hallgató neve: Marinovszki Árpád	szakiránya: orvosi fizika	<input type="button" value="▼"/>
A diplomamunkát gondozó (a záróvizsgát szervező) tanszék: Nukleáris Technika Tanszék		<input type="button" value="▼"/>

A diplomamunka készítésének helye: Budapesti M^o szaki és Gazdaságtudományi Egyetem	
A témavezető neve: Dr. Légrády Dávid	A konzulens neve:
– munkahelye: BME NTI	(külső témavezető esetén kijelölt tanszéki munkatárs)
– beosztása: docens	– beosztása:
– e-mail címe: legrady@reak.bme.hu	– e-mail címe:

A diplomamunka címe: Mikro-CT készülék rekonstrukciós és kalibrációs környezetének létrehozása	azonosítója: DM-2016-45
<p>A téma rövid leírása, a megoldandó legfontosabb feladatok felsorolása:</p> <p>A BME Nukleáris Technikai Intézetében rendelkezésre álló mikro-CT készülék kalibrációs és rekonstrukciós szoftverrendszere alkalmas tomográfias felvételek készítésére és a képrekonstrukció elvégzésére. A vonatkozó algoritmusok érettségi foka azonban még alacsony szint^o, az eddig megvalósított eljárások a lehető legegyszer^{bb} és olykor instabil eljárások. A hallgató feladata egységes, grafikus kártyát (GPU) is igénybe vevő kalibrációs és rekonstrukciós szoftver- és algoritmuskönyezet létrehozása. A hallgató feladatai:</p> <ul style="list-style-type: none"> -A geometriai kalibráció képfelismerési algoritmusának kidolgozása, robosztus algoritmus létrehozása és implementálása, melynél a geometriai kalibráció felhasználói beavatkozás nélkül, automatikusan elvégezhető. A hallgató feladata a geometriai kalibráció robosztusságának vizsgálata a becsült geometriai paraméterekre nézve és a rekonstruált kép tekintetében is. -A gain kalibráció robosztus algoritmusának kialakítása és implementálása a halott pixelek és csillanó pontok felhasználói beavatkozást nem igénylő korrekciója. -Az új szoftverkönyezettel készített felvételek miniségi elemzése, a készülék felbontásának vizsgálata. -A determinisztikus rekonstrukció felkeményedés-korrekciójának implementálása és összehasonlítása Monte Carlo alapú rekonstrukcióval. 	

A feladat kiadásának időpontja: 2016.02.19.
--

Témavezető vagy tanszéki konzulens aláírása:	A diplomamunka témakiírását jóváhagyom (tanszékvezető aláírása):
--	--

Önállósági nyilatkozat

Alulírott Marinovszki Árpád a Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem fizikus MSc szakos hallgatója kijelentem, hogy ezt a diplomamunkát meg nem engedett segédeszközök nélkül, önállóan, a témavezető irányításával készítettem, és csak a megadott forrásokat használtam fel.

Minden olyan részt, melyet szó szerint, vagy azonos értelemben, de átfogalmazva más forrásból vettem, a forrás megadásával jelöltem.

Budapest, 2016. június 6.

aláírás

Tartalomjegyzék

1. Bevezetés	4
2. Gain korrekció	4
2.1. A gain korrekció által javított artefaktumok bemutatása	4
2.2. A gain korrekció algoritmusai	6
Hivatkozások	10

1. Bevezetés

2. Gain korrekció

A gain korrekció az elkészült felvételeken elsődlegesen elvégzendő korrekció, amely felőlős egyrészt azért, hogy a detektorpixelek eltérő érzékenysége és zaja következtében fellépő képhibákat eltüntesse. Továbbá, hogy korrigálja a röntgennyaláb mért intenzitásában történő azon gyengülést, amely pusztán azért következik be, mert a detektorpixelek más-más távolságra vannak a forrástól.

A fejezet elején megmutatom, hogy milyen hibákat eredményez a gain korrekció elhanyagolása. Ez után ismertetem a korrekció elvégzéséhez szükséges algoritmusokat, majd bemutatom, hogy implementáltam ezeket az elkészült programban.

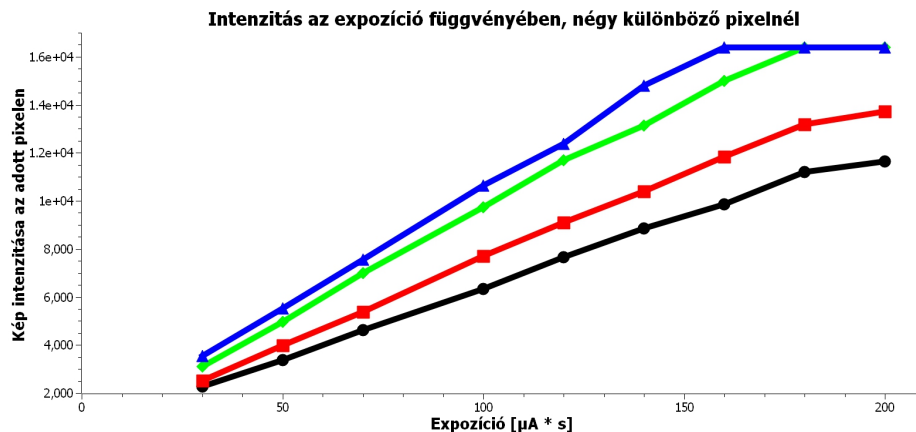
2.1. A gain korrekció által javított artefaktumok bemutatása

A gain korrekció által kiszűrt hibák három részre oszthatóak. Egyrészt belátható, hogy a sík detektoron mérhető fluxus értéke nem egyenletes. Ha olyan felvételt tekintünk, ahol nincs leképezendő objektum, belátható, hogy a legnagyobb fluxus a detektor azon pixelét fogja érni, amely a legközelebb van a röntgenforrás fókuszpontjához. Az ettől távolabbi pixeleken mérhető intenzitás pusztán azért is kisebb lesz, mert a forrásponttól távolabb vannak, hiszen a mérhető intenzitás a fókuszponttól számított távolság négyzetének inverzével arányos. A jelenség következtében tehát a detektorpixelek intenzitása a szélek felé csökken, és a csökkenés mértéke az expozíciós beállításoktól – úgy mint az expozíciós idő, valamint a röntgenső feszültsége és árama – független. A kialakult képtorzulást *flatness hibának* nevezzük, utalva arra, hogy ez azért következik be, mert a detektorunk sík – gömbfelületű detektornál ez a hiba nem lépne fel.

Megállapítható továbbá, hogy a detektorpixelek eltérő érzékenysége miatt is fellépnek képhibák. Ezen hibákat két csoportra lehet bontani: *offset hibára*, valamint *gain hibára*. Az elnevezés igen szemléletes. Válasszunk ki a detektoron egy adott pixelt, és vizsgáljuk ennek a pixelnek az mért intenzitását, miközben változtatjuk az expozíciós időt! Az adott pixelen a mért intenzitás – expozíciós idő függvényt ábrázolva olyan görbét kapunk, amely kezdetben igen jó közelítéssel egyenest mutat, mígnem az intenzitás egy adott értéket elérve nem nő tovább. Utóbbi esetet, azaz, amikor az intenzitásérték tovább nem nő, szaturációnak hívjuk. Az előbbihez hasonlóan, ha állandó expozíciós idő mellett a röntgenső áramerősségét változtatjuk, és így nem a felvétel idejét növeljük, hanem a detektorra eső nyalábinszintet, szintén kezdetben lineáris, majd telítődő összefüggést kapunk a pixel által mért intenzitás – alkalmazott áramerősség függvény tekintetében. Éppen ezért az expozíciós idő és a röntgenső áramerősségének

szorzatának – a továbbiakban *expoziáció* függvényében szokás vizsgálni az adott pixel intenzitását. Az így kapott görbe, azaz az intenzitás az expoziáció függvényében, adja meg az adott pixel érzékenységét.

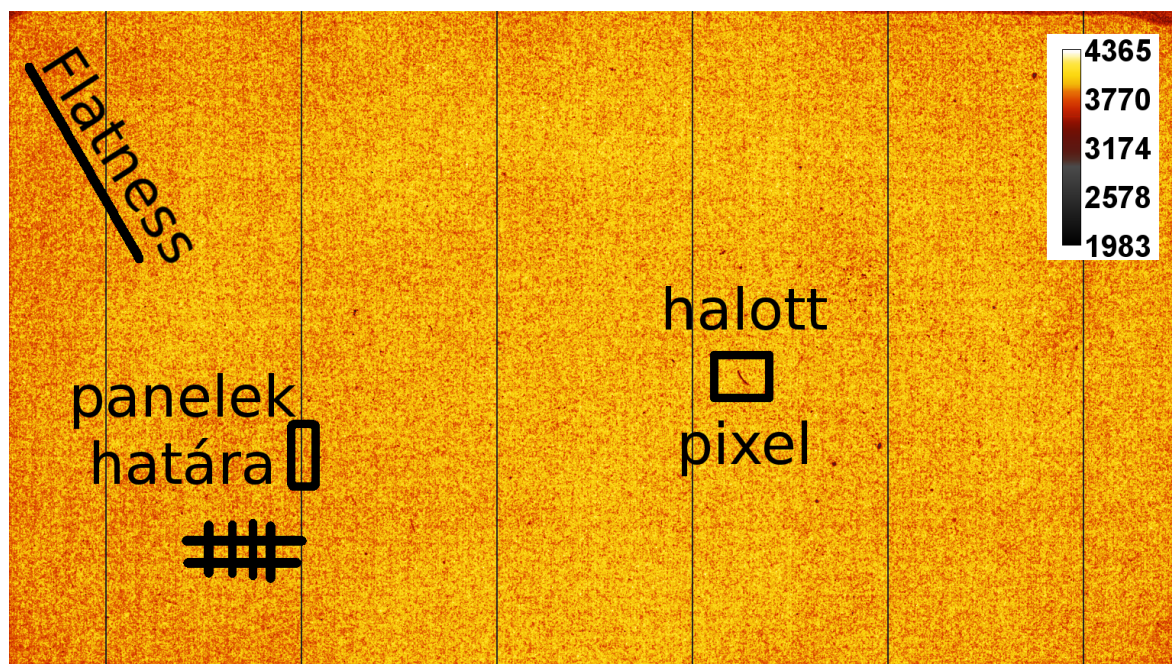
Ez az érzékenység azonban pixelről pixelre változik. Különböző pixelek érzékenységét megvizsgálva észrevehetjük, hogy az egyes érzékenységi görbék lineáris szakaszának meredeksége és tengelymetszete is változik. Változik továbbá a szaturációs expoziáció is, azaz az az expoziáció érték, amelynél az adott detektor telítésbe megy. Ezt szemlélteti az 1. ábra, amelyen négy különböző pixel által mért intenzitást ábrázoltam, az expoziáció függvényében. Az ábrán jól látszódik, hogy a különböző pixelek érzékenysége eltérő meredekségű és tengelymetszetű egyenessel jellemezhető, valamint a szaturációs expoziációjuk is eltérő. Az offset és gain korrekciók a detektorpixelek ezen érzékenységbeli különbségeit korrigálják. Az *offset hibák* javítása jelenti a lineáris szakaszok eltérő tengelymetszetéből származó eltérések kiküszöbölését. Az offset hibák nagysága nem függ tehát az expoziációtól, de függ az expoziációs időtől. Ugyanis kikapcsolt röntgenforrás mellett is detektálunk valamekkora háttérsugárzást, illetve a detektorok zaja is mérhető intenzitást fog eredményezni a felvételen. A teljes, röntgenforrás nélkül mért jel tehát arányos lesz az expoziációs idővel és függeni fog a pixelek érzékenységétől is. A *gain hibák* javítása jelenti az érzékenységek lineáris szakaszainak eltérő meredekségéből, valamint az eltérő szaturációs expoziációkból származó hibák javítását. Ezek tehát az expoziációs beállításoktól függő hibák.



1. ábra. Négy kiszemelt pixel intenzitásának változása az expoziáció függvényében.

Az egyes hibák hatását az elkészült felvételeken a 2. ábrán szemléltetem. Az ábrán egy olyan felvétel látható, amely készítésekor a detektor és a forrás között leképezendő objektum nem volt, továbbá a felvétel mindenféle korrekciótól mentes, azaz a mérőszoftver ezt a képet olvasta ki a detektorból. Az ábrán látható, hogy a leképezendő objektum hiányában homogénnek várt kép közel sem homogén. Általánosan megfigyelhető, hogy az egyes pixelek értékei jócskán szórnak, továbbá látható, hogy a képen

négyzetrácsos struktúra rajzolódik ki, amelynek oka valószínűleg az detektorpanelek határainál megváltozik a pixelek érzékenysége. Különösen határozott ez az eltérés a képen látható hat függőleges egyenes mentén. Ezen pixelek az összes felvételen alacsonyabb intenzitással rendelkeznek társaiknál és értékük is kevésbé változik az expozíció növelésével, mint a többi pixel. Megfigyelhető továbbá, hogy a kép egyre sötétebb a sarkok felé, amely a flatness hibáak tudható be.

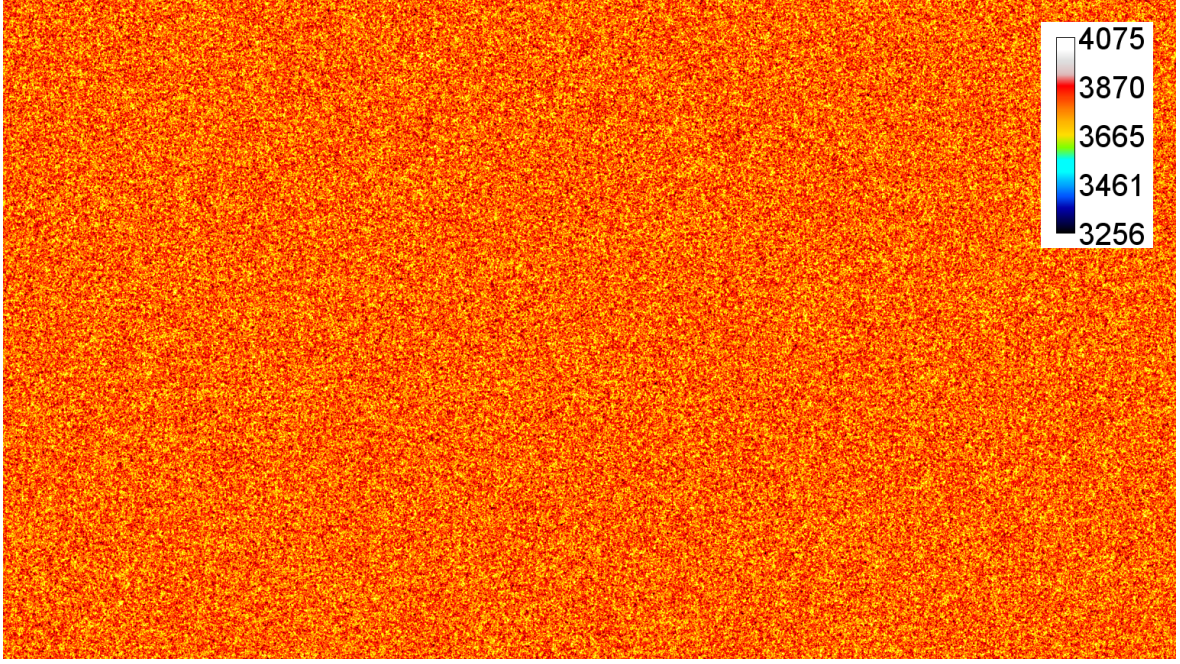


2. ábra. Tárgy nélkül készített felvétel, gain korrigálás nélkül.

A gain korrekció során tehát ezen hibákat távolítjuk el a képről. Gain korrekció után a fenti képből a 3. ábrán látható képet kapjuk. Megfigyelhetjük, hogy itt nem látszódnak az előbb jelölt artefaktumok. Bár a kép továbbra sem teljesen homogén – ezt nem is várjuk el, valamekkora zaj mindenképp terhelni fogja a méréseinket –, a pixelek intenzitásának szórása jóval lecsökkent, megszűnt a gain korrekció nélküli képet átható négyzetes struktúra, és a kevésbé érzékeny pixelek sem lógnak ki a többi közül. A következőkben a gain korrekcióhoz szükséges algoritmusokat ismertetem.

2.2. A gain korrekció algoritmusai

A felvételek gain korrigálásához először is meg kell határozni az egyes detektorpixelekhez tartozó érzékenységeket, azaz azt, hogy az expozíció növelésével milyen gyorsan változik a pixel intenzitása, valamint azt, hogy az adott pixel milyen expozíció mellett telítődik. ezen kívül meg kell határozni, hogy megvilágítás nélkül hogyan változik az adott pixel intenzitása az expozíciós idő függvényében. Ehhez először kalibráló képsorokat kell készíteni. Az offset hibák javításához a röntgenforrás bekapcsolása nélkül,



3. ábra. Tárgy nélkül készített felvétel, gain korrigálás után.

különböző expozíciós időkkel, a gain és flatness hibák javításához bekapcsolt forrással, különböző expozíció értékek mellett.

A képeket először az offset hibáktól kell megszabadítani. Az ehhez szükséges korrekciós faktorok meghatározásához tehát különböző expozíciós időkkel, kikapcsolt forrással készítünk képeket. Az egyes pixelek értékét az expozíció idő függvényében ábrázolva olyan görbét kapunk, amelyre jól illeszthető egyenes. Ez alapján az i . pixel által, forrás nélkül mért I_i^{offset} intenzitás az (1) képlettel írható le, ahol a_i^{offset} és b_i^{offset} a fenti módon előállított képsorozatból, egyenes illesztéssel megkapható és pixelenként változó.

$$I_i^{\text{offset}} = a_i^{\text{offset}} \cdot t_{\text{exp}} + b_i^{\text{offset}} \quad (1)$$

Minthogy ezek az intenzitásértékek a detektort érő hasznos jeltől függetlenül megjelennek, először ezen értékeket kell levonni az elkészült képekből.

Az offset hibák korrigálása után tehát az i . pixel intenzitása a (2) képlet szerint alakul, ahol $I_i^{\text{mért}}$ az i . pixel eredeti, korrekció nélküli intenzitása, $I_i^{\text{offset korrigált}}$ pedig az offset hibától mentes érték.

$$\begin{aligned} I_i^{\text{offset korrigált}} &= I_i^{\text{mért}} - I_i^{\text{offset}} \\ &= I_i^{\text{mért}} - \left(a_i^{\text{offset}} \cdot t_{\text{exp}} + b_i^{\text{offset}} \right) \end{aligned} \quad (2)$$

Ez után javíthatjuk ki a gain és flatness hibákat. A két hiba valójában egy algoritmussal javítható, hiszen a flatness hiba felfogható úgy, mintha a detektor pixeleinek

érzékenysége lenne más a detektor más-más területein. A szükséges korrekciós faktork meghatározásához olyan kalibráló képsorokat kell készítenünk, amelyek különböző expozícióval készülnek. Az 1. ábrán látottak alapján megállapítható, hogy az egyes detektorpixelek intenzitása kezdetben az expozícióval lineárisan változik, vagyis egyenest tudunk rá illeszteni. Amennyiben tehát nincs tárgy a detektor és a forrás között, az i . pixel által, a detektort érő sugárzás, mint hasznos jel által okozott (tehát offset hibától mentes) $I_i^{\text{offset korrigált}}$ intenzitás értéke a (3) egyenlet szerint számolható az expozícióból. Itt a_i^{gain} és b_i^{gain} jelöli a különböző expozíciós értékek mentén felvett intenzitásértékekre illesztett egyenes paramétereit, E pedig az expozíció értékét, amely a fent leírtak alapján az expozíciós idő és a röntgenső áramának szorzata.

$$\begin{aligned} I_i^{\text{offset korrigált}} &= I_i^{\text{mért}} - I_i^{\text{offset}} \\ &= a_i^{\text{gain}} \cdot E + b_i^{\text{gain}} \end{aligned} \quad (3)$$

Egy olyan felvételen, amely készítésekor valamilyen tárgyat helyezünk a detektor és a forrás közé, a mért intenzitásértékek nyilván el fognak térni a detektor különböző részein, ahogy a leképezni kívánt tárgy lineáris gyengítési együtthatója is eltér a különböző térfogatokban. Ezt úgy vehetjük figyelembe, hogy a (3) képletben az E expozíció érték helyére egy helyfüggő, E_i^{virt} virtuális expozíciót vezetünk be. Ezen érték úgy módosul az eredeti E expozícióhoz képest, hogy figyelembe veszi a röntgen nyaláb gyengülését, miközben az áthalad a leképezni kívánt tárgyon. Vagyis egy adott mérés során az E_i^{virt} virtuális expozíció nem lesz más, mint az a (valós) expozíció érték, amely esetén ugyan akkor intenzitást mértünk volna tárgy nélküli elrendezésben, mint jelen esetben a leképezendő tárggyal. Ezzel a jelöléssel kapjuk a (4) egyenletet, amely immáron általánosan igaz, egy tetszőleges felvételre – míg a (3) egyenlet csak arra az esetre érvényes, amikor nincs semmi a detektor és a forrás között.

$$\begin{aligned} I_i^{\text{offset korrigált}} &= I_i^{\text{mért}} - I_i^{\text{offset}} \\ &= a_i^{\text{gain}} \cdot E_i^{\text{virt}} + b_i^{\text{gain}} \end{aligned} \quad (4)$$

A gain hibák javítása során azt szeretnénk elérni, hogy az egyes pixelek intenzitása ne függjön az adott pixel érzékenységtől, azaz az a_i^{gain} és b_i^{gain} együtthatóktól, csak az adott pixelt ért – virtuális – expozíciótól. Vagyis azt, hogy ha két detektorpixelt egy felvétel során ugyanolyan intenzitású sugárzás ér, és az expozíciós idő is megegyezik, akkor a két pixel intenzitása az elkészült képen is azonos legyen. Ezt úgy végezzük el, hogy először meghatározzuk az egyes detektorpixelek virtuális expozícióját, majd ezekből úgy alakítjuk ki a gain korrigált intenzitásértéket, mintha minden pixel érzékenysége megegyezne.

Először tehát kiszámoljuk az adott offset korrigált intenzitáshoz tartozó virtuális expozíció értékét a (4) egyenlet segítségével. Egyszerű átrendezéssel kapjuk a virtuális expozícióra az (5) egyenletet.

$$E_i^{\text{virt}} = \frac{I_i^{\text{offset korrigált}} - b_i^{\text{gain}}}{a_i^{\text{gain}}} \quad (5)$$

A virtuális expozíció tehát azzal van összefüggésben, hogy mekkora valós fluxus érte az adott pixelt, és mentes az adott pixel érzékenységek torzító hatásától. Ebből úgy határozzuk meg a gain korrigált intenzitás értéket, mintha minden pixel érzékenysége, azaz intenzitás – virtuális expozíció függvénye egy origón átmenő egyenes lenne, mindnek azonos meredekséggel. A szóban forgó meredekséget pedig úgy határozzuk meg, hogy éppen annál az expozíciós értéknél telítődjön, amelynél a legérzékenyebb pixel már telítődik. Azaz meg kell vizsgálni, hogy az expozíciót növelve mikor kapunk olyan képet, amin már van szaturált pixel. Ezen expozíciót hívjuk szaturációs expozíciónak (E^{szat}). Ezen érték a kalibráló adatsorból szintén meghatározható paraméter. Ezen paraméter ismeretében a gain korrigált $I_i^{\text{gainkorrigált}}$ pixelintenzitás a (6) egyenlettel számolható, ahol $(2^{14} - 1)$ a detektor maximális intenzitásértéke.

$$I_i^{\text{gainkorrigált}} = E_i^{\text{virt}} \cdot \frac{2^{14} - 1}{E^{\text{szat}}} \quad (6)$$

Hivatkozások