

Rekonstrukciós eljárások

Orvosi képdiagnosztika

2019 ősz

Rekonstrukciókkal szembeni elvárások

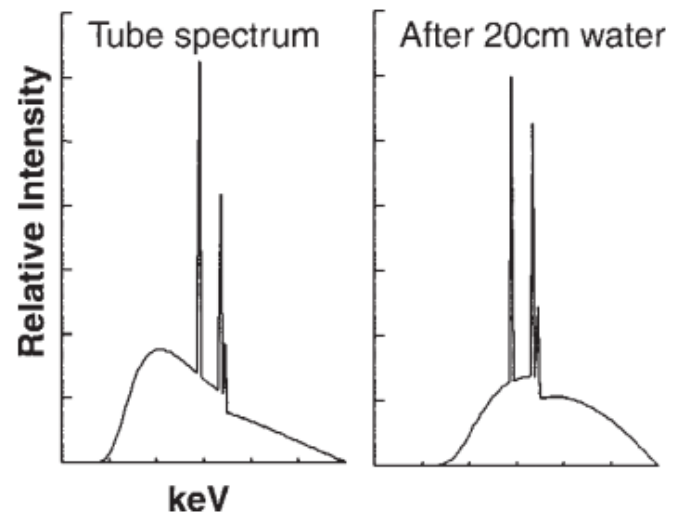
- Kvalitatív képet kapjunk:
 - Adott voxel / pixel intenzitása csak az ott jelenlévő szövet felépítésétől (CT, MRI) / viselkedésétől (PET, SPE(C)T) függjön.
 - Valójában ez sosem teljesül, de ez lenne a cél
- Hounsfield Unit
 - Röntgenes eset abszolút szűrkeségi skálája:

$$HU = \frac{\mu - \mu_{\text{víz}}}{\mu_{\text{víz}} - \mu_{\text{levegő}}} \cdot 1000$$

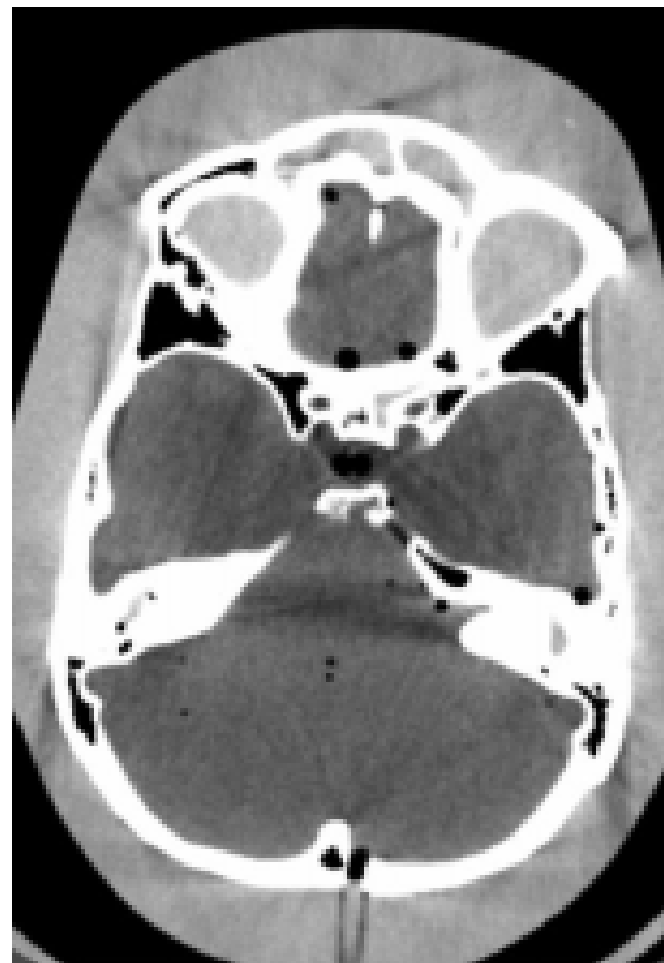
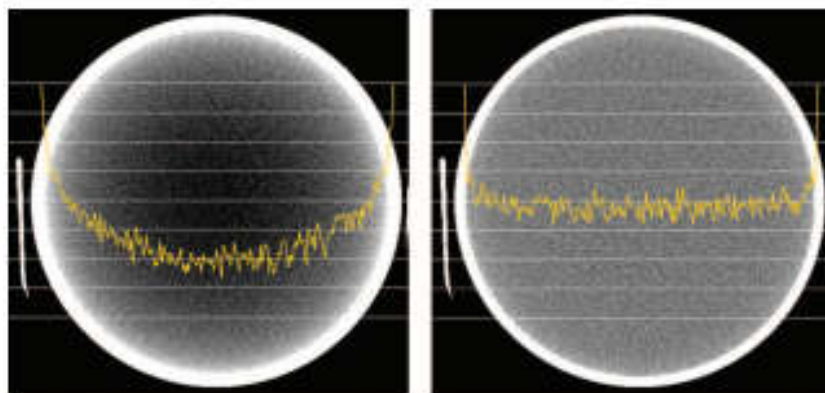
Különböző anyagok lin. csill. Együtthatói HU-ban

Anyag neve	[HU]
Levegő	-1000
Tüdő szövet	-500
Zsír	-100 – -50
Víz	0
Agy-gerincvelői folyadék	15
Vese	30
Vér	+30 – +45
Izom	+10 – +40
Szürke állomány	+37 – +45
Fehér állomány	+20 – +30
Máj	+40 – +60
Lágyrész	+100 – +300
Csont	+700 – +3000

Sugárkeményedés artifakt



Röntgensugár intenzitás spektruma



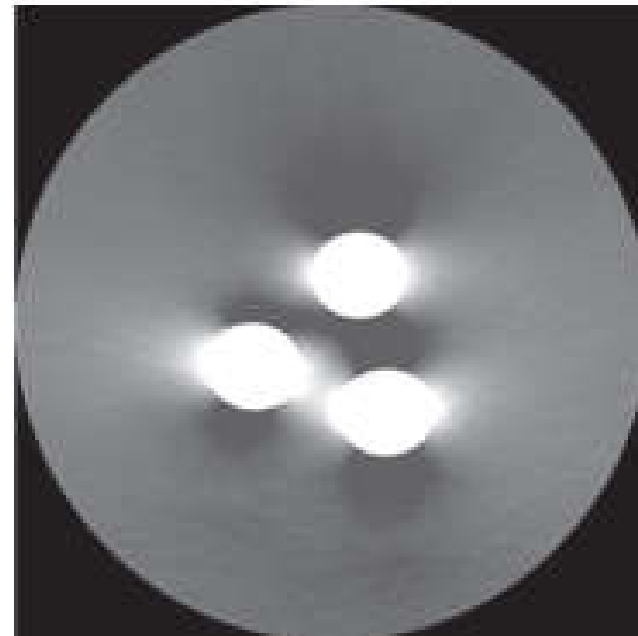
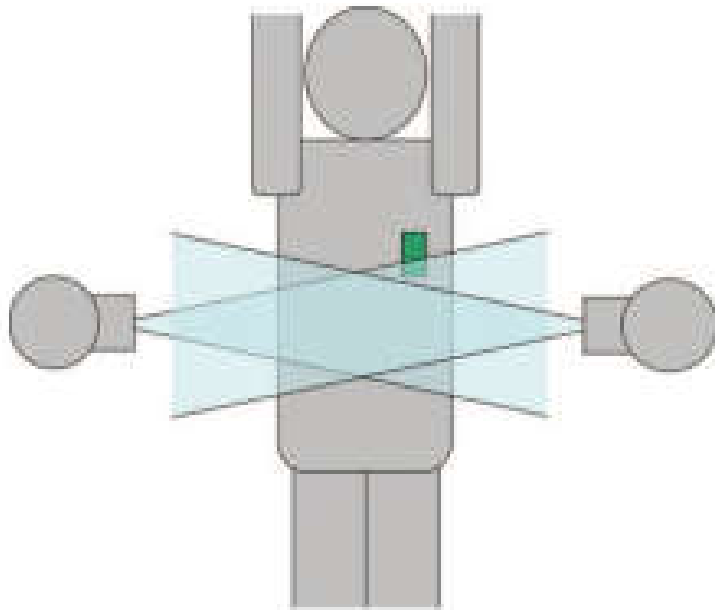
Sugárkeményedés miatti „streaking”

Sugárkeményedés artifakt

- Kompenzációs módszerek:
 - Keményítő szűrő alkalmazása a sugárforráson
 - Tipikusan nagy csillapítású homogén fémekkel (ólom, réz, wolfram, stb.)
 - Kalibrálással
 - Pl. hengeres vízfantommal – valódi páciens sosem hengeres uniform víz...
 - Szoftveresen
 - Pl. csontok sugárkeményítésének modellezése levetítésnél (ez is csak közelítő módszer)

Részleges térfogat artifakt

- Széles kollimálású nyalábnál csak a szelet projekciók egy részére vetül az objektum

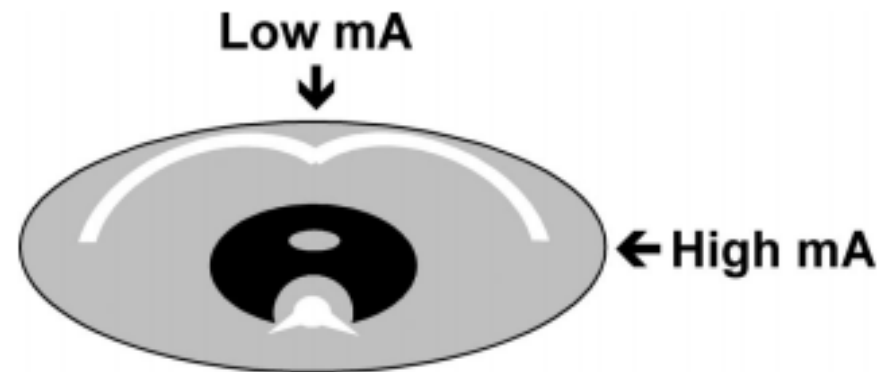


Foton éhezés artifakt

- Vizsgált térfogaton belüli anyagok teljesen elnyelik a röntgen fotonokat (tipikusan fémek, sűrű csontok).



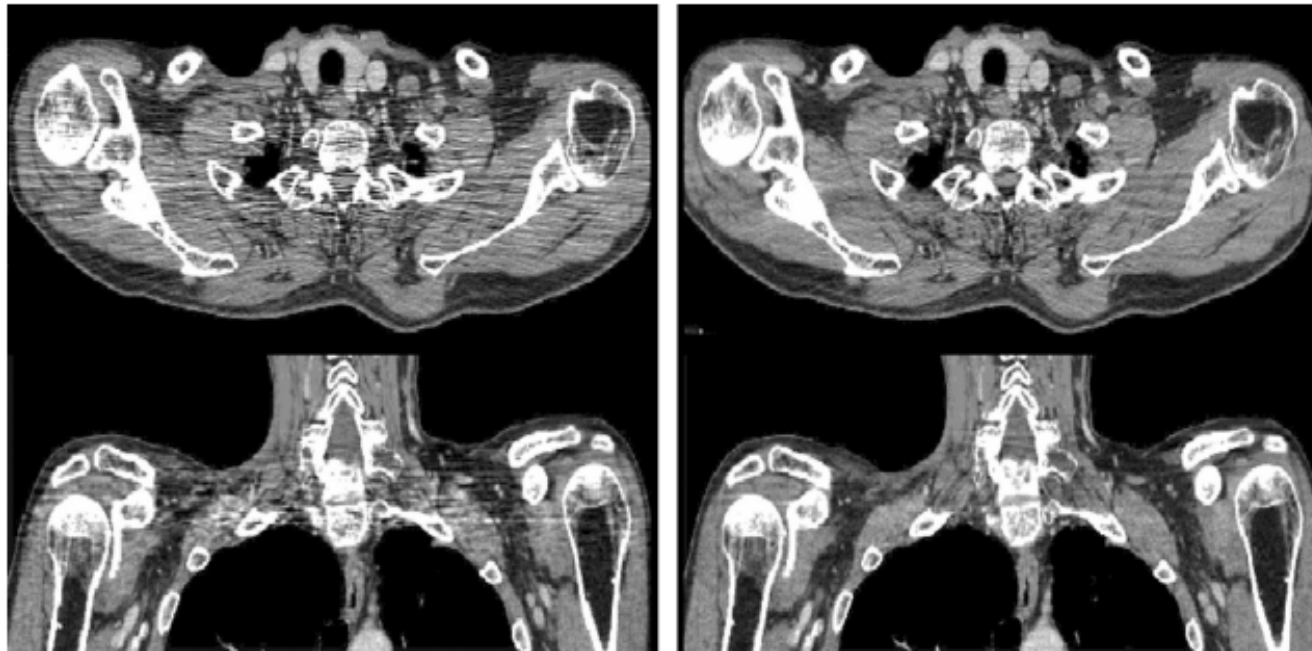
Streaking a rekonstruált szeleteken a kulcscsont miatt



Kompenzálás: problémásabb sugaraknál nagyobb csőáram (nagyobb dózis)

Foton éhezés artifakt

- Szoftveres korrekciók:
 - Adaptív filtráció: alacsony röntgen intenzitású szinogram részek elmosása a logaritmálás és a negálás előtt
 - Lehet multidimenziósan is csinálni

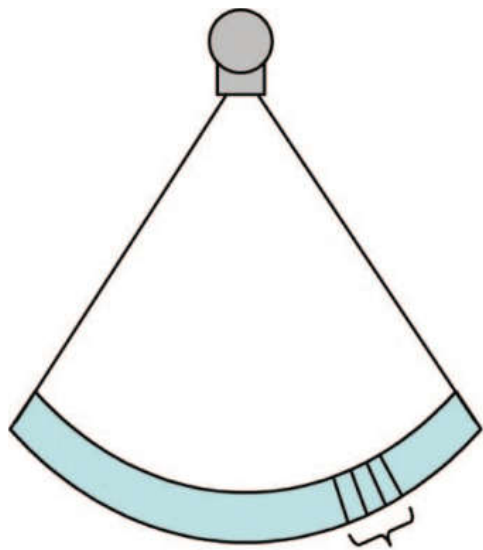


Normál rekonstrukció

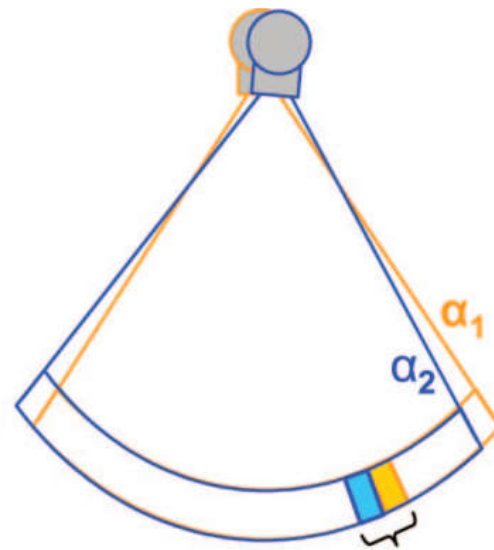
Adaptív filtráció

Foton éhezés artifakt

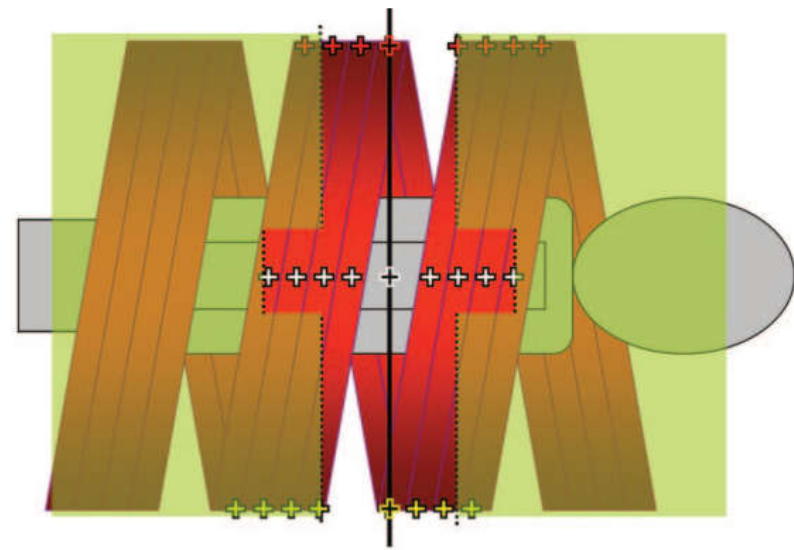
- Nem csak egy szinogram oszlopon belül átlagolunk



a.



b.



c.

Fém artifakt

- Probléma: fémek teljesen elnyelhetik a sugarat / keményen csillapíthatják / részleges térfogat /...
- Kompenzálása szoftveresen:
 - Pl. projekciókon a fémek szegmentálása, majd az intenzitásaik kiinterpolálása szomszédos intenzitásokból
 - MAP becslés erős regularizációval

Fém artifakt



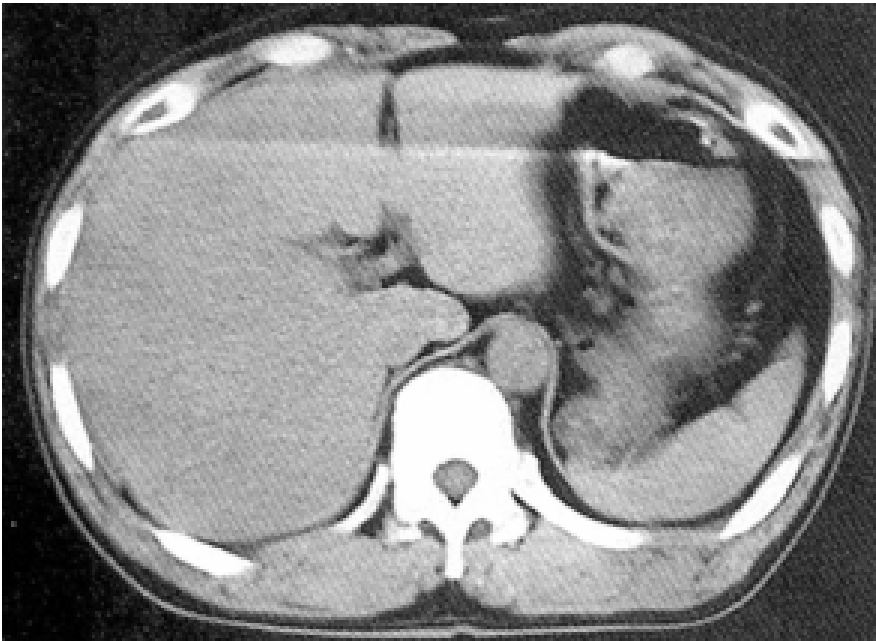
Gerinc implantátum és az ART



ART a szinogram kompenzációja után

Páciens bemozdulása

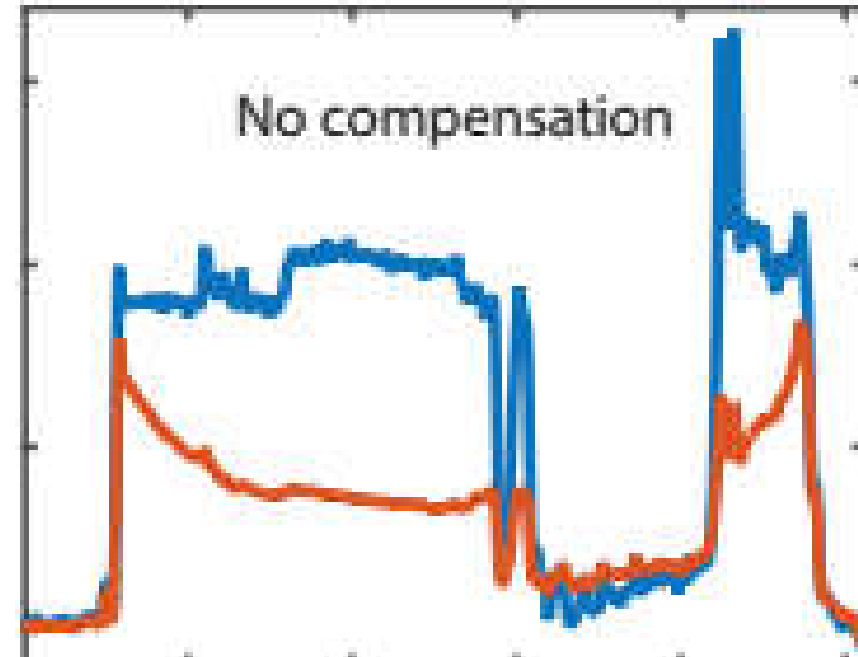
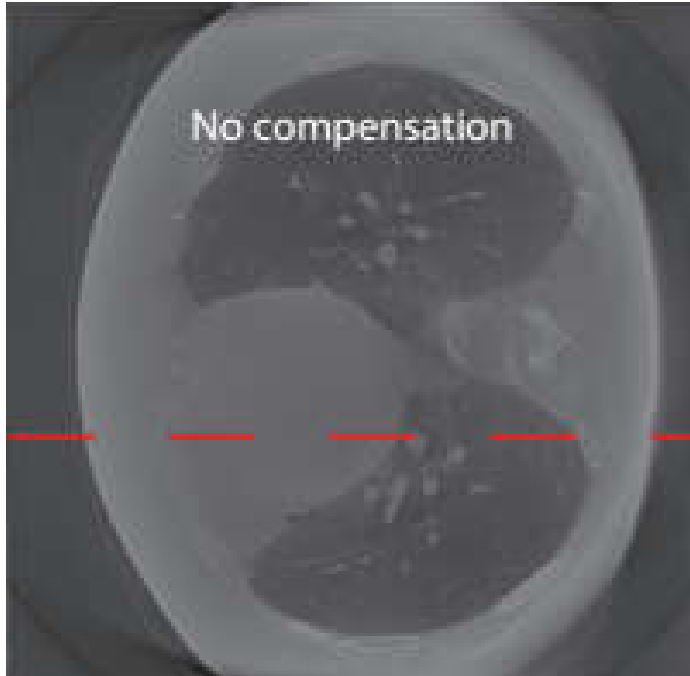
- Szív, mellkas mozgása elkerülhetetlen
 - Létezik EKG kapuzott CT, illetve speciális anyaggal lelassítható maradandó károsodás nélkül a szív
 - Az utóbbi minimalizálható levegő visszatartással



A vízszintes streaking a páciens bemozdulásának a következménye

Compton szóródás

- Flat panel detektornál, több soros detektornál
 - A szóródó fotonok detektorba csapódva kisebb relatív csillapodások érzékelését eredményezik
 - HW (moduláció alapú)/ SW (modell alapú) kompenzáció

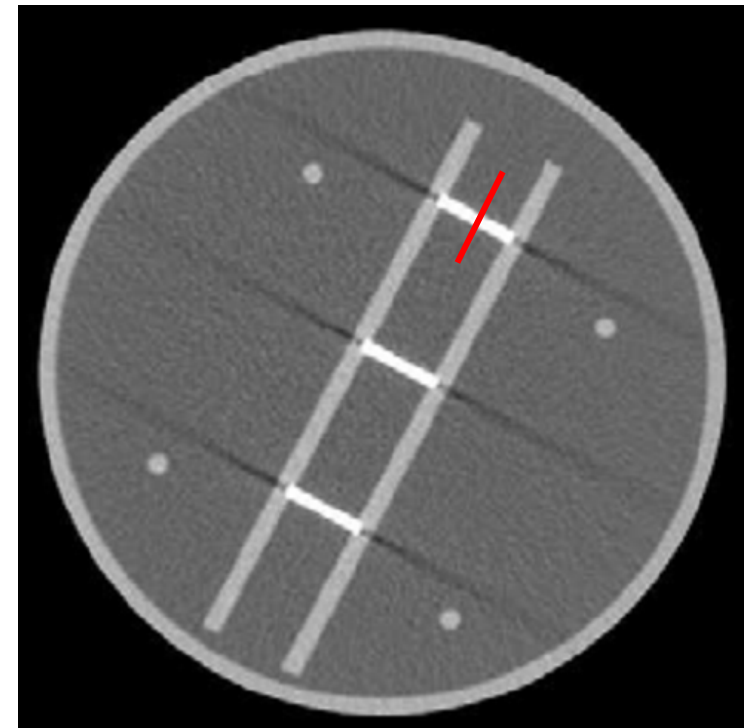
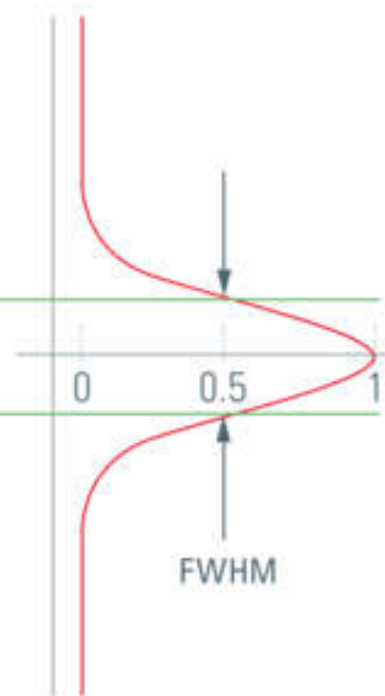
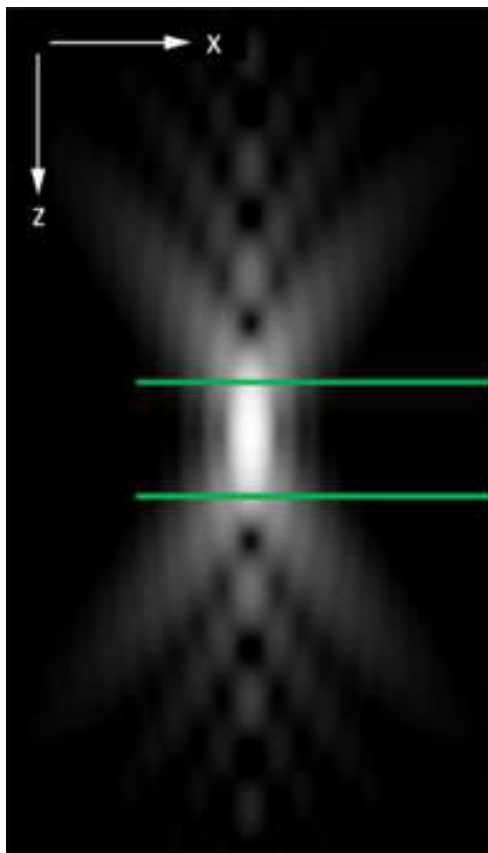


3D Röntgen tomográfia rekonstrukciós eljárásainak minősítése

- Rekonstrukció metrikái:
 - Szeleten belüli effektív felbontása (emlékeztetőül $b_w \{ \mathbf{h} \}$)
 - Irányfüggő átviteli függvény közelíthető az élpár fantom / él fantom rekonstrukciójából.
 - Szeletek effektív vastagsága:
 - Mind CT, mind Tomo esetén a rekonstruált szeletekre merőleges irány menti kiterjedése a szeleteknek.
 - Felhasználási területfüggő optimális értéke.
 - Minél kisebb, annál több szelet kell, hogy minden képlet láthatóvá váljon (legalább egy szeleten).
 - Mérése tipikusan ferde fémlennel / fémhuzallal.

CT Szeletvastagság

Slice Sensitivity Profile mérése a lemezek rekonstrukciójára merőlegesen: szeletvastagság FWHM elvvel becsülhető



3D Röntgen tomográfia rekonstrukció Modulációs Átviteli Függvénye

- Ferde huzal fantommal (elvben) mérhető:
 - Ha az eljárás az X-Y síkokat rekonstruálja, akkor a huzal ne legyen párhuzamos a Z tengellyel.

Lineáris tomo MITS
rekonstrukció MTF-e

