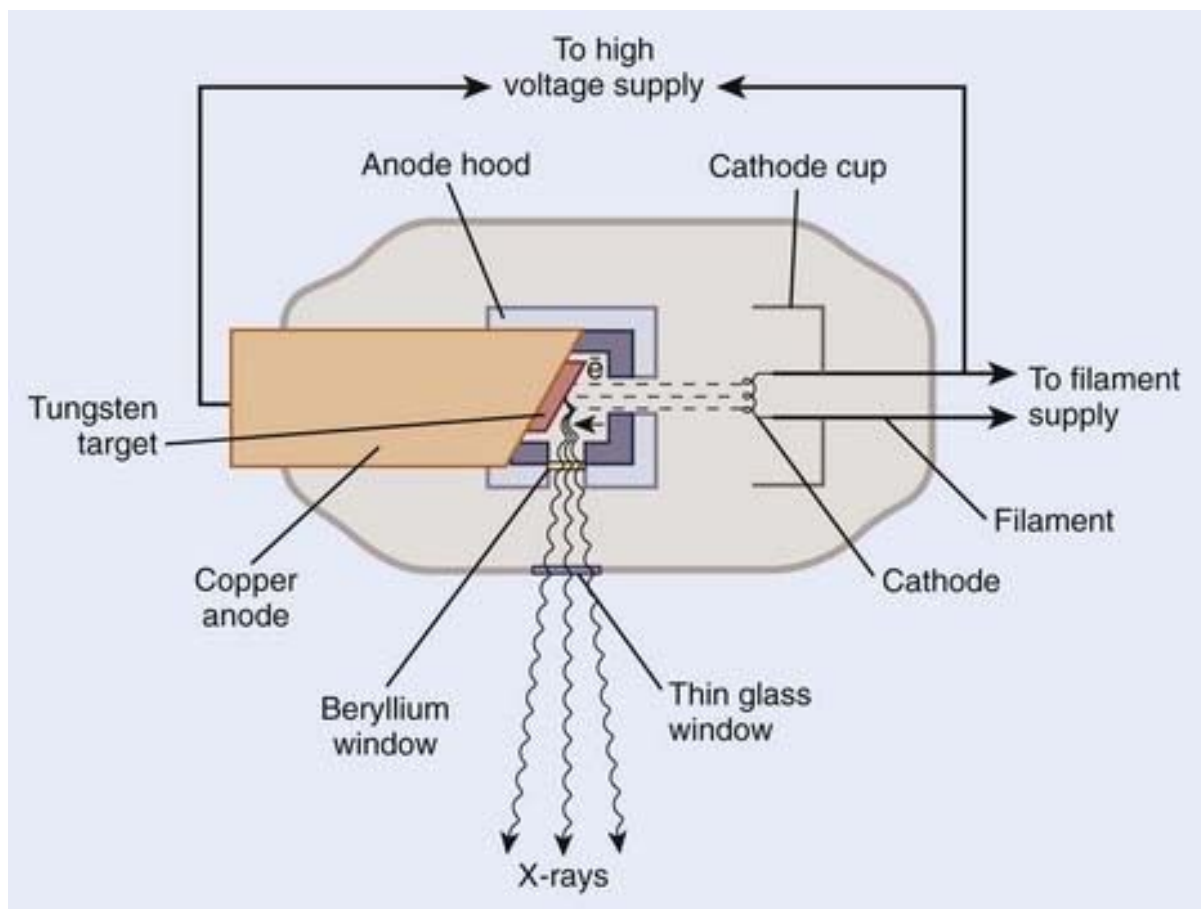


Wat is CT?

Laten we daar alvast mee beginnen. Het is, kort samengevat, een toestel dat doorsnedebeelden maakt met behulp van X-stralen.

X-stralen zijn, net als gammastralen, een vorm van ioniserende straling die uit fotonen bestaat. Terwijl gammastraling een natuurlijk verschijnsel is, worden X-stralen echter kunstmatig opgewekt in een röntgenbuis. Een anode en een kathode staan tegenover elkaar in een luchtledig, glazen omhulsel. Wanneer er een stroom door de kathode (negatieve pool) gestuurd wordt, gaan zich elektronen (negatieve deeltjes) door het circuit bewegen. Deze worden aangetrokken door de anode (positieve pool). Wanneer een elektron inslaat op de anode, geeft het zijn energie af onder de vorm van warmte en een foton (neutraal deeltje bestaand uit energie).



De buisstroom en -spanning van de elektrische lading bepalen de frequentie en de hoeveelheid van de fotonen in de stralingsbundel. Dit betekent dat je de kenmerken van de stralingsbundel kunt aanpassen al naargelang de behoeften van de patient en het onderzoek.

CT-scans bestaan uit een ringvormige constructie met aan de ene kant een röntgenbuis en aan de andere kant een reeks detectoren. Deze draaien rond de patiënt wanneer deze zich op de tafel bevindt. Van elke coupe worden beeldprofielen gemaakt in elke richting. Wanneer deze profielen terug over elkaar geprojecteerd worden, ontstaat er een wazige versie van het oorspronkelijke beeld. Dit wordt gecorrigeerd door er filters op toe te passen om de ruis te verminderen.

Visuals: <https://www.youtube.com/watch?v=BhOMbjXzjP8>

Beeldvorming moet steeds aangepast worden naargelang de behoefte, gesteld door de diagnostische vraagstelling en de constitutie van de patiënt. Hiervoor hebben we twee soorten parameters: Acquisitieparameters en reconstructieparameters.

Laten we eerst de acquisitieparameters eens van dichterbij bekijken.

Deze zijn het belangrijkste om te begrijpen. Ze zijn namelijk niet meer aanpasbaar eens de scan gemaakt is. Ze beïnvloeden daarenboven niet alleen de beeldkwaliteit maar ook de stralingsdosis van de patiënt.

1. Buisspanning (kV or kVp): Buisspanning beïnvloedt de energetische lading van de fotonen. Je zou het ook kunnen omschrijven als de hardheid van de bundel.
2. Buisstroom (mAs): De buisstroom wordt, strikt genomen, uitgedrukt in mA. Dit is echter een momentopname en varieert gedurende de scantijd. Voor het eindresultaat wordt de mA vermenigvuldigd met de scantijd (uitgedrukt in seconden). Het resultaat wordt weergegeven als het mAs produkt. Dit bepaalt het aantal fotonen in de bundel.
3. Scantijd: De duur van de scan, uitgedrukt in seconden.
4. De snededikte: Varieert van 0.4 tot 10mm.
5. Bundelfiltratie
6. Positionering van de patiënt.
7. Pitch

Maar wat doe je nu met al die verschillende parameters?

1. **_Jd**: Een reductie in kVp kan een manier zijn om de stralingsdosis voor de patiënt te reduceren. Het verhoogt ook de sensitiviteit voor jodiumcontrast. Maar: Een reductie kan ook leiden tot een exponentiële toename van ruis in het beeld. Vaak moet men de mAs verhogen om de onderbelichting te compenseren en zo toch de nodige beeldkwaliteit te garanderen. Onderzoeken met lage kV-waarden (100, 80 en zelfs 70 kV) zijn daardoor vooral nuttig voor pediatrische of zeer magere patiënten. Vooral bij vasculaire onderzoeken is de verhoogde sensitiviteit naar voor jodiumhoudend contrast een groot voordeel. Het zorgt voor een betere contrast-ruis verhouding en voor een optimalisering van de contrastdosis.
Bij obese patiënten zorgt een lagere kVp mogelijk voor een bundel met onvoldoende penetratievermogen om door de massa van de patiënt. Optimale dosis kan best bereikt worden met een toename in zowel kVp als mAs, in plaats van alleen mAs. mAs verhoogt het aantal fotonen in de bundel maar dit levert weinig op wanneer de

fotonen onvoldoende energie hebben om tot voorbij de patiënt te geraken. Met een hogere buisspanning neemt ook de energetisch lading van de fotonen toe waardoor de bundel een grotere kans heeft om door de massa van de patiënt en tot bij de detectoren te geraken. Daardoor moet je de mAs minder verhogen en kan je een betere SNR bekomen zonder drastische verhoging van de stralingsdosis.

2. **a 5g**: Dit is het product van de scantijd en de buisstroom. Toename leidt tot verhoogde beeldkwaliteit en stralingsdosis en verminderde beeldruis. De buisspanning is geen constante waarde maar wordt aangepast aan de hand van de massa van de patiënt om de stralingsdosis te optimaliseren.

Er zijn meerdere strategieën voor het moduleren van de stralingsbundel, afhankelijk van de fabrikant. Meestal past men een combinatie van deze strategieën toe.

- a. Massa van de patiënt: Aanpassing van de mAs wordt gebaseerd op een globale schatting van de massa aan de hand van het topogram.
- b. Z-as modulatie: mAs wordt constant gemoduleerd in de richting van de tafelbeweging. De software baseert zich hiervoor op de totale massa van de patiënt per afzonderlijke snede, berekend aan de hand van het topogram.
- c. Longitudinale modulatie: mAs modulatie die continu toegepast wordt tijdens de rotatie van de buis. Dit gebeurt ter compensatie van de verschillen in attenuatie vanuit verschillende projectierichtingen.

Door het combineren van deze technieken kan men in alle richtingen een de optimale verhouding tussen dosis en beeldkwaliteit garanderen. De gebruiker moet alleen nog de minimaal aanvaardbare beeldkwaliteit bepalen. Definities hiervan variëren van systeem tot systeem.

3. **GWbH~~X~~**: De tijd die nodig is om een scan uit te voeren. De scantijd heeft geen rechtstreekse invloed op de stralingsdosis of de beeldkwaliteit. Een kortere scantijd kan wel de kans op bewegingsartefacten drastisch verminderen. Dit is vooral zeer nuttig voor pediatrische patiënten, niet-coöperatieve patiënten, of anatomische regio's waarbij bewegingsartefacten moeilijk te vermijden zijn (cardiovasculaire onderzoeken of reeksen waarbij een breath hold instructie vereist is).

Men moet echter in gedachten houden dat men met een kortere scantijd (en al naargelang de vereiste mAs-waarde) de buis te zwaar kan belasten. Ter compensatie van de kortere scantijd moet de buisstroom (mA) namelijk stijgen om eenzelfde mAs-product te bekomen.

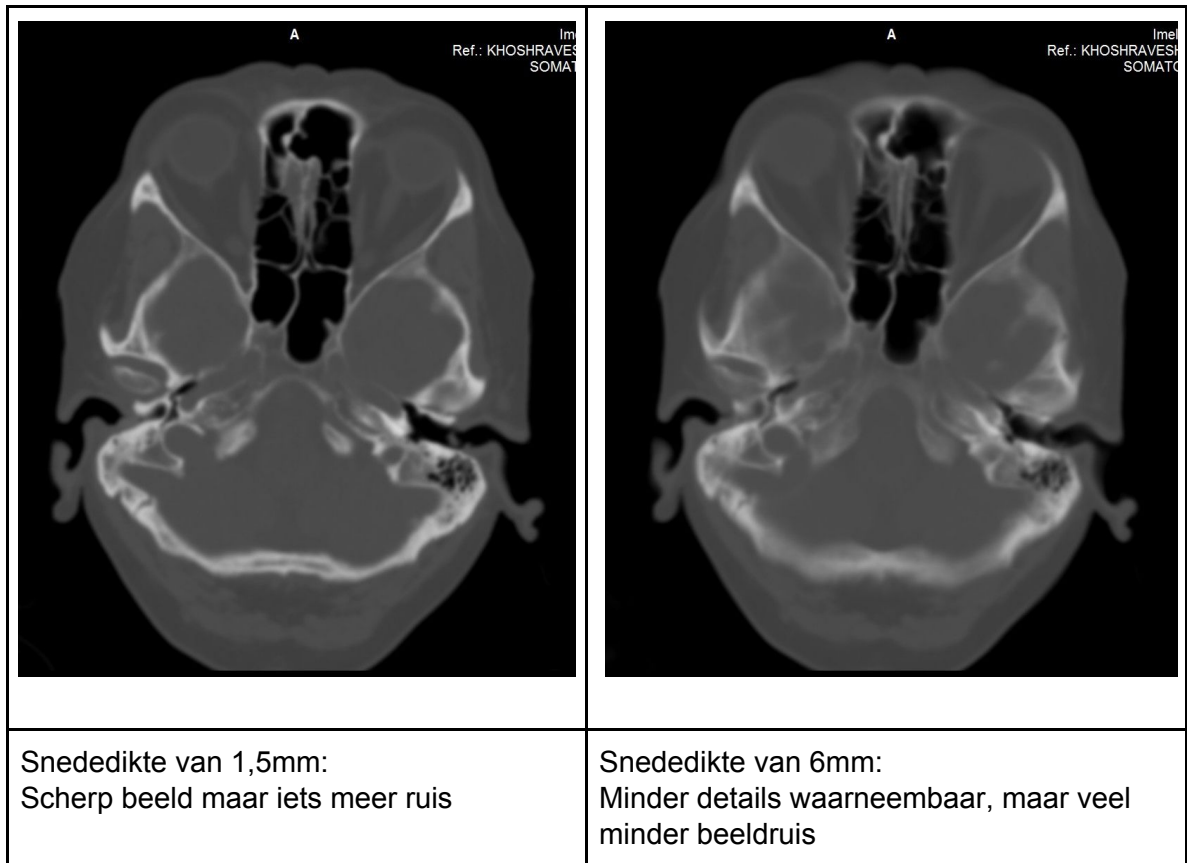
Een hogere kV kan bijdragen tot een lagere mAs-vereiste wanneer een korte scantijd toch een noodzaak is.

Bij het scannen van een obese patiënt, moet men een keuze maken tussen enerzijds het verhogen van alleen de mAs, of het verhogen van zowel mAs als kV. De effecten van beide keuzes op de beeldkwaliteit moeten hierbij in overweging genomen worden. Een hogere kV kan leiden tot een verminderde sensitiviteit voor jodium.

Een langere scantijd heeft het voordeel dat deze de buis minder zwaar belast bij het gebruik van hogere kV- en mAs-waarden. Dit moet echter steeds afgewogen worden

tegen het risico op mogelijke bewegingsartefacten.

4. **GbYXYX]_hY**: De dikte van het gedeelte dat afgebeeld wordt met één doorsnedebeeld. Een hoge snededikte vermindert de SNR maar kan ook leiden tot het verlies van kleine details (>1mm). Ter compensatie voor een hogere SNR kan men opnieuw de mAs of de kV gaan verhogen.



5. **6i bXYZ]kUjY**: Er zijn twee belangrijke types
 - a. Verharden van de bundel: Wanneer je een bepaalde kV instelt, beïnvloedt dit de hardheid van de bundel. Dit is echter geen constante waarde. De protonen in de bundel hebben een energiespectrum, waarvan het merendeel de gewenste hardheid bevat. Door het toepassen van bijvoorbeeld een tinfilter kunnen de laagenergetische fotonen uit de bundel verwijderd worden waardoor men een efficiënter energiespectrum krijgt.
 - b. Vormen van de bundel: Dit levert een efficiëntere bundel op. Wanneer je een schedel gaat scannen, kan je dit perfect doen met een smallere bundel dan bijvoorbeeld een abdomen of bekken. Een efficiënter gevormde bundel produceert minder stroostraling, wat een betere SNR oplevert.
6. **DUjYbhdcg]hcbYf]b[** : Zowel de stralingsdosis en de beeldkwaliteit zijn optimaal in het midden van de gantry. Daarom is het belang van een correcte positionering een

heel belangrijke factor bij het uitvoeren van onderzoeken. Dit zowel wat betreft hoogtepositie van de tafel (beeldkwaliteit en optimale stralingsdosis) als het inrijden van de tafel tot op de juiste diepte om overbodige belichting te vermijden bij het nemen van een topogram.

7. **DJHW** is geen directe parameter maar wordt afgeleid van de snededikte en de scantijd. Pitch staat gelijk aan de afstand die de tafel aflegt gedurende één volledige rotatie van de buis, gedeeld door het aantal snedes dat wordt verzameld gedurende die rotatie. Een hogere pitch resulteert in een kortere scantijd maar ook in een grotere snededikte. Pitch kan aangepast worden, bijvoorbeeld bij obese patiënten. Het is, dankzij de evolutie in software toepassingen voor het optimaal aanpassen van de bundel echter vaak niet meer de makkelijkste of efficiëntste optie.

Reconstructieparameters? Wat doe je daar dan nog mee?

Een scan levert ons een set ruwe data op, die nadien gemanipuleerd kunnen worden al naargelang de diagnostische vereisten van het onderzoek.

Deze parameters zijn:

1. Gereconstrueerde snededikte
2. Window width en level
3. Kernel

Wat kan je ermee bereiken?

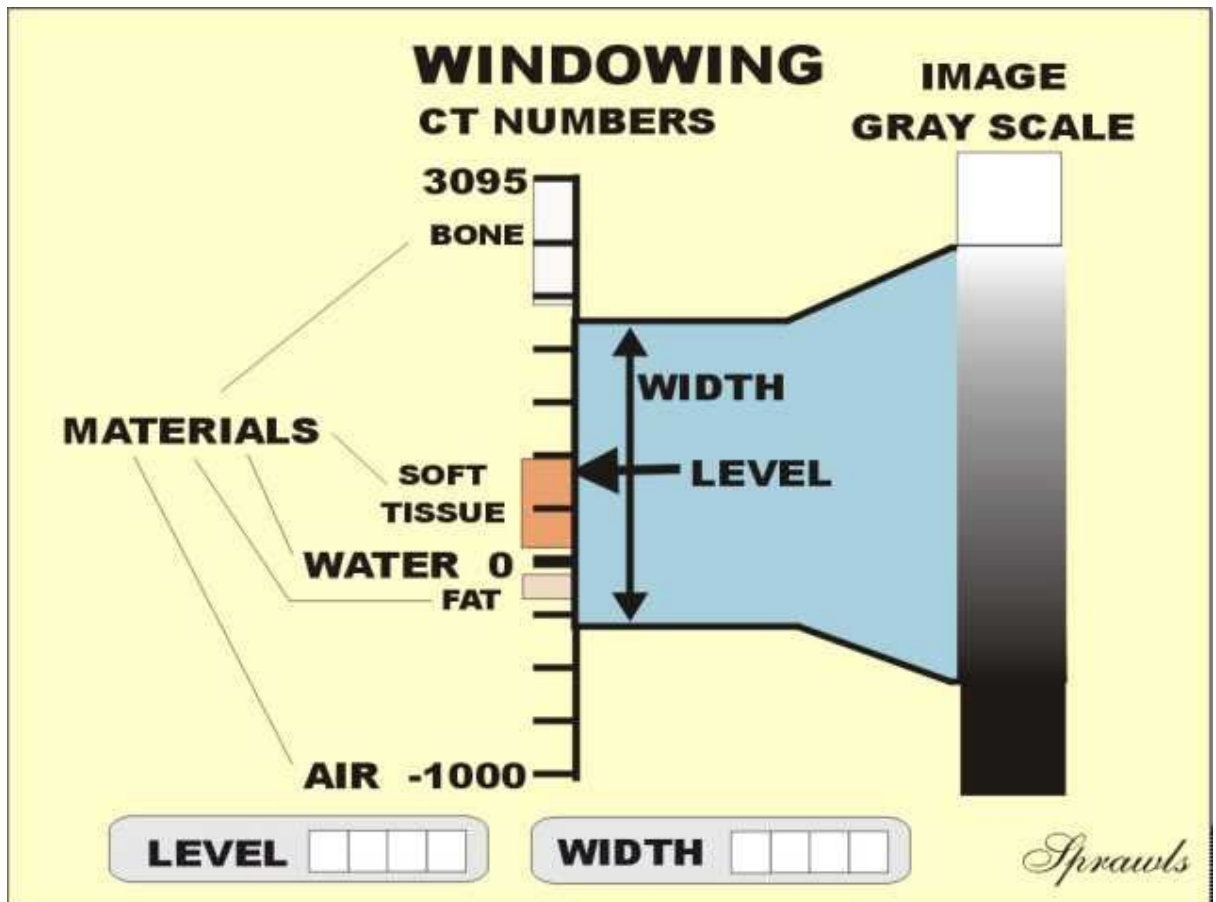
1. ; **YfYWtbgfif YfXY'gbYXYX]_HY**: Deze hoeft niet per se hetzelfde te zijn als de oorspronkelijke snededikte van de ruwe data. Reconstrueren met een dunnere snede levert geen enkel voordeel op wat betreft beeldkwaliteit. Integendeel. De SNR zal stijgen en dus meer beeldruis opleveren.

Een dikkere snede kan compenseren voor onderbelichtingseffecten, maar kan opnieuw leiden tot gereduceerde zichtbaarheid van kleine details. Een dikkere snede heeft als bijkomend voordeel dat men minder beelden nodig heeft, en dus ook minder opslagruimte in het PACS systeem.

2. **K]bXck 'k]XH 'UbX''Yj Y'**: Deze waarden definiëren de grijswaardenschaal waarmee het beeld wordt getoond.

Elke weefseldeensiteit wordt uitgezet op de Hounsfield schaal, al naargelang de attenuatiewaarde van het desbetreffende weefsel. Water geldt als nulpunt. Alles wat een hogere densiteit heeft, zoals bot, staat hoger op de schaal en tonen lichter dan water. Lagere densiteiten zoals lucht en bot, staan lager op de schaal en tonen donkerder dan water.

- Window width bepaalt het aantal Hounsfield waarden dat we in een gereconstrueerd beeld willen zien. Een groot window toont een groter aantal densiteiten. Het zorgt er wel voor dat men moeilijker onderscheid kan maken tussen densiteiten die zeer dicht bij elkaar liggen (beeldcontrast).
- Window level bepaalt de hoogte van de zichtbare range op de Hounsfield schaal (zwarting).



Enkele voorbeelden:



Mediastinal window
W: 350, L: 50

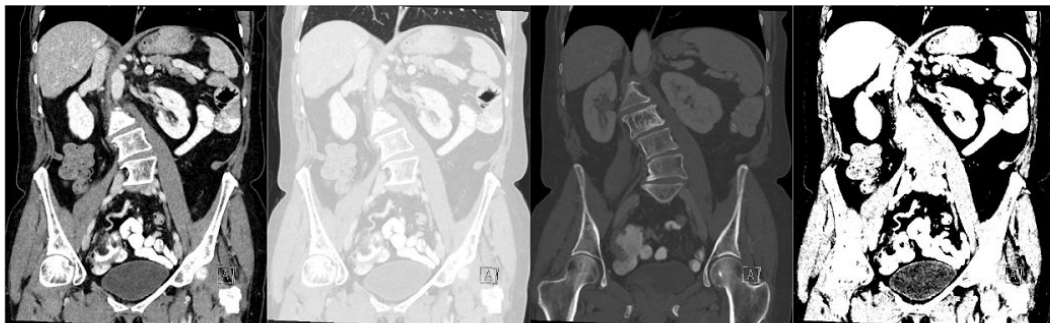
Lung window
W: 1500, L: -500

Bone window
W: 2000, L: 500

Cerebral window
W: 80, L: 20

Longweefsel: groot verschil in densiteit, dus grote window width. Zeer lage level owv lage densiteit van lucht.

Mediastinum: Minder groot dichtheitsverschil, dus veel minder grote width, maar hogere level.



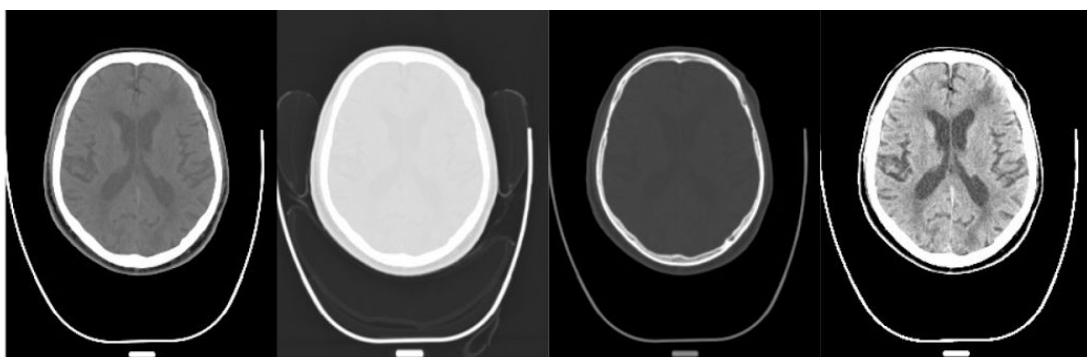
Mediastinal window
W: 350, L: 50

Lung window
W: 1500, L: -500

Bone window
W: 2000, L: 500

Cerebral window
W: 80, L: 20

Abdominale regio: zelfde als mediastinaal.



Mediastinal window
W: 350, L: 50

Lung window
W: 1500, L: -500

Bone window
W: 2000, L: 500

Cerebral window
W: 80, L: 20

Cerebraal: Zeer kleine verschillen in densiteit. Dus het best zichtbaar met heel kleine window width.

Bot: Groter verschil in densiteit maakt het mogelijk om het de verschillen in botdensiteit en botkwaliteit te beoordelen.

3. **?YfbY**: Kernel bepaalt de scherpte van het gereconstrueerde beeld. Deze waarde staat namelijk voor de mate waarin men filters toepast om onscherpte te reduceren. Het versterkt de zichtbaarheid van kleine structuren, maar het versterkt ook beeldruis in gelijke mate.

Onderzoeken waarbij men zeer kleine laesies in beeld wil brengen (vb: longparenchym of bot) zijn vaak gebaat bij een hogere kernel. Abdominale of mediastinale regio's, bijvoorbeeld, zijn vaak beter interpreteerbaar met een zachtere kernel.

