

# COMPUTER – TOMOGRAFIE

Dr. Paul COLLA  
Dienst Medische Beeldvorming  
Z.O.L.

## Inleiding :

Vandaag de dag beschikt ieder middelgroot of groot ziekenhuis over een C.T.-scanner. Toch is het nog maar 40 jaar geleden dat de eerste toestellen wereldwijd geïnstalleerd werden.

De C.T.-scanners waren de eerste röntgenapparaten waarmee doorsneden konden gemaakt worden van weke-delen.

Terecht kan men ook zeggen dat deze ontdekking een ware radiologische vernieuwing teweeg bracht.

*Hounsfield wordt algemeen erkend als de uitvinder van de C.T. en hij ontving hiervoor, samen met Cormack, in 1979 de Nobelprijs.*

In dit hoofdstuk zullen de belangrijkste technische principes van C.T. worden besproken. Vervolgens wordt het klinisch gebruik toegelicht.

Tevens wordt er een overzicht gegeven van de belangrijkste aspecten die van invloed zijn op de dosis.

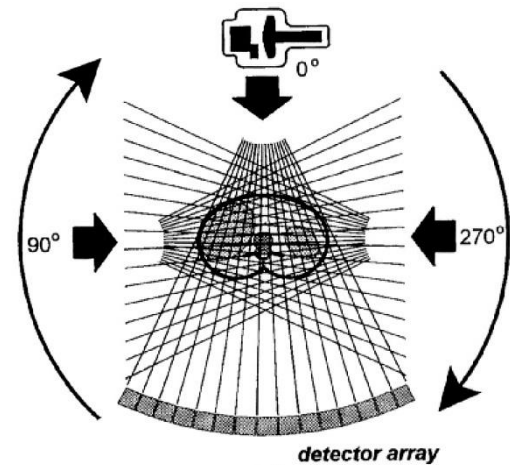
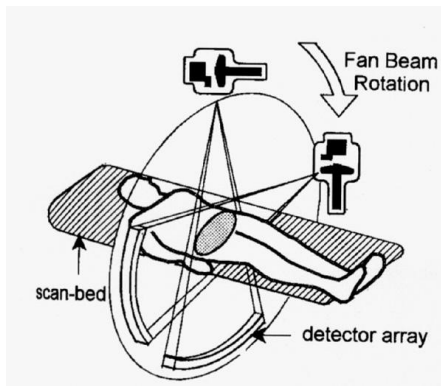
## PRINCIPES VAN C.T. :

C.T. (C.A.T.) is een radiologische techniek die ons toelaat een dwarse doorsnede van de patiënt te maken, zonder superpositie van de omgevende structuren.

Ons lichaam is opgebouwd uit weefsels die elk een verschillende absorptiewaarde voor röntgenstralen bezitten.

Bij een C.T.-onderzoek draait de röntgenbuis omheen de patiënt en röntgenstralen doorlichten het lichaam van de patiënt.

De uittredende straling wordt gemeten door detectoren en hieruit kan de geabsorbeerde straling bepaald worden.



*Bij een CT-onderzoek draait de röntgenbuis omheen de patiënt en de uittredende straling wordt gemeten door detectoren.*

CT is een indirecte beeldvormingstechniek : er wordt namelijk geen direct schaduwbeeld van het te onderzoeken object gevormd op de film, maar er wordt een berekend of gereconstrueerd beeld gevormd.

Men visualiseert eenheden , « Hounsfield units » (H.U.) die een maat zijn voor de attenuatiegraad van de weefsels .

Zo heeft bot een hoge H.U.-waarde (tot 3000 H.U.), lucht een lage waarde (-1000). In deze densiteitsschaal ( dit is de schaal van Hounsfield) stemt 0 overeen met de dichtheid van water.

Om van alle punten in een doorsnede de attenuatiegraad te kunnen kennen, gebruikt men röntgenstralenprojecties van verschillende richtingen.

Tijdens een scan draaien röntgenbuis en detectoren 360° rond de patiënt. Tijdens deze rotatie zijn er honderden doorlichtingen ( = projecties) waarbij de stralenbundel een openingshoek heeft van ongeveer 40°.

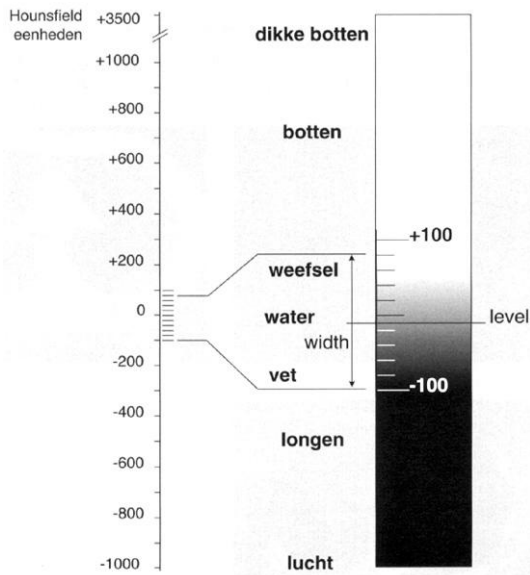
Voor elke projectie registreert de detector een absorptieprofiel, d.i. een weergave van de densiteit van de snede vanuit één bepaalde hoek.

De honderde projecties die bekomen worden na 1 rotatie, al deze data, worden direct verwerkt door de computer tot één beeld.

Dit beeld bestaat uit en matrix van beeldpunten ( 256 x 256, 512 x 512, 1024 x 1024). Iedere pixel representeert een blokje weefsel (= voxel) van de gescande lichaamsdoorsnede. In ieder pixel wordt de mate van absorptie van de stralenbundel door de patiënt voor het corresponderende voxel weergegeven door een grijstint op de monitor (of film). Deze tint is licht indien er veel absorptie optreedt, donker indien er weinig absorptie is.

Zouden we nu de grijsschaal verdelen tussen – 1000 ( zwart ) en + 3000 ( wit ) dan wordt het contrast veel te klein. Het menselijk oog kan maar een zestigtal grijsniveaus onderscheiden.

Daarom wordt de venstertechniek toegepast, d.w.z. dat de gehele grijschaal wordt toegekend aan slechts een deel van de Hounsfieldschaal (=venster W), namelijk dat deel dat belangrijk is voor het diagnostisch probleem en deze weefsels worden dan met maximaal contrast afgebeeld.



*Het grijswaardebereik van het beeldscherm wordt door middel van keuze van breedte en center aangepast aan de grijswaarden waarin men geïnteresseerd is.*



Weke-delen venster  
W : 350 C : 30



Longvenster  
W : 1600 C : -600



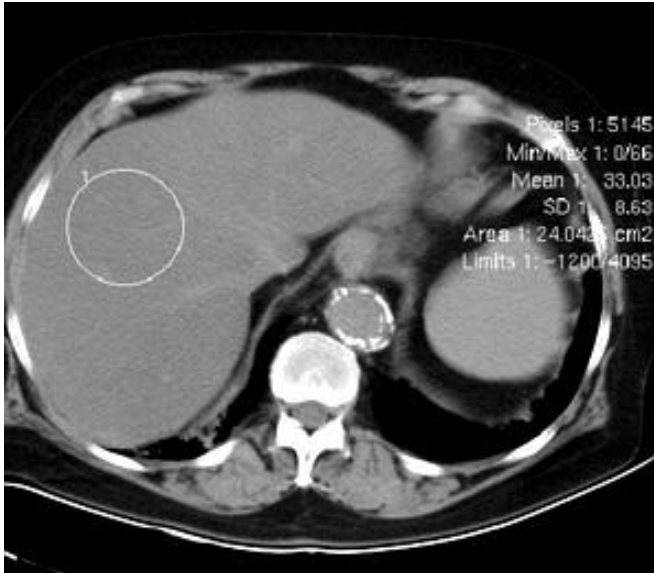
Botvenster  
W : 2000 C : 500

*Met de keuze van breedte(W) en center(C) worden de gewenste structuren zichtbaar gemaakt.*

In tegenstelling tot conventionele radiologie bieden CT-beelden een zeer hoge contrastresolutie : weefsels met een klein verschil in radio-absorptie kunnen van

elkaar onderscheiden worden omdat de computer er een verschillende grijstint zal aan toekennen.

Naast *morfologische* informatie (bv levergrootte), levert CT ook *densitometrische* gegevens van weefsels (bv steatose) en dit is een belangrijk hulpmiddel bij de diagnosestelling.



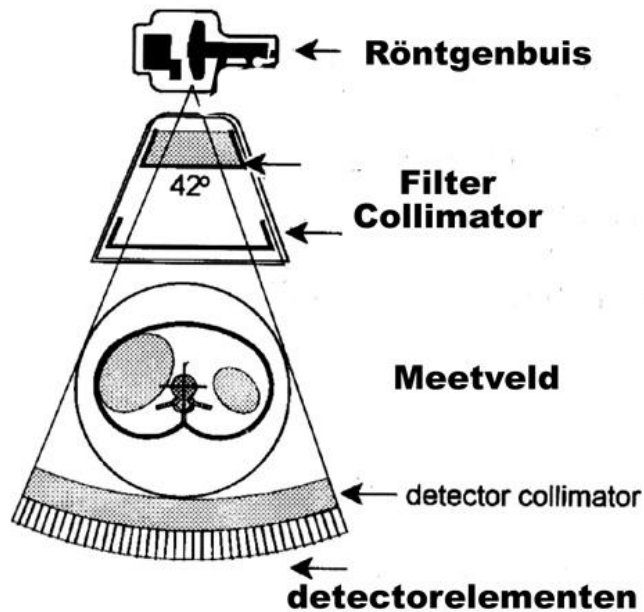
*De absorptiedensiteitswaarde kan gemeten worden. In dit geval vertoont het leverparenchym een verminderde absorptiedensiteitswaarde en dit wordt gezien bij leversteatose (vervetting)*

### **OPBOUW VAN EEN C.T. – EENHEID :**



Een scannersysteem bestaat uit een tafel waarop de patiënt ligt, een gantry, een bedieningsconsole, een röntgengenerator en een spanning – en besturingskast.

De gantry is een grote kast met een centrale opening en de onderzoekstafel is zo aangebracht dat de patiënt comfortabel in deze opening kan worden geschoven. De gantry bevat een röntgenbuis, detectorbalk, plakdiktecollimator ( bepaalt de snededikte), lichtvizier en een ingewikkeld rotatie- aandrijfsysteem.

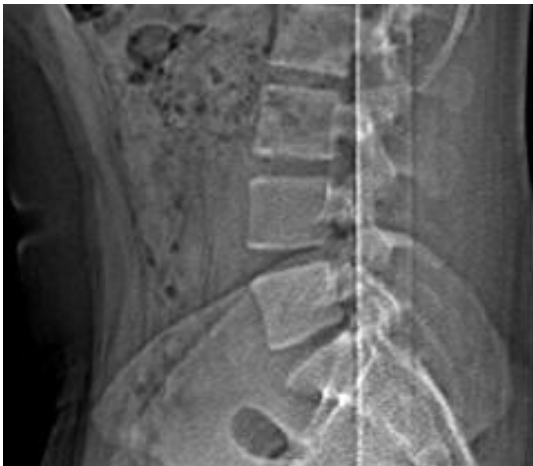


Normaal gesproken staat het scanvlak loodrecht op de lengte-as van de patiënt. Indien men echter een bepaalde weefselovergang scherp wil afbeelden zal men de gantry kantelen tenopzichte van de patiënt. Deze angulatie of inclinatie zal gebruikt worden om b.v. evenwijdig met een discus te scannen ofwel om bepaalde structuren te mijden ( b.v. tandartefacten).



*De gantry kan onder een hoek van +- 25 graden in beide richtingen geïnclineerd worden*

De regio die gescand wordt, wordt ingesteld op een **topogram** (of scanogram), een opname die tot stand komt door de patiënt door de gantry te verschuiven terwijl de röntgenbuis, gefixeerd in één positie, continu straalt. Hierbij verkrijgt men een overzichtsoopname waarop men de te onderzoeken regio bepaalt.



*Topogram : overzichtsoopname waarop de operator bepaalt waar de scan zal genomen worden. Om evenwijdig met de tussenwervelruimte te scannen wordt de gantry geïnclineerd.*

Voor een onderzoek beperkt men zich echter niet tot 1 doorsnede, doch er worden meer opéénvolgende doorsneden uitgevoerd.

De **snededikte** ( 1 tot 10 mm) die gebruikt wordt, is afhankelijk van het onderzoek en wordt bepaald door de omvang van de structuren waarin men geïnteresseerd is en de mate van details die men daarin wil zien.

Voor visualisatie van fijne structuren ( b.v. rotsbeen, hoge resolutie longweefsel) zal men gebruik maken van 1 mm. opnamen, dikkere opnamen worden toegepast voor studie van thorax of abdomen.

De **scantijd** is de tijd die nodig is voor het maken van 1 doorsnede. Voor het onderzoek van thorax of abdomen moet die tijd kort gehouden worden om ademhalingsartefacten te voorkomen.

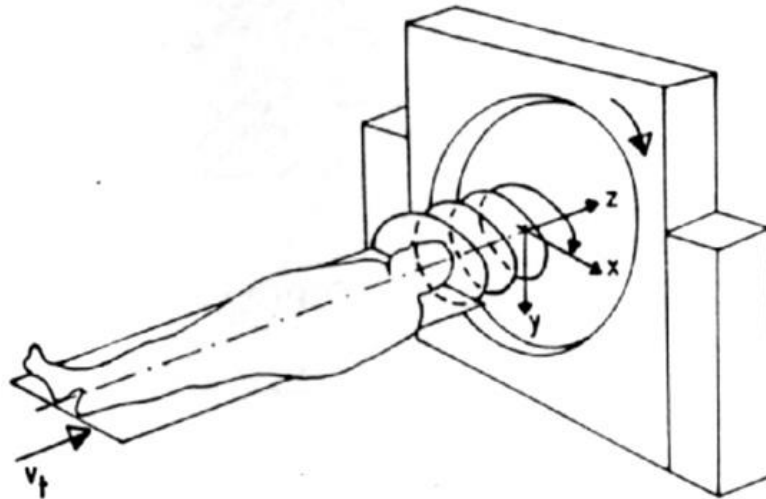
De scanruimte bevat lood in de wanden en deuren ( afschermingsequivalent gelijk aan 2mm Pb) en de bedieningsruimte wordt geplaatst achter loodglas.

Sinds haar ontstaan, is CT progressief verfijnd en bijzonder snel geworden. Begin jaren negentig kwamen de **spiraal-scanners** op de markt. Met deze techniek draait de röntgenbuis en detectorboog continu rond de patiënt terwijl de patiënt, aan constante snelheid, langzaam verschuift doorheen de gantry.

Doordat de opname nu in één continue beweging gebeurt, verkort dit aanzienlijk de duur van het onderzoek.

Tevens zal het onderzoek minder gestoord worden door ademhalingsartefacten. Integeningstelling met klassieke of conventionele C.T. wordt in spiraal C.T. een bepaald volume van het lichaam gescand (= volume scanning).

De snelheid waarmee de tafel verschuift tijdens een omwenteling van de X-stralenbuis t.o.v. de snededikte wordt uitgedrukt als **pitch**.



*Spiraal-CT : de X-stralenbron voert een continue spiraalbeweging uit ten opzichte van de patiënt die aan een constante snelheid door de gantry schuift.*

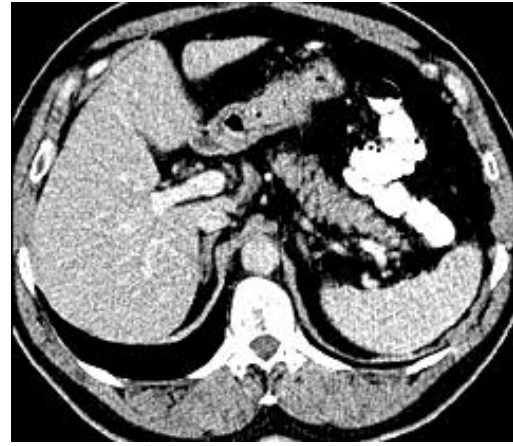
Einde 20<sup>ste</sup> eeuw kwamen de **multidetector-scanners** op de markt. Gecombineerd aan de spiraaltechniek werd er gebruik gemaakt van meerdere rijen detectoren (4, 8, 16, ...64) die evenwijdig aan elkaar geplaatst werden.

Dankzij deze nieuwe spiraaltechnieken kon men optimaal gebruik maken van intraveneus toegediend contrast.

Voor CT onderzoeken kan men een contraststof toedienen en dit zal helpen voor verder weefseldifferentiatie. Intraveneus toegediende jodiumhoudende contrastmiddelen zullen helpen vasculaire structuren en sterk gevasculariseerde parenchymateuse organen te bestuderen.



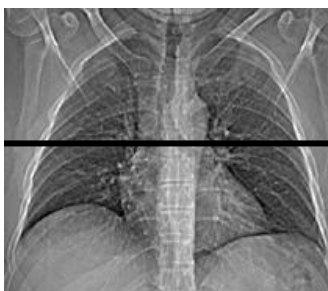
- C IV



+ C IV

*Vasculaire structuren worden zichtbaar na IV-contraststofinjectie*

De nieuwste CT-toestellen beschikken over de mogelijkheid, automatisch en op het juiste ogenblik een vooraf ingestelde regio te scannen na een IV-contraststofinjectie. Het toestel start na het bereiken van een maximale densiteitswaarde in een bloedvat (bv. art. pulmonalis bij opsporen van longembolen).



*Het CT-toestel start automatisch nadat een bepaalde hoeveelheid contrast (= na het bereiken van een bepaalde densiteitswaarde) gemeten wordt op een vooraf ingestelde plaats. In dit geval wordt de art. pulmonalis geopacificeerd voor opsporing van longembolen*

Om darmstructuren beter herkenbaar te maken, zal men een oraal of rectaal toegediende contraststof gebruiken.

Het gescande volume leent zich , via aangepaste software, voor driedimensionele reconstructies.

Het aantal toepassingen van multiplanaire en driedimensionele C.T. is sterk toegenomen. Dit wordt veroorzaakt doordat bij volumescanning de informatiedichtheid isotroop is : dwz gelijk in alle richtingen van de ruimte.



*3D-reconstructie*



*coronaal*



*sagittaal*

Gezien men bij de moderne scanners beschikt over een compleet datavolume, kunnen reconstructies (MPR) in alle richtingen worden uitgevoerd en bijgevolg zal gantry-rotatie niet meer toegepast worden.

Zo ontstaan ook nieuwe toepassingen zoals angio-CT, cardio-CT en virtuele endoscopie.

Tevens kan men nu grote gebieden scannen in één adempauze en dit was een belangrijke bijdrage in het scannen van longnoduli die anders door de ademhaling buiten de plak konden vallen .

Tegenwoordig kan men gemakkelijk in één adempauze van 10 sec. een gebied van 50 cm scannen.

Gezien de korte acquisitietijd die momenteel gehaald wordt (250 msec), leent deze techniek zich ook voor studie van het hart (met aanvullende ECG-triggering).



*Volumebeeldvorming (volume rendering) van het hart : dit is een projectie van de datavolume op een vlak waarbij de verschillende weefsels op basis van hun CT-waarden meer of minder transparant zijn en dus op eigen wijze aan het uiteindelijke beeld bijdrage.*

Het aantal gereconstrueerde beelden ligt bij volumescanning veel hoger dan bij conventionele C.T.

Dit vereist natuurlijk krachtige computers voor data-verwerking.

Het groot aantal beelden laat ook toe dat een onderzoek « cinematografisch » kan bekeken worden, waardoor men een beter ruimtelijk inzicht krijgt in complexe anatomische regio's.

### **DOSIS IN C.T. :**

De klinische indicaties voor C.T. nemen steeds toe en door de technische verbeteringen worden steeds meer « slices » of « plakken » gegenereerd. Maar wat is nu het effect van een toenemend aantal opnamen op de dosis voor de patiënt ?

Exacte dosismeting in de patiënt is niet mogelijk.

Immers, als we precies zouden weten wat de dosis is geweest, kunnen we daarmee slechts een schatting geven van de kans op nadelige effecten door straling. En het probleem blijft hoe we dit stralingsrisico moeten afwegen tegen het belang van het C.T.-onderzoek voor de patiënt.

Daarom dient de dosis altijd beperkt te blijven tot de geringste hoeveelheid die nodig is voor voldoende beeldkwaliteit.

Eventuele zwangerschap moet steeds uitgesloten worden.

### **Factoren die de dosis bepalen :**

Meerdere factoren zijn bepalend voor de dosis.

Sommige liggen echter vast bij de keuze van het C.T.-toestel.

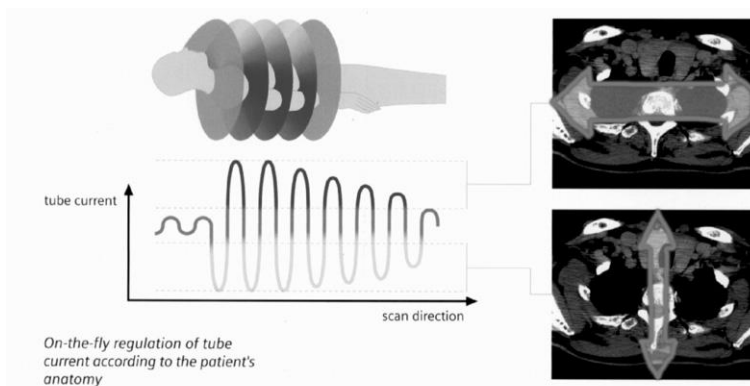
#### **A. Scanner afhankelijke factoren :**

- **Röntgenbuis** : buisspanning en buisstroom zullen het aantal fotonen bepalen dat een röntgenbuis verlaat. Er moeten immers voldoende fotonen door de patiënt gaan om adequate beeldvorming te realiseren.

Voor 10 jaar was er geen vraag naar dosisreductie ( in tegendeel, men was eerder geïnteresseerd in de maximale mAs en maximale buiscapaciteit) en de toestellen lieten geen geleidelijke aanpassing van mAs-waarden toe (men had slechts keuzes tussen (100, 150, 200...mAs) vastingestelde waarden).

De fabrikanten van CT-toestellen komen tegenwoordig op de markt met aangepaste software die automatisch leidt tot dosisreductie ( *dose*

*modulation*). De buisstroom zal namelijk bepaald worden enerzijds door de omvang van de patiënt, anderzijds door de anatomische regio. Bijgevolg zal tijdens de rotatie de buisstroom variëren in de x- en y-as.



*De buisstroom zal fluctueren, functie van de omvang van de te scannen regio*

Ook kan men de buisstroom laten variëren tijdens de tafelbeweging ( z-as) waarbij de mA –waarde lager zal zijn bv. thv de longbasis in vergelijking met de bekkenregio als een scan van de buik uitgevoerd wordt.

Daarenboven maken moderne scanners ook gebruik van AEF (*automatic exposure control*): de standaard-scanparameters worden immers aangepast aan de omvang van de patiënt, gemeten na het uitgevoerde topogram.

Ruis reducerende algorithmen worden bij lage-dosis onderzoeken toegepast om een betere signaal/ruis verhouding te bekomen.

- **Filters** : metalen filters moeten zachte straling ( dragen niet bij tot beeldvorming) opvangen.
- **Detector** : de straling die door de patiënt is verzwakt moet worden gemeten door de detector. De optimale kwaliteit is dan ook aangewezen. De kwaliteit van de detectoren is de laatste jaren enorm verbeterd, en dit heeft geleid tot belangrijke dosisreductie.

*Een detectorboog bestaat uit vele kleine detectoren en hun aantal draagt rechtstreeks bij tot de spatiële resolutie. Echter tussen de detector-elementen bevinden zich « tussenschotjes » die ook straling zullen absorberen en niet bijdragen tot beeldvorming.*

*Dus hoe meer detectoren ( hoe meer tussenwandjes) hoe meer straling.*

*Bijgevolg zal men ook meer straling nodig hebben voor multi-array scanner ( waar men meerdere detectorbogen naast elkaar plaatst).De efficiëntie van de detector wordt uitgedrukt in Q.D.E. ( Quantum Detection Efficiency).*

## B. Patiënt afhankelijke factoren :

Bij een zwaarlijvige patient wordt een groot deel van de dosis geabsorbeerd voordat deze het centrum bereikt.

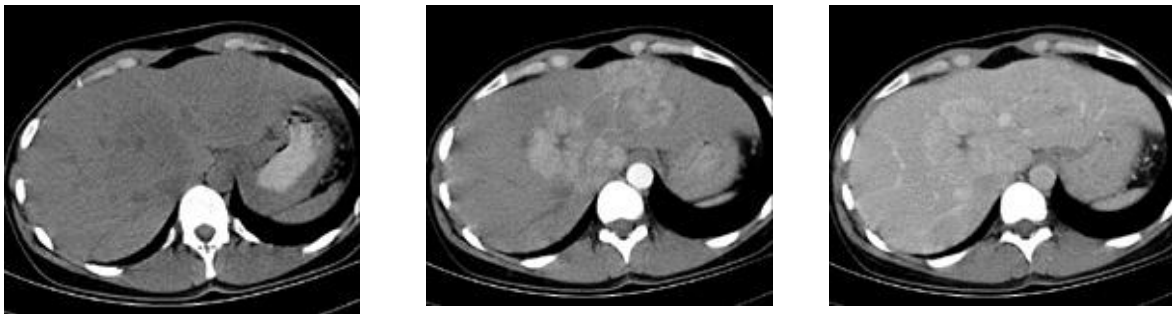
Scant men met hetzelfde protocol, een kind en een volwassene, dan ligt de centrale dosis bij het kind veel hoger.

Het aantal fotonen dat uiteindelijk de dectoren zal bereiken zal afhankelijk zijn van het absorptievermogen van de weefsels (longweefsel in tegenstelling met bot) en zal afhankelijk zijn van de omvang van de patiënt. Proefondervindelijk heeft men vastgesteld dat voor een abdominaal onderzoek, een reductie in dikte van +-7cm, een dosisreductie van 50% veroorzaakt.

## C. Parameter keuze :

- **Milli-ampère** : hoe hoger de buisstroom, hoe hoger de dosis. Een belangrijk bijkomend voordeel van dosisreductie is een verlenging van de levensduur van de röntgenbuis.
- **Rotatietijd** : hoe sneller de buis roteert, hoe korter een bepaalde plek van de patiënt bestraald wordt.
- **KiloVolt** : Hoe hoger de buisspanning , hoe meer fotonen er gegenereerd worden, hoe hoger de dosis.
- **Collimator** : de dikte van de plak wordt bepaald door de collimator. Algemeen geldt dat, zolang er aansluitend gescand wordt, de dosis onafhankelijk is van de plakdikte. Fijne snedes ( voor evaluatie van de beentjesketen in het middenoor) zullen meer ruis vertonen, en dit moet dan weer gecompenseerd worden met dosisverhoging.
- **Reconstructiefilter** : een CT-beeld bekomt men na mathematische verwerking van al de absorptiegegevens die ontstaan na honderden projecties per doorsnede. Hierbij maakt men gebruik van bepaalde algoritmen (reconstructiefilters of kernels) die specifiek zijn voor bepaalde beeldkwaliteiten. Zo zal een zachte kernel (*smooth*) gebruikt worden bij een abdominaal onderzoek, een scherpe kernel (*sharp*) indien men geïnteresseerd is in hoge spatiale resolutie (middenoor). Echter hoe scherper de kernel, hoe hoger de ruis en dit moet dan weer gecompenseerd worden met dosisverhoging. Ruis reducerende algorithmen optimaliseren de signaal/ruis verhouding bij “lage dosis” CT-onderzoek

- **Pitch** : Dit is de verhouding tussen taferverschuiving en plakdikte. Hoe hoger de pitch, hoe lager de dosis.
- **Lengte scanogram** : De lengte van het topogram moet niet groter zijn dan de regio die men moet onderzoeken. Ook de buisspanning voor het topogram moet aangepast worden aan de patiënt.
- **Scanlengte**: de scanregio moet aangepast worden aan de klinische context
- **Meerfase scans** : Deze worden toegepast om b.v. leverletsels te typeren na een éénmalige contraststoftoediening. Door de snelle scantijd kunnen opnamen genomen worden van gans de lever tijdens de arteriële, portale en veneuse fase. Dit leidt echter tot verveelvuldiging van de dosis.



*Meerfase-scan kan gebruikt worden om bv. leverletsels te typeren. In dit geval werden opnamen uitgevoerd voor en na contraststofinjectie ( arteriële en veneuse fase).*

- **Aangepaste protocollen** : men moet streven naar de laagst mogelijke dosis waarbij toch de noodzakelijke diagnostische informatie wordt verkregen. Het is verkeerd een hogere dosis toe te passen dan strikt noodzakelijk is voor de diagnostische informatie, omdat de beelden er « mooier » uitzien. Voor een tweemaal zo hoge beeldkwaliteit is een viervoudige dosis nodig !  
De scan-parameters, zeker voor onderzoeken van thorax, buik en rug moeten aangepast worden aan het gewicht en grootte van de patiënt.

Deze *Low Dose* protocollen hebben hun toepassing reeds gevonden voor evaluatie van sinussen en longparenchym. De dosis kan hierbij gereduceerd worden tot waarden die vergelijkbaar zijn met standaard-radiologie doch de bijkomende informatie van deze CT-beelden is belangrijk. Tevens moet men beschikken over specifieke pediatrie CT-protocollen en moet men er over waken dat het aantal CT-onderzoeken bij kinderen beperkt blijft.

*Bismuth-deken* reduceert de oppervlaktestraling en kan gebruikt worden bij een CT onderzoek van de thorax om de borstklier van de jonge vrouw te beschermen.

*Tevens moet men steeds nagaan of er een andere beeldvormingsmodaliteit (echografie, NMR,...) bestaat die zonder het gevaar van ioniserende stralen dezelfde informatie kan leveren voor het klinisch probleem.*

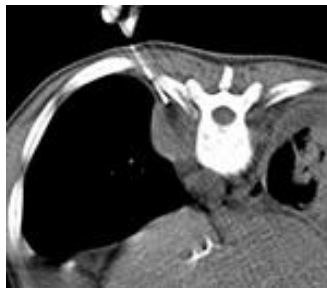
### **DOSISREDUCTIE VOOR HET PERSONEEL :**

De dosis is ook van belang voor het personeel dat in de scanruimte aanwezig is. De belangrijkste stralingsbron voor het personeel is strooi-straling afkomstig uit de patiënt.

Daarom moeten alle voorzorgsmaatregelen genomen worden om de dosis voor het personeel zo laag mogelijk te houden , want het personeel is namelijk vaker bij onderzoeken betrokken dan de patiënt.

#### **Daarom gelden volgende maatregelen :**

- Alleen in de röntgenzaal blijven als dit echt nodig is.
- Gebruik van loodschorten, loodschermen
- Afstand houden ( kwadraat-wet)
- Gebruik, zo mogelijk, lage dosis bij CT-geleide puncties.



*CT-geleide punctie : de nieuwste CT-toestellen bieden de mogelijkheid in real time CT-geleide puncties uit te voeren met aangepaste acquisitietechnieken, stralingsbeschermend voor de uitvoerder.*

## HOE KAN MEN DOSISSEN METEN BIJ C.T. :

Met dosis bedoelen we geabsorbeerde dosis, de energie die door ioniserende straling aan een bepaalde massa wordt afgegeven, uitgedrukt in Gray (Gy) of Joules per kilo (J/kg).

Exacte dosismeting in de patiënt is niet mogelijk : we zouden daarvoor in iedere patiënt, in allerlei organen een dosismeter moeten plaatsen.

Echter er zijn voldoende simulaties gemaakt van de verzwakking en verstrooiing van de röntgenstralen dmv. fantomen.

Voor dosisberekening in CT maakt men gebruik van CTDI : **Computed Tomography Dose Index**. Deze waarden worden door de fabrikant voor elke scanner gemeten.

Deze waarde is ook afleesbaar na het CT-onderzoek en zal in de nabije toekomst ook geregistreerd moeten worden.

CTDI is een dosiswaarde voor 1 axiale scan en zijn waarde is afhankelijk van de plaats binnen het meetveld (hoogst perifeer) en daarom werd de CTDI<sub>w</sub> ingevoerd : d.i. gemiddelde waarde.

CTDI<sub>vol</sub> : d.i. de CTDI<sub>w</sub> over het gescande volume, rekeninghoudend met het aantal sneden, dikte en taferverschuiving.

Indien men vervolgens ook rekening houdt met de scan-lengte, komt men tot een nieuwe eenheid : **Dose-Length Product** (DLP) waarbij

$$\text{DLP (mGy cm)} = \text{CTDI}_{\text{vol}} \times \text{scan-lengte}$$

Ref. Physician:				H-SP			
Ward:	GPL			21-Aug-2002 09:45			
Physician:				Total mAs 7414			
Operator:							
	Scan	kV	mAs	CTDIw	DLP	TI	cSL
Topogram	1	120				5.3	1.0
PreMonitoring	2	120	20	2.28	1	0.5	1.0
Contrast							
Monitoring	3-10	120	20	18.24	7	0.5	1.0
Longembool	11	120	90	10.26	322	0.5	1.0

*Bij ieder CT-onderzoek worden protocol- en dosis-parameters opgeslagen.*

<b>onderzoek</b>	<b>MAs</b>	<b>Scan-lengte cm</b>	<b>CTDIw mGy</b>	<b>DLP mGy.cm</b>
<b>THORAX</b>	<b>100</b>	<b>40</b>	<b>12</b>	<b>480</b>
<b>BOVENBUIK</b>	<b>150</b>	<b>20</b>	<b>18</b>	<b>360</b>
<b>ABDOMEN</b>	<b>150</b>	<b>40</b>	<b>18</b>	<b>720</b>

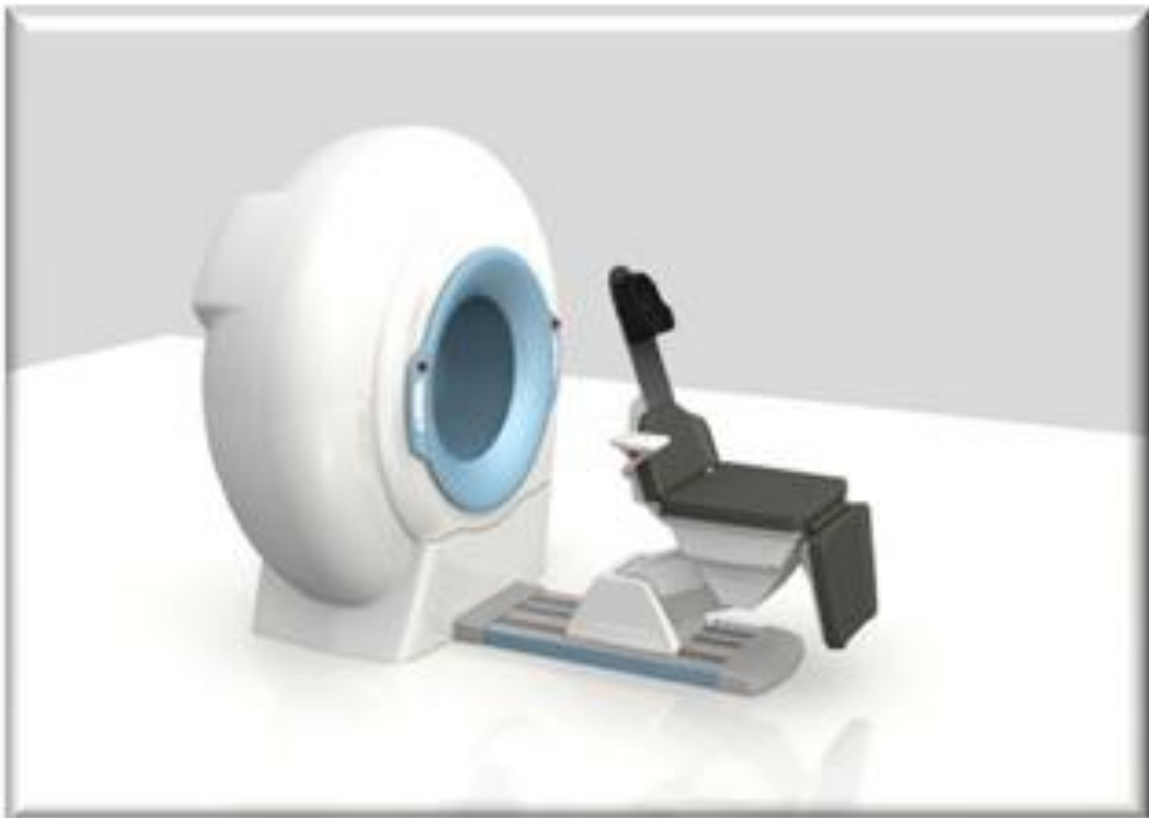
*Deze tabel illustreert de relatie tussen mAs en CTDIw en de invloed van scanlengte op DLP*

## CONEBEAM – CT (CBCT)

### Techniek

Een klassieke CT-scanner gebruikt een dunne waaivormige stralenbundel die op meerdere rij(en) detectoren invalt en die continu rond de patiënt draait terwijl deze door de scanner gaat. Zo kan er een zeker volume gescand worden.

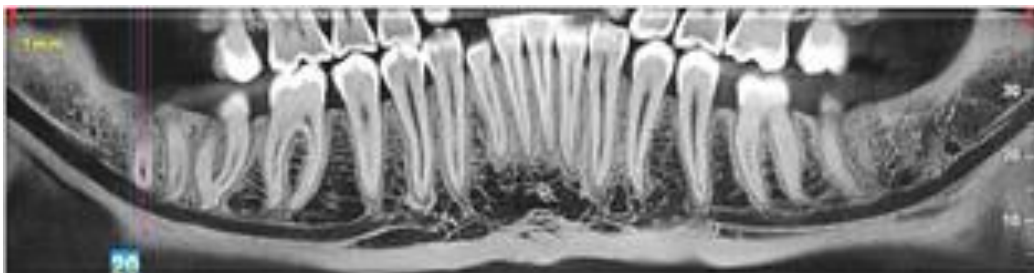
Een **CBCT** daarentegen hanteert een kegelvormige stralenbundel (vandaar de naam “cone beam”) die op een rechthoekige flat panel detector invalt zonder dat de patient beweegt. Zonder rotatie wordt dus reeds een 2D-beeld bekomen en één enkele rotatie rond de patiënt levert een volledige 3D-dataset op. Uit deze dataset kan men reconstructies maken in om het even welk vlak en in om het even welke snededikte.





De geometrie van het toestel en de gebruikte detector zorgen er ook voor dat de onderzoeken veel minder stralingsbelastend zijn dan bij de traditionele CT-toestellen.

De spatiale resolutie ligt ook hoger t.o.v. klassieke CT-onderzoeken en dit verklaart zijn toepassing in orthodontische ingrepen.



Ook voor evaluatie van sinuspathologie of opsporing van occulte fracturen (= niet-zichtbaar op klassieke radiografische opnames) in pols of voet kan deze techniek aangewend worden.

Osteosynthesemateriaal alsook tandvulling zullen, in tegenstelling met een klassiek CT-onderzoek, quasi geen artefacten veroorzaken.



Door de lage dosis is er een zeer lage contrast resolutie waardoor de CBCT alleen geschikt is om botstructuren te evalueren. Eveneens is het scanbereik erg klein. Gezien er geen tafelbeweging is, is het scanbereik volledig afhankelijk van de grootte van de detector. Patiëntimmobilisatie is van het grootste belang, de minste beweging zal het hele beeld vervormen.

### **DOEL VAN DE CURSUS :**

*Er is geen gebied in de geneeskunde dat in de laatste decaden zo drastische veranderingen heeft ondergaan als de medische beeldvorming.*

*Men moet zich echter realiseren dat al deze diagnostische onderzoeken een kostprijs hebben en dat met de beschikbare middelen op de meest accurate en efficiënte manier moet omgesprongen worden.*

*Ook moet men zich realiseren dat een aantal van deze technieken belastend kunnen zijn voor de patiënt zoals ioniserende straling of gebruik van contrastmiddelen.*

*Zeker moet men de nodige voorzichtigheid hanteren tov kinderen en jonge vrouwen.*