

RIVM rapport 265021004/2006

Ontwikkelingen in de Computer Tomografie
Gevolgen voor de patiëntveiligheid

H. Bijwaard en P. Stoop

Contact: H. Bijwaard
Laboratorium voor Stralingsonderzoek
harmen.bijwaard@rivm.nl

Dit onderzoek werd verricht in opdracht en ten laste van de Inspectie voor de Gezondheidszorg, in het kader van project V/265021, 'Toezichtondersteuning Medische Stralingstoepassingen'.

RIVM, Postbus 1, 3720 BA Bilthoven, telefoon: 030 - 274 91 11; fax: 030 - 274 29 71

Rapport in het kort

Ontwikkelingen in de Computer Tomografie (CT): gevolgen voor de patiëntveiligheid

Bij de nieuwe generatie CT-scanners kan de stralingsdosis voor de patiënt zowel lager als hoger uitpakken dan bij oudere CT-apparatuur. Dit hangt af van de instellingen en mogelijkheden van de scanner en de competentie van degene die het apparaat bedient. De CT-scan is een onderzoek waarbij het binnenste van het menselijk lichaam in drie dimensies wordt afgebeeld. Omdat hierbij gebruik gemaakt wordt van röntgenstraling, dient het voordeel van de extra zekerheid in het onderzoek, afgewogen te worden tegen de stralingsdosis die de patiënt ontvangt.

De nieuwe generatie CT-apparatuur scant sneller, laat meer detail zien en is uitgerust met software die het mogelijk maakt de informatie op verschillende manieren in beeld te brengen. Dit opent de deur voor een aantal nieuwe toepassingen, zoals CT geleide interventies, CT cardio-, angio- en urografie.

Op verschillende onderdelen van de CT wordt nog hard gewerkt aan innovaties, waardoor ook meer mogelijkheden ontstaan voor het omlaag brengen van de stralingsdosis. Daarnaast zijn voor een beperkt aantal onderzoeken steeds vaker alternatieven voorhanden die géén gebruik maken van ioniserende straling, zoals MRI en echografie. CT biedt echter belangrijke diagnostische voordelen die vaak opwegen tegen de stralingsbelasting.

Trefwoorden: Computer Tomografie (CT), radiodiagnostiek, beeldkwaliteit, patiëntveiligheid

Abstract

Advances in Computed Tomography: consequences for patient safety

In the last decades CT has become a routine procedure that takes only a few seconds to generate three-dimensional (moving) images of internal organs showing details of half a millimetre. This has several big advantages, but it can also have disadvantages. The radiation dose for the patient could increase.

In this report recent advances in CT technology have been investigated for the Health Care Inspectorate. The main goal was to identify possible consequences for patient safety.

The main conclusions of this research are the following: the latest CT technology offers big advantages for a reduction in scan duration and for new possibilities for medical procedures. In addition, new visualisation software enables all sorts of extra imaging options. However, on the downside, there is reason to believe that new CT technology can increase the radiation dose with several tens of percents. It is therefore necessary to pay attention to possibilities for dose reduction when introducing new CT technology. Existing and in part new imaging options can often reduce the radiation dose to the patient with several tens of percents.

Key words: CT, radiology, image quality, patient safety

Inhoud

| | |
|----------------------------------------------------------------|-----------|
| Samenvatting | 7 |
| 1. Inleiding | 9 |
| 2. Geschiedenis van CT | 11 |
| 2.1 <i>Principe van CT</i> | 11 |
| 2.2 <i>De eerste CT-scans</i> | 11 |
| 2.3 <i>Spiraal CT</i> | 13 |
| 2.4 <i>Multi-slice CT</i> | 13 |
| 2.5 <i>Andere ontwikkelingen</i> | 15 |
| 3. Voor- en nadelen van de huidige CT-techniek | 15 |
| 3.1 <i>Voordelen van spiraal CT</i> | 15 |
| 3.2 <i>Voordelen van multi-slice CT</i> | 15 |
| 3.3 <i>Artefacten</i> | 15 |
| 3.4 <i>Nieuwe visualisatiemogelijkheden en dataverwerking</i> | 15 |
| 4. Huidige praktijk van CT in Nederland | 15 |
| 4.1 <i>Informatie over CT uit het IMS</i> | 15 |
| 4.2 <i>Informatie over CT van 20 ziekenhuizen</i> | 15 |
| 5. Gevolgen voor dosis door nieuwe CT-techniek | 15 |
| 5.1 <i>Gevolgen voor dosis door gebruik van spiraal CT</i> | 15 |
| 5.2 <i>Gevolgen voor dosis door gebruik van multi-slice CT</i> | 15 |
| 6. Dosis bij gebruik van nieuwe toepassingen | 15 |
| 6.1 <i>CT geleide interventies</i> | 15 |
| 6.2 <i>CT-cardiografie</i> | 15 |
| 6.3 <i>CT-angiografie en CT-urografie</i> | 15 |
| 6.4 <i>CT-screening</i> | 15 |
| 7. Alternatieven voor CT | 15 |
| 7.1 <i>Magnetic Resonance Imaging</i> | 15 |
| 7.2 <i>Positron Emissie Tomografie</i> | 15 |
| 7.3 <i>Echografie</i> | 15 |
| 8. Toekomstperspectief van CT | 15 |
| 9. Conclusies | 15 |

| | |
|-----------------------------------------------|-----------|
| Literatuur | 15 |
| Bijlage 1 Lijst met afkortingen | 15 |

Samenvatting

Ontwikkelingen in de Computer Tomografie (CT) gaan snel. In enkele decennia is CT uitgegroeid van een experimentele techniek waarbij het uren duurde alvorens een wazig plaatje zichtbaar werd, tot een doorsnee onderzoek van enkele seconden dat driedimensionale filmpjes van organen genereert met details tot een halve millimeter. Deze innovatie heeft ontegenzeggelijk grote voordelen, maar er zitten ook nadelen aan vast, met name voor de stralingsdosis voor patiënten.

Voor de Inspectie voor de Gezondheidszorg zijn in dit rapport de recente ontwikkelingen in CT-technologie onderzocht. Het gaat hierbij vooral om de identificatie van mogelijke gevolgen voor de patiëntveiligheid. Met dit doel is met name aandacht besteed aan de gevolgen van nieuwe technieken voor de patiëntendosis.

De belangrijkste conclusies van dit onderzoek zijn de volgende: nieuwe CT-technologie heeft grote voordelen zoals een kortere scanduur waardoor minder snel bewegingsartefacten in het beeld ontstaan en mogelijkheden voor het gebruik van CT bij interventies en voor het afbeelden van bewegende organen zoals het hart. Daarbij komt nog dat de bijbehorende visualisatiesoftware allerlei extra afbeeldingsmogelijkheden biedt. Daar staat echter tegenover dat er sterke aanwijzingen zijn dat door de nieuwe CT-technologie de stralingsdosis met enkele tot vele tientallen procenten kan toenemen. Het is daarom zaak om bij het gebruik van nieuwe CT-technologie ook aandacht te besteden aan mogelijkheden voor dosisreductie. Met reeds bestaande en deels nieuwe mogelijkheden kan de patiëntendosis vaak met tientallen procenten gereduceerd worden. Daarnaast moet voorafgaand aan de CT-scan nagedacht worden over mogelijke alternatieven voor CT. Ten slotte moet opgemerkt worden dat nog steeds hard gewerkt wordt aan verdere innovatie van CT. Nieuwe mogelijkheden voor dosisreductie zullen zich daarbij ook aandienen.

1. Inleiding

Afbakening

Dit rapport behandelt recente ontwikkelingen in de Computer Tomografie (CT¹) zoals die worden toegepast binnen de radiologie. Er wordt niet in detail ingegaan op vormen van CT waarbij radioactieve tracers worden toegediend en (gamma)straling wordt gemeten, zoals Single Photon Emission CT (SPECT) en Positron Emission Tomography (PET). Ook speciale CT-apparatuur voor radiotherapie (zogenaamde “large bore” CT-scanners voor planning van de bestraling) en het nog niet routinematig toegepaste Cone Beam CT (CBCT) met flat panel detectoren worden niet behandeld.

Het rapport richt zich op de beeldvormende apparatuur en gaat als zodanig niet uitgebreid in op de toenemende informatisering daar omheen en de systemen die daarbij betrokken worden zoals het ziekenhuisinformatiesysteem, het Picture Archiving and Communication System (PACS) en het elektronisch patiëntendossier.

Aanleiding

De aanleiding voor dit rapport was de vraag van de Inspectie voor de Gezondheidszorg (IGZ) om gevolgen voor de patiëntveiligheid, met name de stralingsdosis voor patiënten, ten gevolge van nieuwe ontwikkelingen op het gebied van CT in kaart te brengen. Een eventuele toename van de patiëntendosis zou strijdig kunnen zijn met het ALARA-beginsel.

Doelstelling

De doelstelling van het RIVM bij dit onderzoek is het voor IGZ identificeren van gevolgen van CT voor de patiëntveiligheid. Daarbij gaat het met name om de gevolgen van nieuwe technologische ontwikkelingen op CT-gebied voor de kwaliteit van de beelden en de stralingsdosis voor de patiënt.

Werkwijze

Om de gevolgen van nieuwe CT-ontwikkelingen in kaart te brengen is uitgebreid literatuuronderzoek verricht. Belangrijke inspiratiebronnen daarbij waren een onlangs gestart EU onderzoeksproject naar de veiligheidsaspecten van CT (Geleijns et al., 2005) en de publicaties van de Britse organisatie ImpACT over dit onderwerp. Daarnaast is voor dit rapport geput uit eerder gehouden interviews met deskundigen voor voorgaande rapporten over kwaliteitsborging en digitalisering in de radiodiagnostiek (Bijwaard en Brugmans, 2004 en 2005) en uit interviews met radiologen voor een onderzoek naar kinderradiologie (zie paragraaf 4.2).

Leeswijzer

Dit rapport is als volgt ingedeeld: in hoofdstuk 2 wordt de geschiedenis van CT beschreven. Hoofdstuk 3 gaat vervolgens in op de voor- en nadelen van de huidige CT-techniek en hoofdstuk 4 behandelt de huidige praktijk van CT in Nederland. Daarna worden in hoofdstuk 5 de gevolgen van de nieuwe techniek en in hoofdstuk 6 de gevolgen van nieuwe toepassingen voor de patiëntendosis bekeken. Hoofdstuk 7 gaat in op mogelijke alternatieven voor CT. In hoofdstuk 8 worden kort de verwachtingen voor de nabije toekomst aangestipt. Ten slotte volgen in hoofdstuk 9 de conclusies. In Bijlage 1 worden de gebruikte afkortingen uitgeschreven.

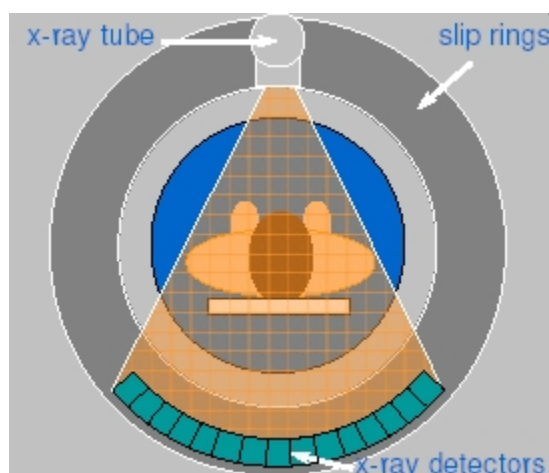
¹ I.p.v. CT-scan wordt in de literatuur soms de term CAT-scan gebruikt (CAT staat voor Computer Assisted Tomography).

2. Geschiedenis van CT

De geschiedenis van CT begint in feite met de ontdekking van de röntgenstraling door Wilhelm Conrad Röntgen in 1895. In het jaar na zijn ontdekking werden al de eerste thoraxfoto's en de eerste angiografie gemaakt. Hoewel deze eerste afbeeldingen een enorme doorbraak betekenden, was en is een inherent nadeel van de röntgenprojecties dat driedimensionale structuur op een tweedimensionale afbeelding wordt geprojecteerd. In de loop van de 20^e eeuw worden daarom de ingrediënten benodigd voor driedimensionale röntgenbeelden gecreëerd. In 1917 publiceert Johann Radon de theorie om uit transmissiemetingen doorsnedes te reconstrueren. Vervolgens geeft Allan M. Cormack in 1963 een beschrijving van de dichtheidsverdeling van een voorwerp als functie van zijn röntgenprojectiedata. Daarmee was de weg vrij voor driedimensionale CT.

2.1 Principe van CT

Computer Tomografie werkt ongeveer als volgt: met een röntgenbuis wordt een te onderzoeken patiënt bestraald en de transmissie van de straling door het lichaam wordt door een rij detectoren gemeten (zie Figuur 2.1).

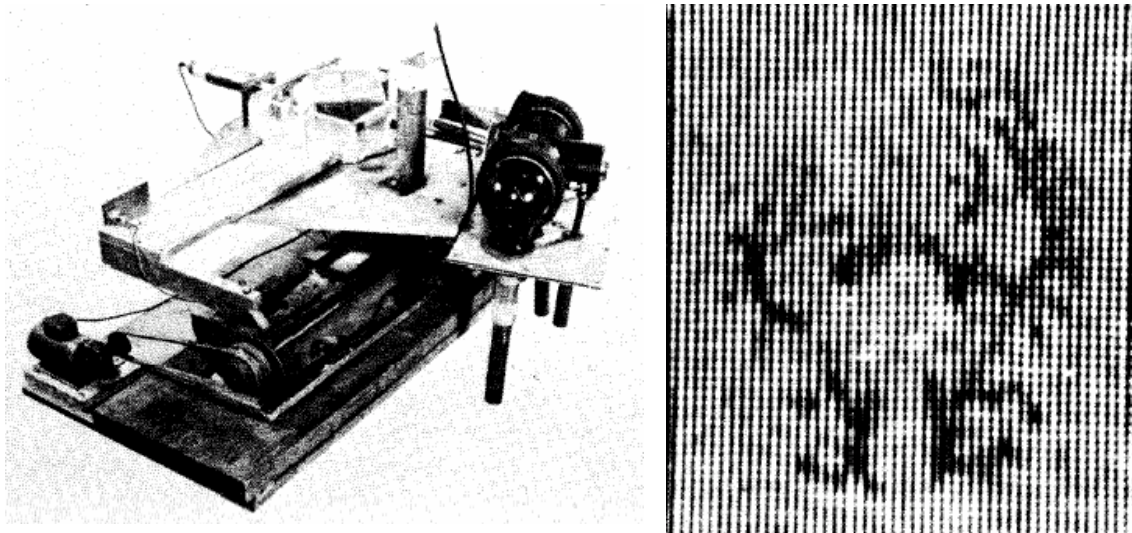


Figuur 2.1: Schematische voorstelling van een patiënt in een CT-scanner (bron: ImPACT).

De röntgenbuis en de detectoren draaien rond in het vlak loodrecht op de patiënt in de zogenaamde “slip rings” en voor elke oriëntatie van de röntgenbuis wordt de transmissie bepaald door de meedraaiende detectoren. Deze transmissie wordt terugvertaald naar een driedimensionaal beeld (zie ook hoofdstuk 3).

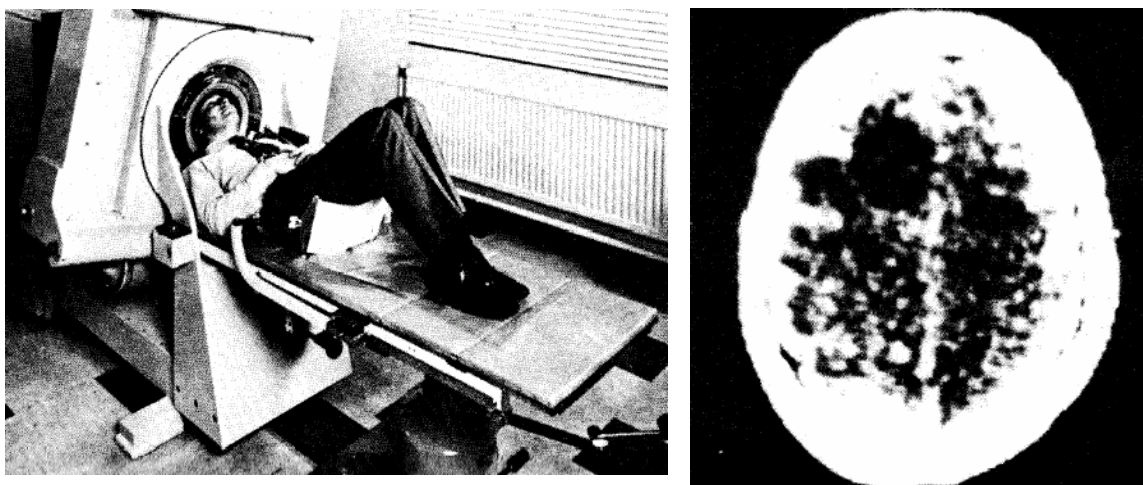
2.2 De eerste CT-scans

In 1968 bouwt Godfrey N. Hounsfield de eerste experimentele scanner om anatomie af te beelden (zie Figuur 2.2). Een hersenscan duurt dan 9 uur en de reconstructie van het beeld nog eens 2,5 uur.



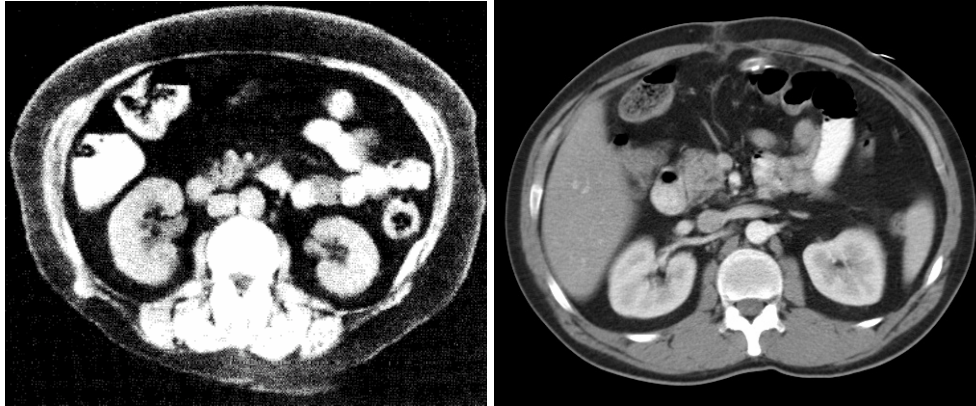
Figuur 2.2: De eerste scanner van Hounsfield met röntgenbuis en detector op een draaibaar plateau gemonteerd (links) en de eerste hersenscan met deze machine gemaakt (rechts) (bron: <http://nobelprize.org/medicine/laureates/1979/hounsfield-lecture.pdf>).

Vier jaar later komt de eerste commerciële scanner op de markt, de EMI Mark I (zie Figuur 2.3), die over een vergelijkbare scan nog slechts vier minuten doet. De eerste scanners gebruiken één detector die niet alleen roteert, maar ook transleert in het vlak van de ring: voor elke belichtingshoek tijdens een rotatie worden de röntgenbuis en de detector steeds evenwijdig verschoven zodat de gehele doorsnede gescand wordt. Daarna wordt deze procedure herhaald voor de volgende belichtingshoek. Deze scanners worden wel de eerste generatie genoemd. De tweede generatie scanners hanteert nog steeds het rotatie-translatie principe, maar gebruikt een waaivormige bundel en meerdere detectoren. Pas in de derde generatie scanners is de waaivormige bundel en de rij detectoren breed genoeg om één hele doorsnede (coupe) van het menselijke lichaam in één keer te scannen en hoeft er alleen nog geroteerd te worden. In de vierde generatie scanners, die overigens vanwege collimatieproblemen niet meer in de klinische praktijk worden gebruikt, is de rij detectoren uitgebreid tot de gehele ring en hoeft alleen de röntgenbuis nog te roteren. Dit voorkomt zogenaamde ringartefacten. De nieuwste scanners in de kliniek zijn alle van het derde generatietype (ImPACT, 2005).



Figuur 2.3: De eerste commerciële scanner (links) en de eerste hersenscan met dit apparaat gemaakt (rechts) (bron: <http://nobelprize.org/medicine/laureates/1979/hounsfield-lecture.pdf>).

In 1979 delen Hounsfield en Cormack de Nobelprijs voor fysiologie en geneeskunde voor hun bijdragen aan de ontwikkeling van CT (toen aangeduid met Computer Assisted Tomography). Ter illustratie van hun prestatie toont Figuur 2.4 een vergelijking van de state-of-the-art in 1979 en nu.



Figuur 2.4: Abdomen coupes zoals getoond door Hounsfield tijdens zijn Nobellezing in 1979 (links) en zoals ze tegenwoordig gemaakt worden (rechts).

2.3 Spiraal CT

De eerste CT-scanners maakten driedimensionale reconstructies mogelijk door lichaamsdelen coupe voor coupe (of slice voor slice) te scannen. De benaming tomografie betekent ook letterlijk het tekenen van plakjes. De introductie van de zogenaamde “slip ring” techniek maakte het mogelijk de ring van detectoren en röntgenbuis door te laten draaien en continu te scannen (IPEM, 2003). Dit leidde in 1989 (Brix et al., 2003) tot het veel snellere spiraalscannen, waarbij de tafel van de scanner met constante snelheid door de ring met de draaiende röntgenbuis en detectoren beweegt. De figuur die de röntgenbuis ten opzichte van de tafel beschrijft is dan een helix, maar in de praktijk spreekt men toch meestal van een spiraalscan². Deden de eerste commerciële (axiale) scanners er nog enkele minuten over om een scan te maken, tegenwoordig worden spiraalscans in luttele seconden gemaakt.

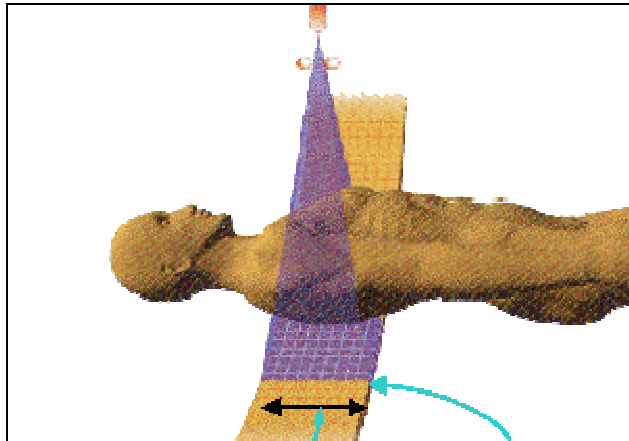
2.4 Multi-slice CT

Min of meer parallel aan de ontwikkeling van het spiraalscannen, ontstond het multi-slice³ scannen. Hierbij wordt niet één coupe per rotatie gescand, maar meerdere coupes tegelijk (zie Figuur 2.5). In 1992 bracht Elscint de eerste twee-slice spiraalscanner uit (ImPACT) en in 1999 werden de eerste vier-slice scanners in de klinische praktijk geïntroduceerd (McCollough en Zink, 1999). In 2001 volgden de 8-slice en 16-slice scanners en in 2004 de eerste 64-slice scanners (zie Figuur 2.6). De simultane reductie in de rotatietijden tot ongeveer een halve seconde maakte het mogelijk grotere scans zonder bewegingsartefacten te maken. Met de introductie van 16-slice scanners nam daarnaast de resolutie toe tot volume elementen (voxels) met afmetingen kleiner dan een millimeter die bovendien isotroop zijn. De maximale resolutie ligt voor 64-slice scanners volgens de fabrieksspecificaties momenteel tussen 1,5 en

² In het Engels wordt zowel van “helical scanning” als van “spiral scanning” gesproken.

³ Naast de term multi-slice CT (MSCT) wordt ook regelmatig de term multi-detector CT (MDCT) gebruikt.

3 lp/mm (ImPACT, 2005)⁴. Dat lijkt veel maar is nog wel beduidend minder dan de 15-20 lp/mm die met röntgenfoto's gehaald kan worden. Overigens moet worden opgemerkt dat in de praktijk bij de beoordeling van beelden veel gebruik wordt gemaakt van “fat slices”. Daarmee wordt bedoeld dat een aantal dunne coupes wordt opgeteld om de signaal-ruisverhouding te verbeteren. Dit gaat natuurlijk ten koste van de resolutie die de dunne coupes in axiale richting bieden.



Figuur 2.5: Schematische voorstelling van de röntgenbundel zoals die door de patiënt op de detectoren valt in een multi-slice CT-scanner (bron: www.msct.info).



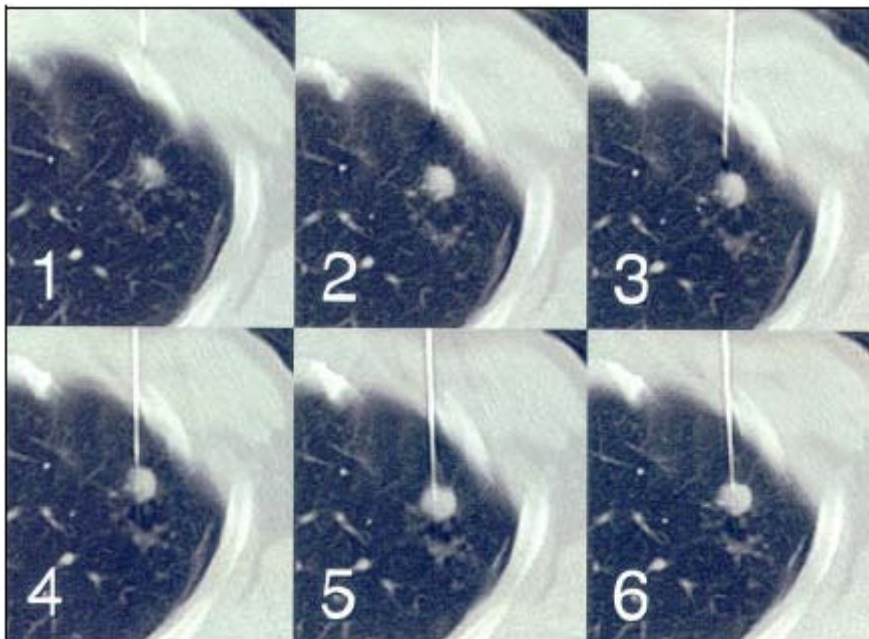
Figuur 2.6: De Brilliance 64-slice scanner van Philips (bron: Philips).

⁴ 3 lijnenparen per mm betekent 6 lijnen per mm oftewel een resolutie van $1/6 \text{ mm} = 0,17 \text{ mm}$.

2.5 Andere ontwikkelingen

Een belangrijke ontwikkeling die simultaan aan de driedimensionale beeldvorming heeft plaatsgevonden, is die van de driedimensionale visualisering. Belangrijke visualiseringsgereedschappen zijn momenteel het zogenaamde MultiPlanar en Curved Planar Reformatting (MPR en CPR), Maximum Intensity Projection (MIP) en 3D Volume Rendering (www.msct.info). Deze technieken komen uitgebreider in hoofdstuk 3 aan bod.

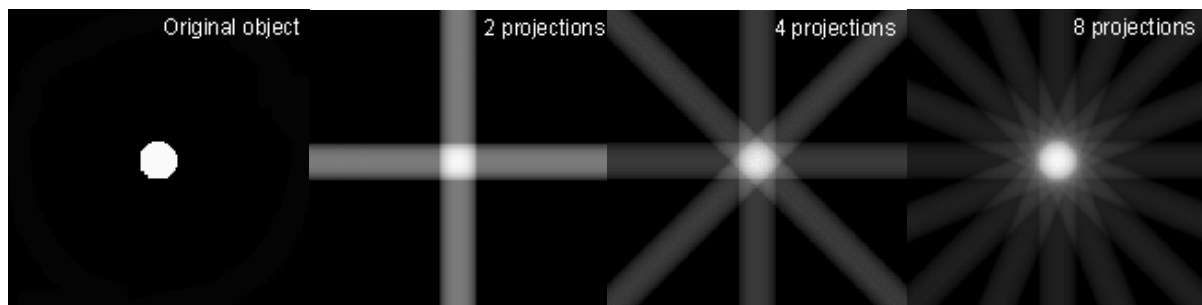
Daarnaast wordt CT meer en meer ook in de vierde dimensie, tijd, toegepast, zowel bij functieonderzoek als bij interventies. Sinds 1995 is real time CT voor fluoroscopie beschikbaar (zie Figuur 2.7). Oorspronkelijk kon dit met drie beelden per seconde, maar inmiddels al met 12 beelden per seconde. Daarvoor zijn wel speciale aanpassingen nodig aangezien de rotatietijden nog altijd langer zijn dan 1/12 s en de reconstructiealgoritmen in het algemeen ook meer tijd nodig hebben (0,5 s). In de praktijk wordt voor CT-fluoroscopie daarom vaak een kleinere afbeeldingsmatrix gebruikt (minder voxels) en een ander reconstructiealgoritme dat beelden steeds bijwerkt met de nieuwe informatie van slechts 1/6 rotatie. Daarmee kunnen dus 6 beelden per rotatie gemaakt worden en met een rotatietijd van een halve seconde dus 12/s (ImPACT, 2001).



Figuur 2.7: Voorbeeld van een biopsie met CT-fluoroscopie: van linksboven naar rechts-onder is te zien hoe de biopsienaald een verdacht plekje aanprijkt (bron: ImPACT).

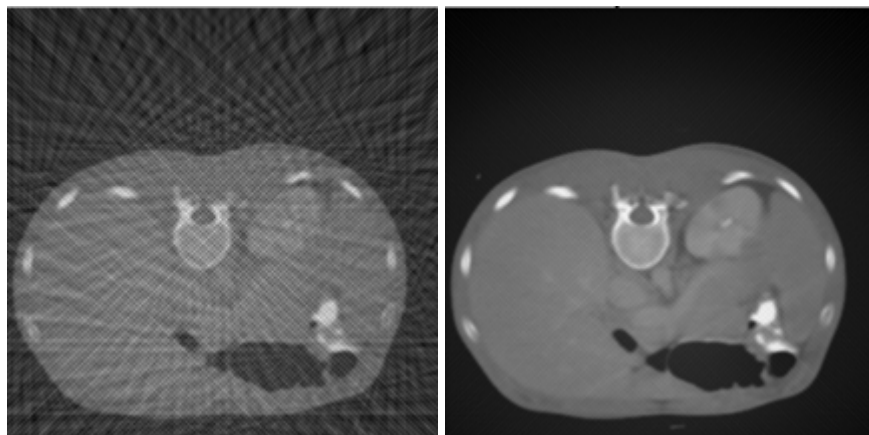
3. Voor- en nadelen van de huidige CT-techniek

Met de huidige CT-techniek worden de uit verschillende richtingen door de detectoren ontvangen transmissies met een computeralgoritme teruggeprojecteerd (dit wordt “backprojection” genoemd) in de afbeelding van de patiënt (zie Figuren 3.1 en 3.2). Daarbij wordt gebruik gemaakt van een mathematisch filter (ook wel kernel genoemd) om de projectie te verbeteren zodat het sterpatroon dat anders ontstaat, onderdrukt wordt (zogenaamde “filtered backprojection”). Er kunnen verschillende filters gebruikt worden al naar gelang de wensen van de gebruiker.



Figuur 3.1: Illustratie van het effect van “backprojection”: uiterst links het originele object, daarnaast het resultaat van twee “backprojections”, daarnaast vier “backprojections” en uiterst rechts 8 “backprojections”. Het object wordt met meer projecties steeds beter zichtbaar, maar er ontstaat ook een sterpatroon dat door filtering onderdrukt kan worden (bron: ImPACT).

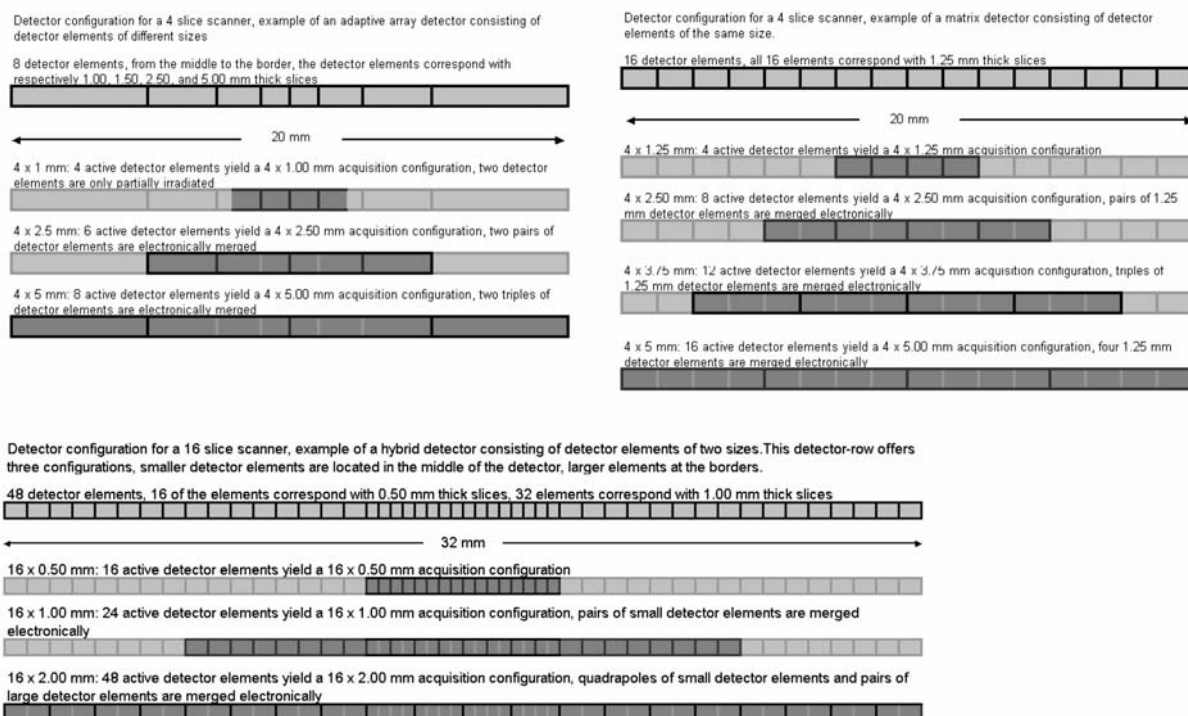
Bij een axiale scan (dat wil zeggen niet spiraal, maar coupe voor coupe) met rotaties over 360 graden is de transmissie over de eerste 180 graden in principe identiek aan die over de tweede 180 graden (de patiënt wordt dan namelijk vanaf de andere kant doorstraald). Daarom wordt in de praktijk vaak het focus van de röntgenbuis iets verschoven zodat de projecties net niet gelijk zijn. Op deze wijze worden in de praktijk vaak 1024 verschillende projecties verkregen. Een voorbeeld van het beeld dat dan ontstaat, staat in Figuur 3.2. Er bestaan overigens verschillende algoritmen om uit de data een 3D beeld te reconstrueren. Vaak heeft een systeem er meerdere ter beschikking voor verschillende typen onderzoeken.



Figuur 3.2: Voorbeeld van een abdomen coupe met links 128 projecties en rechts 1024 zoals vaak in de praktijk gebruikt wordt (bron: ImPACT).

De tot nog toe beschreven techniek geeft aan hoe een enkele coupe wordt gemaakt. In de praktijk wordt meestal een serie coupes gemaakt die samen een driedimensionaal beeld van (een deel van) de patiënt vormen. Die serie coupes kan coupe voor coupe gemaakt worden met een single slice scanner, maar ook met een reeks van coupes tegelijk met een multi-slice scanner. De huidige state-of-the-art multi-slice CT-scanners kunnen 64 slices tegelijk maken. Van dit type scanner zijn er inmiddels vier op de markt: de Siemens Sensation 64, de GE Lightspeed Pro/VCT, de Philips Brilliance CT 64 Power en de Toshiba Aquilion 64. Bij deze scanners kan de resolutie in axiale richting bij de scans zelfs hoger zijn dan in de coupes. Men spreekt wel van hypertrope voxels (Van der Molen et al., CT&MR dag, 2006). Er wordt gebruik gemaakt van 64 rijen van 600-900 detectoren langs de CT-boog. Dit zijn ofwel 64 detectorrijen van 0,5 mm (Toshiba), ofwel van 0,625 mm (GE, Philips). Siemens gebruikt slechts 32 rijen van 0,6 mm, maar bemonstert de detectoren twee keer met een bewegend focus (Flohr et al., 2005). De kortste rotatietijden van de scanners zijn 0,33 tot 0,4 s (ImpACT, 2005). Vergelijkingen van tests van de 64-slice scanners heeft ImpACT nog niet, maar wel voor 16-slice scanners (ImpACT, 2005). Daarin staat ook een vergelijking van ruis en resolutie.

Multi-slice scanners hebben vaak in axiale richting meer detectoren dan het aantal coupes dat ze simultaan kunnen maken. Met de detectoren kunnen dan verschillende acquisitiecombinaties gemaakt worden zodat met verschillende coupediktes multi-slice gescand kan worden. (zie Figuur 3.3). Het is dus mogelijk om met een 16-slice scanner 16 coupes van 0,5 mm te nemen of 16x1 mm of 16x2 mm.



Figuur 3.3: Voorbeelden van de detectorconfiguratie in axiale richting van twee vier-slice scanners en een 16-slice scanner. Door verschillende detectorcombinaties te maken kunnen multi-slice scans met verschillende coupediktes worden gemaakt (bron: www.msct.info).

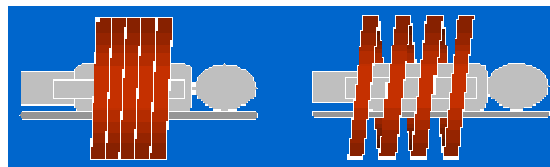
Naarmate het aantal simultane slices toeneemt en de rotatietijd afneemt worden hogere eisen gesteld aan het vermogen dat de röntgenbuis kan leveren (om alle slices voldoende te belichten) en de efficiëntie van de gebruikte detectoren. Voor de röntgenbuis is onder andere

speciale koeling nodig en voor de detectoren worden speciale materialen gebruikt. De multi-slice scanners gebruiken vaste-stofdetectoren (zogenaamde scintillatoren) die 20-30% efficiënter detecteren dan de soms bij single slice CT gebruikte gasgevulde detectoren (zogenaamde xenon ionisatiekamers). Naast de efficiëntie van de detector is het ook van belang dat het signaal in de detector weer snel uitdooft. Verschillende fabrikanten hebben materiaalsoorten met die eigenschap ontwikkeld (Greuter, CT&MR dag, 2006).

3.1 Voordelen van spiraal CT

Zoals in hoofdstuk 2 al aan de orde is gekomen, is het mogelijk continu te scannen terwijl de tafel van de scanner met de patiënt door de ring van röntgenbuis en detectoren beweegt. Het belangrijkste voordeel van zo'n spiraalscan is de hoge scansnelheid. Die snelheid is erg belangrijk omdat voor een goed beeld de patiënt en de af te beelden organen stil moeten liggen ten opzichte van de tafel. Die periode van stilliggen wordt dus korter waardoor er minder snel bewegingsartefacten in het beeld ontstaan. Dit is met name een voordeel bij patiënten die niet goed stil kunnen blijven liggen (zoals bij kinderen het geval kan zijn) en voor organen die van nature zelf bewegen (zoals het hart). Een voorbeeld van de voordelen van sneller scannen wordt gegeven door Bodineau Gil et al. (2001). Zij merken op dat door de afwezigheid van ademhalingsartefacten zeer kleine longgezwellen zichtbaar worden. Andere voordelen van snellere scans zijn de kortere onderzoekstijden, het gebruik van minder contrastvloeistof en de mogelijkheid om bij functieonderzoek meerdere fasen achter elkaar te scannen. Daarnaast leveren snelle scans een licht voordeel voor traumaonderzoek waarbij vaak snel een diagnose gesteld moet worden.

Een ander voordeel van spiraal CT is dat het hele interval van de scan belicht wordt ook als de windingen van de spiraal niet aansluiten (zie Figuur 3.4): het is een continue opname en er worden geen stukken overgeslagen. Dit is bij een axiale scan indien niet-aansluitende coupes worden gemaakt, wel het geval en daarbij kunnen dus laesies (beschadigingen) die net tussen de coupes invallen gemist worden.



Figuur 3.4: Schematische voorstelling van een spiraalscan met aansluitende windingen (links) en één met niet-aansluitende windingen (rechts). Beide belichten het totale scangebied (bron: ImPACT).

De snelste scanners hebben momenteel rotatietijden van ongeveer 0,4 s. Ter illustratie: een spiraalscanner met $64 \times 0,5 = 32$ mm brede windingen doet met een pitch van 1 dus 8 cm/s, oftewel een heel lichaam met een resolutie van ongeveer een halve millimeter in minder dan een halve minuut.

3.2 Voordelen van multi-slice CT

Ook voor multi-slice CT geldt dat een belangrijk voordeel de kortere scantijd is: er kunnen namelijk meerdere slices in dezelfde rotatietijd gemaakt worden. Huda en Mergo (2001) melden dat in de praktijk de scantijd voor axiale CT-scans van het hoofd een factor twee kleiner is voor vier-slice scans dan voor single slice scans en dat de scantijd voor een multi-

slice spiraalscan van het hele lichaam met 25% afneemt. Een ander voordeel is daarbij dat de resolutie in axiale richting toeneemt en er meer beeldmateriaal wordt gegenereerd.

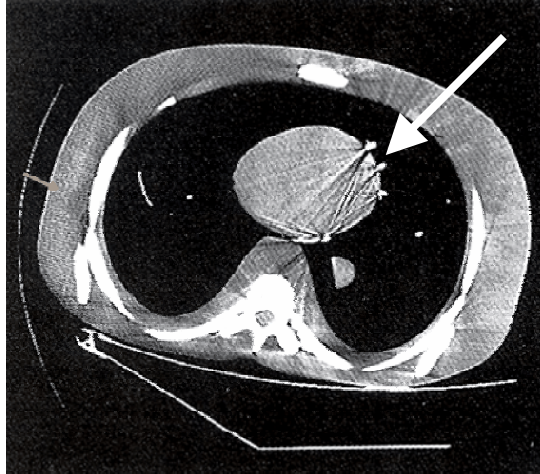
De kortere scantijd en de hogere resolutie leiden tot meer toepassingsmogelijkheden voor multi-slice CT (zie Dawson, 2004; Sutton, 2005). Er worden meer contrastonderzoeken mee gedaan waarbij ook vaak meerdere fasen van de stroming van de contrastvloeistof worden afgebeeld. Verder kunnen grotere lichaamsvolumes makkelijker worden gescand (in bijvoorbeeld één ademinhouding). Binnen de angiografie heeft multi-slice CT tot nieuwe niet-invasieve technieken met een betere resolutie geleid (Duddalwar, 2004). Multi-slice CT kan nu bijvoorbeeld gebruikt worden om vernauwingen van de kransslagaders van het hart uit te sluiten. Verder is de beeldvorming van de buik (Cahir et al., 2004) en het skelet en spierweefsel aanzienlijk verbeterd, met name voor complexe anatomische gebieden als de wervelkolom, het bekken en de voeten (Watura et al., 2004). Een relatief nieuwe toepassing is CT-urografie (Noroozian et al., 2004). De eerste indicaties daarvan zijn dat het subtiele afwijkingen kan detecteren en de potentie heeft om excretie-urografie volledig te vervangen. Reid (2004), ten slotte, geeft aan dat multi-slice CT ook zeer geschikt is voor het opsporen van longembolieën. Dit was overigens ook al mogelijk met single slice CT.

3.3 Artefacten

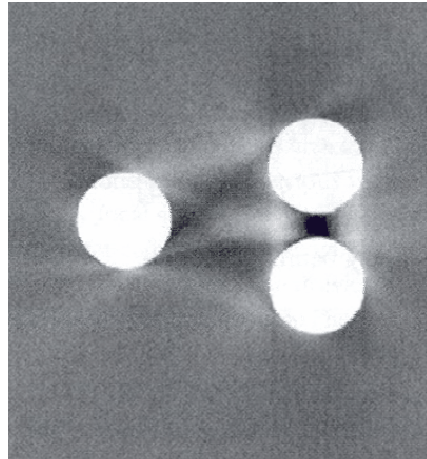
De introductie van nieuwe scantechnieken heeft naast een aantal belangrijke voordelen ook enkele nadelen (zie ook hoofdstuk 5 over dosis). Door het optreden van artefacten is de kwaliteit van een CT-scan vaak niet optimaal. In het voorafgaande zijn de bewegingsartefacten al aan bod gekomen, maar er is nog een aantal andere mogelijke artefacten waarvan een deel specifiek door de nieuwe scantechnieken wordt veroorzaakt. Voorbeelden van algemeen voorkomende artefacten zijn versmering (zie Figuur 3.5), aliasing (zie Figuur 3.6), shading (zie Figuur 3.7) en ringartefacten (zie Figuur 3.8). De versmering wordt veroorzaakt door “photon starvation” wat inhoudt dat er te weinig straling door delen met sterke verzwakking gaat. Soms ontstaat dit effect ook door het “harder” worden van het stralingsspectrum ten gevolge van verzwakking van laag energetische straling. Aliasing ontstaat door kleine objecten in het beeld die niet goed kunnen worden afgebeeld met de gebruikte resolutie. Shading ontstaat door hoge contrasten in het beeld die letterlijk schaduwen veroorzaken. Ringartefacten, ten slotte, ontstaan door fouten in de kalibratie van een enkele detector. Daarnaast kunnen nog vervormingen optreden in het beeld door interpolatie.



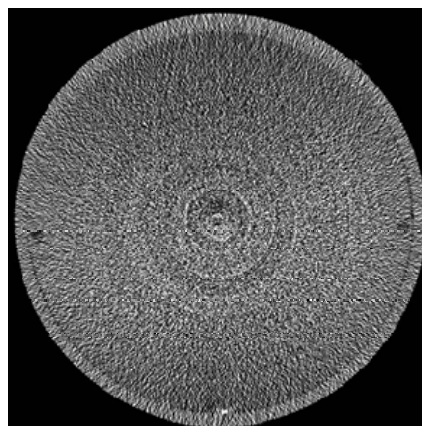
Figuur 3.5: Coupe door de schouders met duidelijke versmeringsartefacten (donkergrijze strepen) in horizontale richting, met name waar de straling door bot wordt verzwakt (bron: ImPACT).



Figuur 3.6: Voorbeeld van aliasing door kleine objecten (bron: ImPACT).

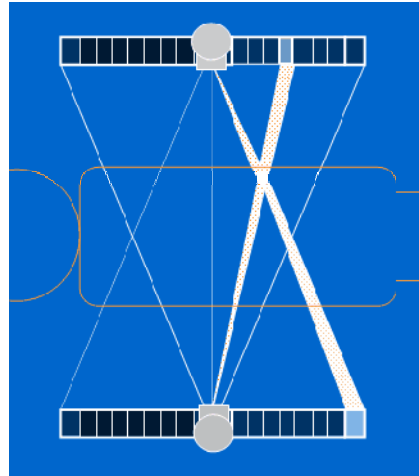


Figuur 3.7: Voorbeeld van shading artefacten op een opname van drie hoog contrast staven halverwege in de bundel op een homogene achtergrond (bron: ImPACT).



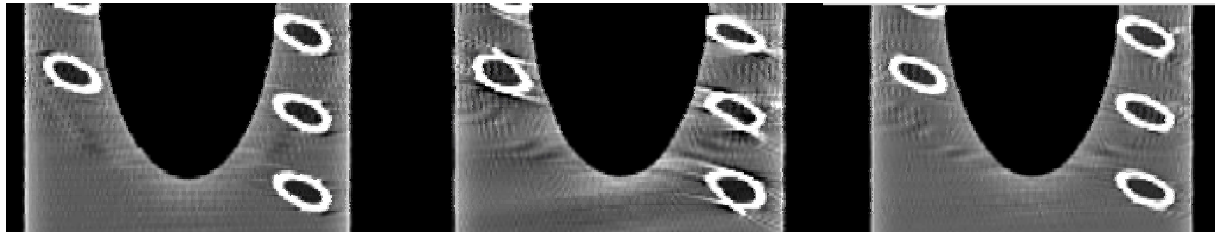
Figuur 3.8: Voorbeeld van ringartefacten in een waterfantom (bron ImPACT).

Naast bovenstaande artefacten zijn er specifieke artefacten die optreden bij multi-slice en spiraal CT. De bekendste daarvan zijn de zogenaamde “cone beam artefacts”. Deze ontstaan doordat objecten buiten het centrum van de bundel voor verschillende projectiehoeken door verschillende detectoren worden waargenomen (zie Figuur 3.9).



Figuur 3.9: Schematische weergaves van het cone beam effect (bron ImPACT).

De cone beam artefacten kunnen onderdrukt worden door een aanpassing van het reconstructiealgoritme (zie Bruening en Flohr (2003) en Figuur 3.10).

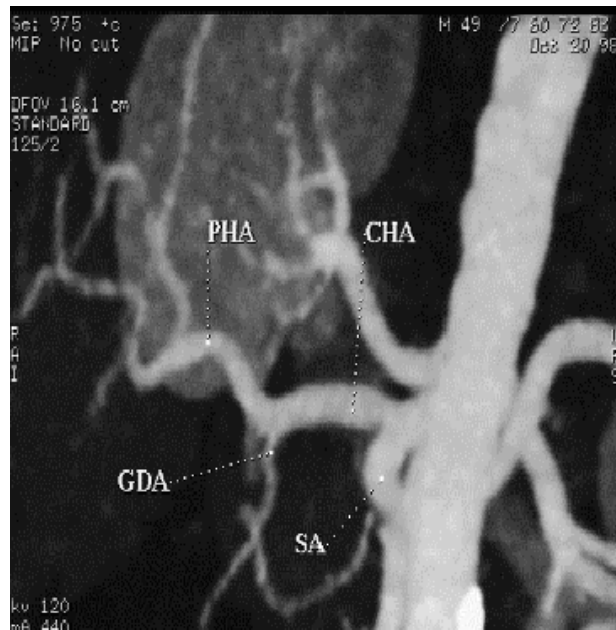


Figuur 3.10: Cone beam artefacten in van links naar rechts: een vier-slice scan, een 16-slice scan en een 16-slice scan na cone beam reconstructie (bron ImPACT/Siemens).

Andere artefacten kunnen ontstaan bij interpolatie van spiraalscans over grote contrasten (IPEM, 2003). Verder ontstaan er bij spiraalscannen verschillende soorten artefacten als kegelvormige en staafvormige objecten onder een bepaalde hoek worden gescand (zie Wilting en Timmer, 1999). Dit kan problemen geven bij het afbeelden van sommige organen en botten.

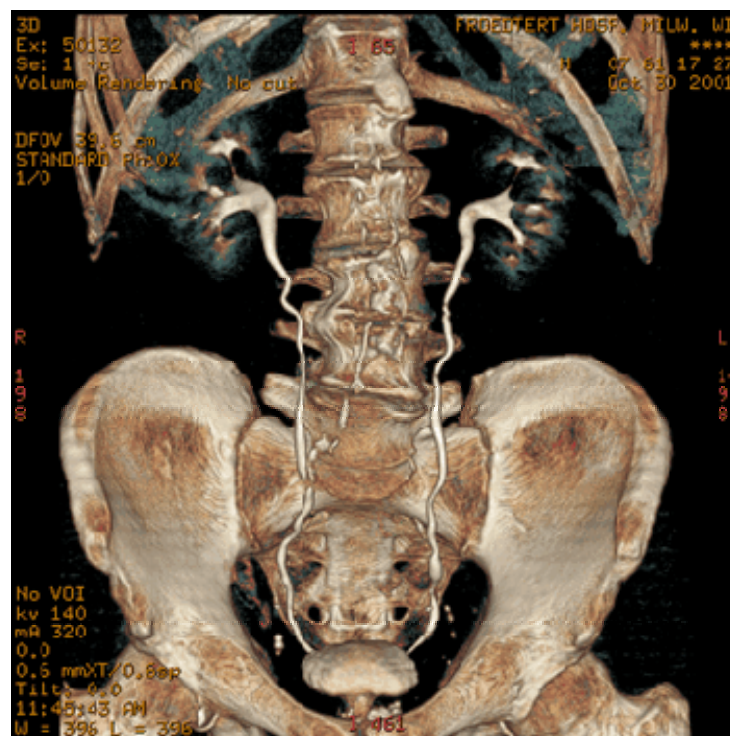
3.4 Nieuwe visualisatiemogelijkheden en dataverwerking

Een belangrijke ontwikkeling die min of meer gelijktijdig aan de ontwikkeling van CT heeft plaatsgevonden is de ontwikkeling van nieuwe visualisatiemogelijkheden. Met de volledige driedimensionale beeldvorming zijn nieuwe reconstructies en datapresentaties mogelijk op werkstations (zie Bodineau Gil et al., 2001). Met curved MultiPlanar Reformatting (curved MPR) kunnen gekromde vlakken uit het driedimensionale beeld worden gehaald en is het bijvoorbeeld mogelijk een doorsnede te bekijken die een bloedvat volgt. Een bijkomend voordeel is dat minder flexibele patiënten niet per se in een bepaalde positie hoeven te worden gescand. Met Maximum Intensity Projection (MIP) is het mogelijk alleen de maximale waarden af te beelden (zie Figuur 3.11). Dit kan bijvoorbeeld nuttig zijn bij opnames met contrastmiddel.



Figuur 3.11: Voorbeeld van Maximum Intensity Projection bij angiografie (bron ImPACT).

Met Shaded Surface Display (SSD) of driedimensionale Surface Rendering kunnen oppervlakken met gelijke waarden worden weergegeven. Dit wordt onder andere gebruikt voor afbeeldingen van het skelet. Met Volume Rendering (VR) worden CT-waarden in kleur en doorzichtigheid omgezet met transferfuncties (zie Figuur 3.12). Dit wordt onder andere gebruikt voor virtuele endoscopie (www.msct.info, Greuter).



Figuur 3.12: Voorbeeld van Volume Rendering (bron ImPACT).

Er zitten overigens wel wat haken en ogen aan de verschillende visualisatiemogelijkheden. Zo geeft het gebruik van MIP een onderschatting van de diameter van bloedvaten (die soms zelfs geheel verdwijnen) en een overschatting van stenoses. Daarnaast kunnen er interpretatiepro-

blemen ontstaan omdat de driedimensionale data in twee dimensies geprojecteerd worden zodat bijvoorbeeld niet duidelijk is welke bloedvaten voorlangs en achterlangs kruisen. Nadelen van MPR zijn onder andere de lastige driedimensionale oriëntatie (zeker van gekromde vlakken) en de lastige herkenning van bewegingsartefacten. IPEM (2003) zet ook vraagtekens bij de nauwkeurigheid van afmetingen in de MPR afbeelding. Nadelen van SSD zijn onder andere de relatief lange preprocessing, het verlies van detail en de lastig te bepalen optimale grenswaarden. Ook bij VR zijn de rekentijd en de bepaling van de optimale instellingen nadelig. Daarnaast zijn hierbij ook goede segmentatiealgoritmen nodig (zie onder).

Naast het afbeelden van het hele scanvolume is het soms wenselijk afzonderlijke structuren weer te geven. Daarvoor moeten deze structuren als het ware uit de volledige scan worden gesneden. Een voorbeeld hiervan is het weglaten van botten die het zicht op aderen ontnemen (Van Straten et al., 2004). Patroonherkenning kan daarbij een belangrijk hulpstuk zijn. Men spreekt wel van segmentatie door middel van Knowledge Guided Image Processing (KGIP). Door beelden van verschillende scans te combineren kan een soort gemiddeld orgaan worden bepaald. Daarmee kunnen organen in nieuwe scans worden gevonden, maar het gemiddelde orgaan kan ook worden gebruikt om automatisch afwijkingen te detecteren (Computer Aided Diagnosis/Detection). Naast deze vorm van CAD bestaat er ook al software om automatisch afwijkingen uit een thoraxscan te halen (www.r2tech.com). Een test van deze software geeft aan dat in 33% van de patiënten de software laesies vond die door de radioloog gemist waren (Peldschus et al., 2005). Patroonherkenning en segmentatie worden nog niet routinematig toegepast, maar bieden veelbelovende mogelijkheden.

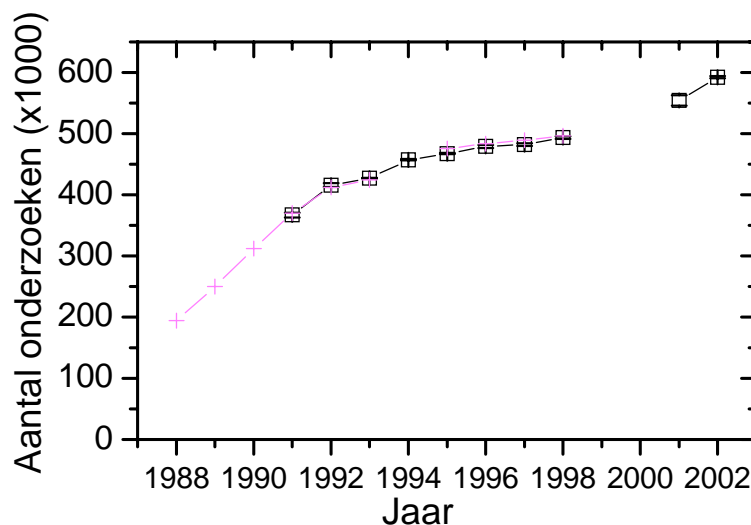
Een mogelijk probleem van multislice CT en de bijbehorende visualisatiemogelijkheden is de enorme hoeveelheid data die het oplevert en de benodigde netwerk- en opslagcapaciteit. Een scan van 0,5 m met aansluitende coupes van 0,5 mm levert 1000 coupes met bijvoorbeeld 1024x1024 voxels, oftewel ongeveer 10^9 voxelwaarden. Als 16 bits worden gebruikt voor de opslag van een voxelwaarde dan kost deze scan 2 Gb opslagruimte. Als dan ook nog het verloop in de tijd moet worden geregistreerd (bijvoorbeeld bij functieonderzoek) en er worden verschillende visualisaties van gemaakt dan vergt het transport en de opslag van al deze data nogal wat van het netwerk en de computersystemen. Daarbij kunnen problemen ontstaan als de netwerkcapaciteit niet meegroeit met de afbeeldingstechnieken. Naast hardwareproblemen kunnen overigens ook softwareproblemen met de overdracht van beelden ontstaan. IPEM (2003) meldt dat de DICOM standaard voor CT nog geen zogenaamde “tags” bevat om parameters voor spiraal/multi-slice scans op te slaan met de opname. Een fabrikant kan deze informatie wel als zogenaamde “private tags” meegeven, maar deze zullen niet automatisch door een ander systeem ontvangen en ontcijferd kunnen worden. Indien het beoordelingstation en de scanner van verschillend fabrikaat zijn, zouden de scanparameters wel eens niet doorgegeven kunnen worden van de scanner naar het beoordelingstation, hetgeen de beoordeling van een scan kan bemoeilijken.

4. Huidige praktijk van CT in Nederland

Dit hoofdstuk valt uiteen in twee delen. Het eerste deel behandelt de informatie over CT-toepassingen in Nederland zoals die door RIVM in opdracht van het Ministerie van VWS wordt verzameld voor het Informatiesysteem Medische Stralingstoepassingen (IMS). Veel van deze informatie is terug te vinden op www.rivm.nl/ims. Het tweede deel van dit hoofdstuk vat de informatie samen die is verkregen uit interviews in twee academische en 18 algemene ziekenhuizen. Deze interviews zijn afgenomen in het kader van een studie naar pediatrie radiologie en daarbij zijn ook vragen over de in de ziekenhuizen aanwezige CT-apparatuur gesteld.

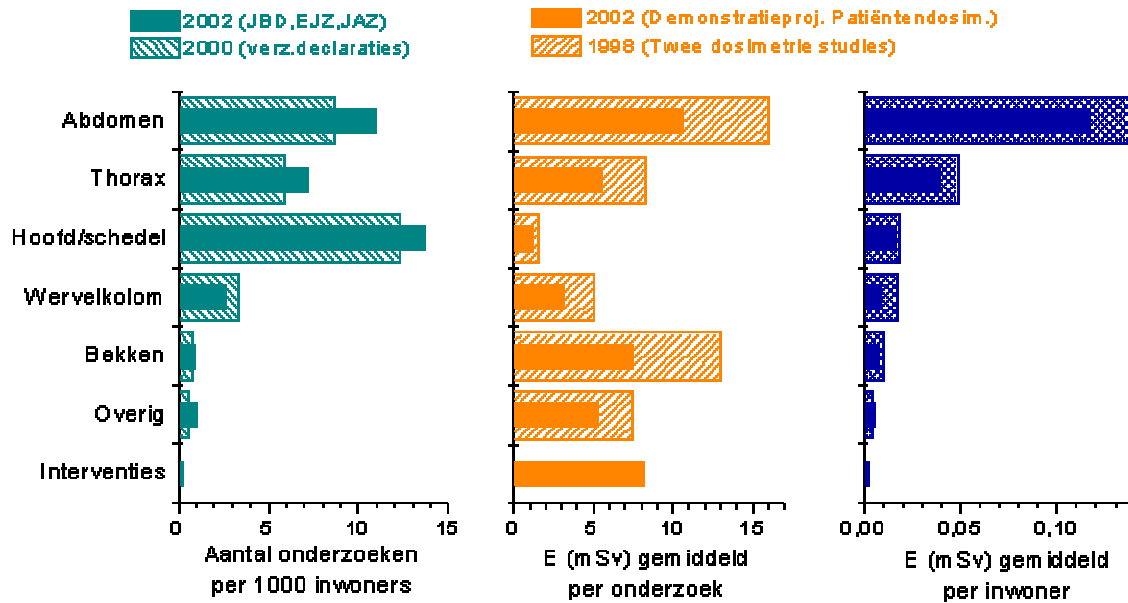
4.1 Informatie over CT uit het IMS

Informatie over aantallen CT-onderzoeken en daarbij behorende doses is te vinden in het Informatiesysteem Medische Stralingstoepassingen (IMS). Figuur 4.1 laat zien dat het aantal CT-onderzoeken in Nederland de afgelopen jaren sterk is toegenomen: van ongeveer 200.000 in 1988 tot 600.000 in 2002. Daarnaast geldt dat de effectieve dosis van CT-onderzoeken relatief hoog is vergeleken met conventionele radiodiagnostische verrichtingen. Momenteel komt 37% van de totale stralingsbelasting door medische diagnostiek voor rekening van CT.



Figuur 4.1: Aantal CT-onderzoeken in Nederlandse ziekenhuizen zoals afgeleid uit verschillende ziekenhuisenquêtes (bron: IMS).

Het IMS maakt geen onderscheid op grond van de apparatuur waarmee verschillende CT-scans worden uitgevoerd. Het is dus niet mogelijk met deze gegevens na te gaan of de introductie van multi-slice scanners heeft geleid tot hogere doses. Een vergelijking van de effectieve doses bij verschillende CT-onderzoeken in 1998 (voor de introductie van multi-slice scanners) met 2002 laat echter zien dat de gemiddelde effectieve doses voor vrijwel alle onderzoeken zijn afgenomen (zie Figuur 4.2).



Figuur 4.2: Overzicht van de frequentie van verschillende CT-onderzoeken met bijbehorende gemiddelde effectieve doses, een vergelijking tussen 1998 en 2002 (bron: IMS).

4.2 Informatie over CT van 20 ziekenhuizen

In het kader van een onderzoek naar pediatrische radiodiagnostiek zijn interviews bij twee academische en 18 algemene ziekenhuizen in Nederland afgenomen. Daarbij werd ook gevraagd naar de beschikbare CT-apparatuur in deze 20 ziekenhuizen. Deze informatie is verwerkt in Tabel 4.1:

Tabel 4.1: Aantal scanners verdeeld naar het aantal slices dat simultaan gescand kan worden. De rij NL bevat een steekproef in 20 Nederlandse ziekenhuizen uit 2005. De rij D bevat getallen van Brix et al. (2003) uit 2001 voor Duitsland en de rij GB bevat getallen van NRPB (2005) uit 2003 voor Groot-Brittannië.

| slices | 1 | 2 | 4 | 6 | 8 | 16 | 40 | totaal |
|--------|----------|----|----|---|---|----|----|--------|
| NL | 3 | 3 | 7 | 2 | 4 | 8 | 2 | 29 |
| D | onbekend | 39 | 73 | 0 | 1 | 0 | 0 | 113 |
| GB | 79 | 7 | 32 | 0 | 6 | 2 | 0 | 126 |

Uit de gehouden interviews blijkt dat in de steekproef van Nederlandse ziekenhuizen bijna de helft (40%) van de ziekenhuizen de beschikking heeft over één of meer 16/40-slice scanners, maar het merendeel (66%) van alle scanners scant acht slices tegelijk of minder. Scanners die meer dan 16 slices tegelijk aankunnen, zijn nauwelijks aangetroffen in de bezochte ziekenhuizen. Slechts 1 ziekenhuis had de beschikking over twee 40-slice scanners. Er zijn momenteel slechts enkele ziekenhuizen (niet in de steekproef) in Nederland die over een 64-slice scanner beschikken.

De aantallen verschillende scanners zijn vergeleken met die voor Duitsland en Groot-Brittannië in Tabel 4.1. Daaruit blijkt dat in deze landen het percentage scanners dat meer dan acht slices scant veel lager ligt (respectievelijk 0 % en 1,6 %). Dit heeft waarschijnlijk ten dele te maken met het feit dat het hier oudere studies betreft. Zowel in Duitsland als Groot-Brittannië zijn de meeste multi-slice scanners van het 4-slice type.

5. Gevolgen voor dosis door nieuwe CT-techniek

In dit hoofdstuk komt een aantal redenen aan bod waarom de dosis door het gebruik van nieuwe CT-scanners verandert ten opzichte van de oudere scanners. Hierbij wordt ervan uitgegaan dat de kwaliteitsborging van die nieuwe systemen in orde is. Juist bij de overgang op nieuwe technologie is het zaak daar goed naar te kijken want de belangrijkste oorzaken van dosistoename zouden wel eens verkeerde instellingen en daaruit voortvloeiende extra scans kunnen zijn (zie Bijwaard en Brugmans, 2004).

Een belangrijk voordeel van de nieuwe CT-scanners is het gemak waarmee uitgebreide scans met hoge resolutie gemaakt kunnen worden. Dit brengt het nadeel met zich mee dat daardoor makkelijk onnodig hoge blootstellingen kunnen ontstaan (EU Guidelines, 2000). Met name onervaren radiologen zouden zich zekerder voelen naarmate ze meer scanmateriaal ter beschikking hebben (Sutton, 2005). Verder geldt voor CT in tegenstelling tot conventionele radiografie dat een te hoge dosis niet leidt tot een minder goed beeld, eerder tot een beter beeld. Fabrikanten zijn daarom geneigd scanprotocollen aan te bevelen die vooral gericht zijn op een zo goed mogelijke beeldkwaliteit en niet op een zo laag mogelijke patiëntendosis (Sutton, 2005).

Naast voorgenoemde mogelijk dosisverhogende effecten is de introductie van Automatic Exposure Control (AEC) voor CT-scanners een gunstige ontwikkeling. Daarbij wordt de buisstroom aangepast aan de dikte van de patiënt. Dat kan door één instelling per patiënt te kiezen, maar soms ook door de buisstroom in axiale richting te laten variëren met de dwarsdoorsnede van de patiënt. In meer geavanceerde systemen wordt de buisstroom zelfs gemoduleerd met de doorstralingsrichting (Sutton, 2005; www.msct.info). Hoe belangrijk dit is, wordt duidelijk als men bedenkt dat de intensiteit van een röntgenbundel gehalveerd wordt voor elke 3 à 4 cm weefsel waar de straling doorheen gaat (ImPACT, technology update 3, 2005). Een paar centimeter verschil maakt dus veel uit. Starck et al. (2002) claimen zelfs een dosisreductie voor dunne patiënten van 45%. Hundt et al. (2005) houden het op ongeveer 30%. Een bijkomend voordeel van modulatie met de doorstralingsrichting is constantere beeldkwaliteit over de scan en een afname van versmeringsartefacten. Een vergelijking van AEC systemen van verschillende fabrikanten is te vinden in Keat (2005). ICRP (2000) noemt AEC de “most helpful improvement in CT equipment for dose management”.

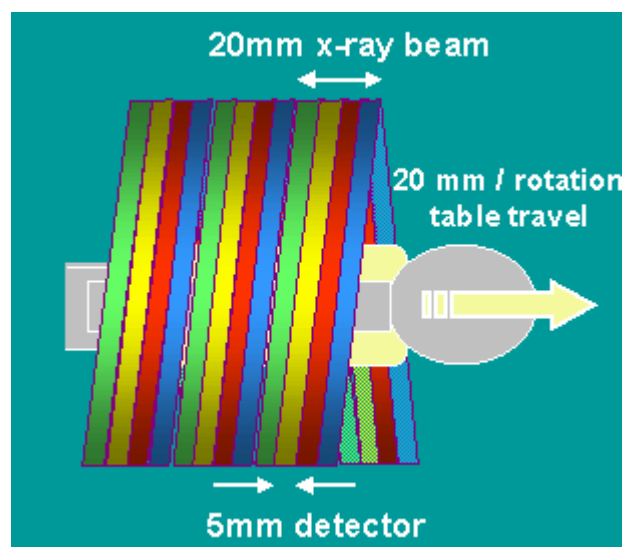
Overigens geldt dat ook met AEC er een soort referentie-instelling nodig is die een bepaalde beeldkwaliteit geeft voor een “standaard” patiënt. De AEC geeft dan aan welke aanpassing van die instelling nodig is voor gelijke beeldkwaliteit. De basisbeeldkwaliteit kan echter verschillen tussen fabrikanten en moet eigenlijk worden afgestemd op wat diagnostisch gezien nodig is. Een AEC kan ook leiden tot hogere doses als de referentiebeeldkwaliteit te hoog wordt ingesteld. Ter bepaling van die referentiebeeldkwaliteit kunnen verschillende hoeveelheden ruis aan een beeld van hoge kwaliteit worden toegevoegd om te bepalen bij welk ruisniveau de beeldkwaliteit voor diagnostiek nog voldoende is. Sommige systemen bieden de mogelijkheid met een “noise index” zelf het ruisniveau in te stellen. Britten et al. (2004) laten zien dat voor sommige diagnoses bij CT van het hoofd het ruisniveau significant hoger mag zijn dan het ingestelde niveau, zodanig dat de buisstroom en dus de dosis gehalveerd kan worden. Frush et al. (2002) laten zien dat voor kinderen abdomenscans die gewoonlijk met een buisstroom van 120 mA worden gedaan ook met 80 mA kunnen worden uitgevoerd. Afhankelijk van de diagnosestelling kan dan een dosisreductie van 33% tot 67% gehaald worden. Gurung et al. (2005) laten zien dat voor 16-slice scans van het bekken een dosisre-

ductie van 33% haalbaar is door een lagere buisstroom te kiezen. Pas beneden 80 mA verslechterden de beelden teveel.

Naast modulatie en wellicht verlaging van de buisstroom kan ook een verlaging van de buisspanning een dosisreductie bij voldoende beeldkwaliteit opleveren. Tot voor kort werden meestal buisspanningen van 120-140 kV gebruikt die een hoge signaal-ruisverhouding geven. Tegenwoordig wordt de buisspanning vaak verlaagd naar 80-100 kV voor een beter contrast tussen laesies en omliggend weefsel. Een reductie van 120 naar 80 kV levert een verlaging van de effectieve dosis met een factor 3-4, maar die wordt deels teniet gedaan door een, voor een acceptabel ruisniveau, noodzakelijke toename van de buisstroom. Een andere dosisverlagingende optie is het gebruik van een kleiner “beam shaping” filter. Daarbij wordt de breedte van de bundel langs de boog verkleind. Dit wordt wel gebruikt voor scans van kleine lichaamsdelen zoals hoofd, nek en ledematen (www.msct.info).

5.1 Gevolgen voor dosis door gebruik van spiraal CT

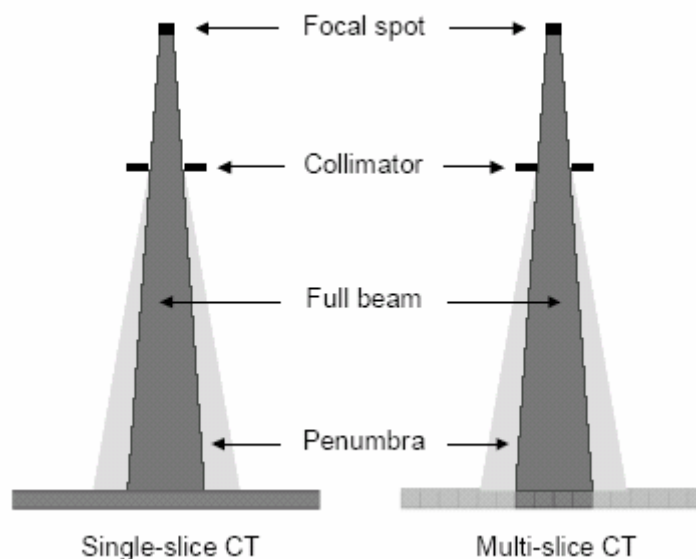
Een nadeel van het spiraalscannen is dat aan het begin en einde van de scan de uiteinden van de helix wel bestraald worden, maar geen driedimensionale informatie opleveren (zie Figuur 5.1, www.msct.info). Dit wordt wel overscan genoemd en beslaat meestal een halve tot twee rotaties aan het begin en einde van de scan. De axiale lengte van de overscan neemt vanzelfsprekend toe met de dikte van de coupes en met het aantal coupes dat tegelijk wordt gemaakt. Voor single slice systemen is een halve of hele extra rotatie nodig, maar bij multi-slice systemen kan dat afhangen van de interpolatiemethode, de afstand tussen de windingen van de helix en de gereconstrueerde beeldgrootte (ImPACT, technology update 3, 2005). Nicholson en Fetherston (2002) laten zien dat voor een vier-slice scanner met coupedikte 5 mm bij licht overlappende windingen de extra rotaties overeenkomen met ongeveer 3,4 cm extra scanlengte. Dat is relatief veel voor korte scans. Zij concluderen dan ook dat voor korte scans beter de axiale mode gebruikt kan worden. Van der Molen en Geleijns (2005) geven aan dat voor 16-slice scanners de overscan 4,1 en 4,4 cm is voor een borst- en buik-CT, respectievelijk en dat de effectieve doses daardoor 16% en 15% toenemen.



Figuur 5.1: Schematische weergave van een vier-slice spiraalscan. Aan de uiteinden van de helix is er een significante overscan (bron: ImPACT).

5.2 Gevolgen voor dosis door gebruik van multi-slice CT

Een belangrijk verschil tussen multi-slice en single slice CT is het deel van de röntgenbundel dat gebruikt wordt door de detectoren. Voor single slice CT valt normaliter de gehele bundel op één detector. Het profiel van die bundel in axiale richting is niet van belang. Dat is wel het geval bij multi-slice CT. Het feit dat het focus van de röntgenbuis geen puntbron is, leidt tot een profiel dat in het midden een redelijk constante intensiteit heeft en dat daarbuiten geleidelijk afvalt. Het gebied waar het profiel niet constant is wordt penumbra genoemd. Om bij multi-slice CT op alle axiale detectoren een gelijke röntgenintensiteit te hebben wordt ervoor gezorgd dat het constante deel van het bundelprofiel precies op de detectoren valt en de penumbra daarbuiten (zie Figuur 5.2). De penumbra wordt bij multi-slice in tegenstelling tot single slice dus niet gebruikt bij de beeldvorming. Om dezelfde signaal-ruisverhouding te krijgen als bij single slice CT moet de dosis dus omhoog.



Figuur 5.2: Schematische weergave van de röntgenbundel met penumbra op de detectoren in single slice en multi-slice CT: links valt de hele bundel binnen de enkele detector, rechts valt de penumbra naast de vier detectoren (bron: www.msct.info).

Op www.msct.info wordt voorgerekend dat voor vier-slice scanners met coupes van $4 \times 0,5$ of $4 \times 0,75$ mm door dit effect slechts 40% tot 60% van de dosis voor beeldreconstructie gebruikt wordt. Voor bredere bundels is het effect minder geprononceerd en voor een 16×2 mm bundel zou 90-95% van de dosis voor het beeld gebruikt worden. ImPACT technology update 3 (2005) geeft geometrische efficiënties (het deel van de straling dat voor beeldreconstructie gebruikt wordt) voor individuele scanners van 66% voor $4 \times 1,25$ mm, 83% voor $8 \times 1,25$ mm en 97% voor $16 \times 1,25$ mm. Voor één specifieke 16-slice scanner neemt de geometrische efficiëntie toe van 54% voor een collimatie van 1,25 mm tot 97% voor 20 mm. Andere scanners geven vergelijkbare getallen.

Andere dosisverhogende factoren voor multi-slice CT zijn de toenemende stroostraling door de bredere bundels en de afscheidingen tussen de detectoren. Naarmate er meer slices tegelijk worden gescand, zijn de gebruikte detectorelementen kleiner en zitten er meer afscheidingen tussen. Daarmee neemt de verhouding van het actieve oppervlak van de detectoren en het totale oppervlak (de geometrische efficiëntie van het detectorarray) af (ImPACT, technology update 3, 2005). Ter illustratie: voor de Philips Mx8000 scanners is de efficiëntie 80% voor

de twee-slice versie en 75% voor de 16-slice versie. Volgens ImPACT (technology update 3, 2005) betekenen alle bovengenoemde factoren samen in de meeste gevallen een toename van de doses met 20% ten opzichte van single slice scans. In extreme gevallen zou de dosis echter verdubbeld kunnen worden.

Naast bovenstaande theoretische overwegingen is er ook praktijkonderzoek gedaan naar de toename van doses met multi-slice CT. Huda en Mergo (2001) vergelijken een single slice scanner met een vier-slice scanner (beiden van GE) en concluderen dat in de praktijk de effectieve dosis voor een hoofdslice met 30% en voor een lichaamsscans met 150% toeneemt indien de protocollen van de multi-slice scanner worden gebruikt. De hogere doses worden veroorzaakt door de kortere geometrie, röntgenbundelprofielen die breder waren dan de detectoren en het gebruik van overlappende windingen. Beide scanners werden overigens voor de hoofdslices in axiale mode en voor de andere scans in spiraalmodus gebruikt. Indien vergelijkbare technische parameters werden gebruikt, namen de doses met 20% en 40% toe voor respectievelijk hoofd- en lichaamsscans. Tegenwoordig worden hoofdslices ook vaak in spiraalmodus gemaakt, omdat dat sneller gaat. Een nadeel daarvan is dat bij hersenscans in axiale mode de ogen buiten de bundel kunnen blijven, maar dat bij een spiraalscan door de overscan de ogen wel in de bundel komen (Geleijns, 2005).

Thomton et al. (2003) vergelijken de doses van single slice CT-scans van het bekken (gemeten in een fantoom) met die van vier-slice CT-scans bij een gelijk ruisniveau in de beelden. Zij vinden een 27% hogere dosis voor vier-slice scans in het beeldvormingsvlak en een 69% hogere dosis daar direct naast. De orgaandoses voor de nieren, baarmoeder, eierstokken en het beenmerg waren daarnaast 92% tot 180% hoger. Soortgelijke conclusies worden getrokken door McCollough en Zink (1999). Voor abdomen- en bekkenscans vinden zij een dosistoename van 50% voor vier-slice scans ten opzichte van single slice scans.

Sutton (2005) geeft aan dat de toename van de dosis ten gevolge van het brede bundelprofiel vooral optreedt voor dunne coupes (1 mm) waarvoor de CTDI (een maat voor de stralingsdosis) 40% hoger kan zijn dan voor single slice systemen. De toename ten opzichte van single slice systemen is voor vier-slice scanners het meest geprononceerd en die zijn eigenlijk al niet meer de state-of-the-art (Sutton, 2005).

Yates et al. (2004) vergelijken de doses van multi-slice scanners (voornamelijk vier-slice scanners) in East Anglia (in 2002) met die van single slice scanners voor 10 verschillende onderzoeken. Gemiddeld zijn de effectieve doses van de multi-slice scanners 35% hoger.

Brix et al. (2003) vergelijken multi-slice CT-onderzoeken in Duitsland (in 2001) met single slice CT-onderzoeken. Naast een toename in het aantal onderzoeken op een multi-slice scanner (5500 versus 3500) vinden zij gemiddelde doses van 7,4 mSv voor single slice, 5,5 mSv voor twee-slice en 8,1 mSv voor vier-slice onderzoeken. Ook hier geldt dus weer dat de vier-slice systemen de hoogste doses geven.

NRPB (2005) geeft een review van CT in Groot-Brittannië in 2003. Ook zij vinden doses die voor multi-slice scans hoger liggen dan voor single slice scans. Net als Brix et al. (2003) vinden zij de hoogste doses bij vier-slice scanners en de laagste bij twee-slice scanners. Dit wordt ook uitgesplitst naar verschillende onderzoeken en leeftijden. Voor complete onderzoeken bij volwassenen geldt dat de gemiddelde effectieve dosis van een twee-slice scan 6-44% lager ligt dan voor een single slice scan (afhankelijk van het soort onderzoek). Voor een vier-slice scan ligt dat juist 19-122% hoger en voor een scan met meer slices 8% lager tot 67% hoger.

Overigens blijken in de praktijk de dunne coupes van de 64-slice scans relatief veel ruis te bevatten. Daarom wordt er in de praktijk veel gebruik gemaakt van tot een paar mm opgetelde coupes (zogenaamde "fat slices"). Een vergelijking van een 16-slice scan met

$0,7 \times 0,7 \times 1,4 \text{ mm}^3$ voxels met een 64-slice scan met $0,7 \times 0,7 \times 0,5 \text{ mm}^3$ voxels, leert dat bij gelijke ruis de dosis bijna drie keer zo hoog wordt.

Er is echter ook een reductie van de dosis met multi-slice CT mogelijk. De mogelijkheden om allerlei reconstructies van de driedimensionale data te maken, kunnen ertoe leiden dat minder vaak extra opnames gemaakt hoeven te worden (www.msct.info). Bovendien geldt voor hele dunne single slices dat soms “post patient” collimatie moet worden toegepast omdat het focus daarvoor te groot is (IPEM 2003). Dit betekent dat niet de volledige bundel voor de afbeelding gebruikt wordt en dus een toename van de dosis voor single slice scans.

Van der Molen en Geleijns (2005) vergelijken in een praktijkonderzoek de effectieve doses voor een aantal onderzoeken met vier-slice en 16-slice scanners. Daaruit blijken de 16-slice scanners een 25-45% lagere dosis te geven dan de vier-slice scanners.

6. Dosis bij gebruik van nieuwe toepassingen

De hoge snelheid en resolutie waarmee multi-slice spiraalscans kunnen worden gemaakt, maakt de weg vrij voor allerlei nieuwe toepassingen. Met name de dynamische beeldvorming heeft CT-toepassingen voor interventieradiologie mogelijk gemaakt. Daarbij gaat het in het algemeen vooral om CT geleide interventies en om CT-angiografie en CT-cardiografie. Naast alle voordelen die deze verrichtingen bieden, geldt dat bij deze procedures zowel de patiënt als de ziekenhuismedewerkers (die daarbij ook in de CT-kamer moeten zijn) gedurende lange tijd worden blootgesteld (ICRP, 2000). Daarom wordt bij CT-fluoroscopie dezelfde buisspanning, maar een factor vier tot zes lagere buisstroom gebruikt, vergeleken met standaard CT-opnames (www.impactscan.org).

6.1 CT geleide interventies

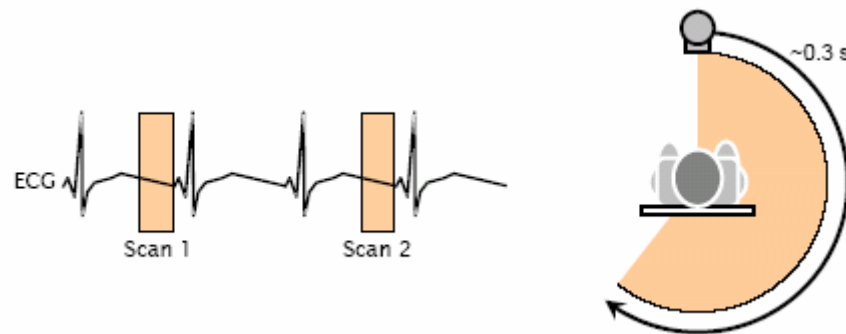
Een voorbeeld van een verrichting die vaak met CT wordt uitgevoerd, is de CT geleide biopsie (zie ook Figuur 2.5). Die kan op verschillende manieren worden gedaan: door scannen en biopteren af te wisselen, door de biopsie met CT-doorlichting te verrichten of door CT-doorlichting gepulst te gebruiken bij het biopteren (Olerud et al., 2002). De huiddoses bij CT geleide biopsies kunnen in de orde van één Gy zijn bij dosistempi van 3 tot 7 mGy/s en tijdsduren tot 300-400 s. Andere verrichtingen met CT-doorlichting zijn bijvoorbeeld vloeistofdrainage van laesies, blokkering van zenuwen, de timing van contrastonderzoek en het weghalen van sommige gezwellen. Effectieve patiëntdoses zijn volgens www.msct.info 9,3 (5-14,3) mSv voor drainages, 6,1 (0⁵-17,9) mSv voor biopsies en 0,8 (0-3,5) mSv voor ablaties. Teeuwisse et al. (2001) vergelijken deze doses met een CT-scanner zonder fluoroscopiefunctie en vinden effectieve doses van respectievelijk 13,5 mSv, 8 mSv en 2,1 mSv. Bij CT geleide interventies is niet alleen de patiëntdosis van belang. Vaak zitten tijdens de verrichting de handen van de arts in de röntgenbundel en dan kunnen de geabsorbeerde doses tot 120 mGy oplopen. Olerud et al. (2002) laten zien dat voor biopsies de geabsorbeerde dosis 54 ± 93 mGy is met een maximum van 350 mGy. Zij raden aan slechts af en toe de positie van de naald te bepalen met CT, dan blijft de dosis onder de 10 µGy. Ook het gebruik van houders voor de instrumenten levert een enorme dosisreductie op omdat de handen buiten de bundel kunnen blijven (98%). Daarnaast hebben nieuwe CT-systemen soms de optie de röntgenbundel telkens even te stoppen als de hand in beeld komt (bijvoorbeeld Siemens Hand Care).

6.2 CT-cardiografie

Met de huidige CT-scanners met rotatietijden van minder dan een halve seconde is het mogelijk CT-onderzoek van het hart uit te voeren. Hierbij worden de opnames gesynchroniseerd met een ECG zodat stilstaande beelden van het hart mogelijk zijn. Dit is met name nuttig bij coronaire angiografie voor kwantitatieve evaluatie van coronaire calcificaties (Bruening en Flohr, 2003). Er kan zowel retrospectief gereconstrueerd als prospectief gescand worden. Bij prospectief scannen wordt de scan getriggerd door de ECG (zie Figuur 6.1) en wordt er alleen bestraald gedurende een klein deel van de hartcyclus. Voor een scanner met een rotatietijd van 0,5 s kan dan ongeveer een halve rotatie gemaakt worden. Dit is in principe voldoende voor

⁵ Een effectieve dosis van 0 mSv betekent feitelijk dat doorlichting niet toegepast is.

volledige reconstructie. In de praktijk volgt op een halve rotatie een verschuiving van de tafel zodat bij elke tweede of derde hartcyclus een set slices gescand wordt (ImPACT, 2003). Bij retrospectieve reconstructie wordt er gedurende de hele hartcyclus bestraald en worden achteraf de gewenste delen uit de scan gehaald. Belangrijke dosisreducties van 30% of meer zijn hierbij haalbaar door de buisstroom ook met de ECG te moduleren, dat wil zeggen een hoge buisstroom voor het gewenste deel en laag (20%) daarbuiten (ImPACT technology update 3, 2005). Retrospectief reconstrueren heeft als voordeel dat eventueel later nog andere hartfases bekeken kunnen worden. Dit kan ook nog indien van modulatie gebruik gemaakt is.



Figuur 6.1: Schematisch overzicht van het prospectief scannen met ECG trigger. De minimum rotatiehoek hierbij is 180 graden plus de waaivormige bundel (bron: ImPACT).

Prospectief scannen is alleen mogelijk bij patiënten met een regelmatige en lage hartslag. Anders moet retrospectief gereconstrueerd worden. Daarbij moet de rotatiefrequentie niet synchroon lopen met de hartslag.

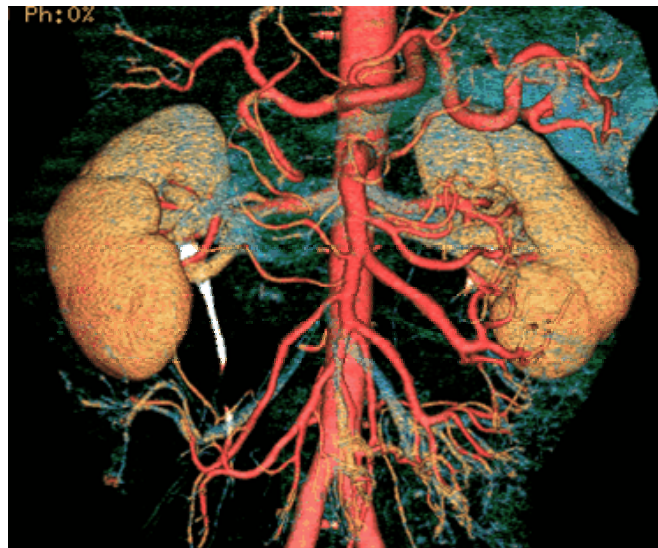
De mogelijkheden van CT-cardiografie betreffen met name coronaire angiografie (het opsporen van vernauwingen, calcium scores) en daarnaast de bepaling van de algemene anatomie van het hart, de nauwkeurige afbeelding van de aorta (voor het opsporen van een aneurisma) en het bepalen van functionele hartparameters zoals de ejection fraction (ImPACT, 2003; De Roos et al., 2006).

6.3 CT-angiografie en CT-urografie

Met de huidige hoge-resolutiescanners is het ook mogelijk CT-onderzoek uit te voeren van de bloedvaten en het urogenitaal stelsel. Vaak biedt de fabrikant speciale software om de beeldkwaliteit voor het specifieke doel te optimaliseren (zie Figuur 6.2). Bij CT-angiografie kan het onder andere gaan om het uitsluiten van verkalkingen, de visualisatie van stents, ligging van aderen, anatomie en functieonderzoek (zie Dirksen et al., 2002; ImPACT, 2003). De snellere scans maken het mogelijk verschillende fasen (precontrast, evenwicht en uitvloeiing) in beeld te brengen.

Zonder specifieke dosisreducerende maatregelen is de patiëntendosis van CT-angiografie 5-11 mSv tegen 2-10 mSv voor conventionele angiografie. CT-angiografie geeft dus iets hogere doses, maar met modulatie en lagere kV kan dit met 70% gereduceerd worden (ImPACT, 2003). Een bijkomend voordeel van CT-angiografie is dat er in tegenstelling tot conventionele angiografie geen blootstelling van medewerkers plaatsvindt.

CT-urografie is relatief nieuw en lijkt grote mogelijkheden te hebben. Een belangrijk nadeel is echter dat voor de ingrijpendere technieken om goed- en kwaadaardige afwijkingen aan de nieren, blaas en urineleiders af te beelden de patiëntendoses behoorlijk kunnen oplopen (zie Noroozian et al., 2004).



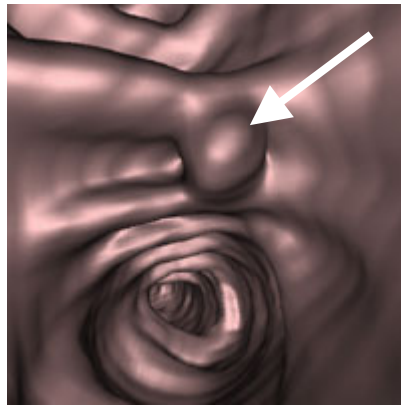
Figuur 6.2: Voorbeeld van state-of-the-art CT-angiografie (bron: ImPACT/GE).

6.4 CT-screening

De ontwikkelingen op CT-gebied maken het ook mogelijk om CT te gaan gebruiken voor verschillende vormen van screening. Daarbij wordt met name gedacht aan screening op longkanker en op darmkanker. Bij het Erasmus Medisch Centrum in Rotterdam vindt momenteel een oriënterend onderzoek naar longkankerscreening met CT plaats (zie www.nelson-project.nl). De mogelijkheden voor darmkankerscreening met CT zijn in kaart gebracht door de Gezondheidsraad (2001) en daarbij is geconcludeerd dat de mogelijkheden verder onderzocht moeten worden.

Met lage dosisscans kunnen longtumoren in een vroeg stadium worden opgespoord. Henschke et al. (2005) claimen zelfs dat wellicht 70% van de met CT vroegtijdig gediagnosticeerde longkankers te genezen is (tegen ongeveer 10% zonder screening). Wisnivesky et al. (2003) bekijken de kosteneffectiviteit van longkanker-screening en daaruit blijkt dat die zeer gunstig is, ook indien vergeleken met andere screeningsprogramma's. Een jaarlijkse screening zou echter wel substantiële stralingsrisico's met zich meebrengen (Prokop, 2005).

De ontwikkelingen in CT-technologie en visualisatie maken het mogelijk non-invasief virtuele colonoscopie te bedrijven (zie Figuur 6.3). Die virtuele aanpak heeft zelfs het voordeel dat een groter deel van het darmkanaal kan worden geïnspecteerd dan met de conventionele aanpak. Barish en Rocha (2005) geven aan dat dit een veelbelovende methode voor screening is, omdat het niet-invasief is en afwijkingen vanaf 8 mm kunnen worden gedetecteerd met weinig vals-positieven. De stralingsbelasting zou ook lager kunnen zijn dan voor longkanker-screening omdat de onderzoeken minder frequent hoeven te worden uitgevoerd (Prokop, 2005). Jensch et al. (2006) laten zien dat de mediane effectieve dosis voor een colonoscopie 10 mSv is en dat die ondanks de introductie van multi-slice scanners in de periode 1996-2004 constant is gebleven. Het lijkt echter mogelijk deze doses aanzienlijk te reduceren zonder afbreuk te doen aan de detectiegraad (Van Gelder et al., 2004).



Figuur 6.3: Virtuele colonoscopie met poliep in beeld (bron: www.terarecon.com).

7. Alternatieven voor CT

Naast CT bestaan er verscheidene andere beeldvormende modaliteiten zoals Magnetic Resonance Imaging (MRI), Positron Emissie Tomography (PET) en echografie. In dit hoofdstuk wordt kort ingegaan op de verschillen en overeenkomsten tussen de afbeeldingsmogelijkheden van deze modaliteiten en CT.

7.1 Magnetic Resonance Imaging

MRI en CT verschillen aanzienlijk in hun afbeeldingsmogelijkheden: CT is in het algemeen superieur in het afbeelden van het skelet (voor bijvoorbeeld complexe fracturen), maar MRI geeft meer contrast in de weke delen (bijvoorbeeld in de hersenen). MRI is daarmee eerder complementair aan CT dan dat het een alternatief is. Ook zijn er gevallen waarin er geen MRI kan worden uitgevoerd zoals wanneer de patiënt een pacemaker heeft. Daarnaast duurt een MRI veel langer (hetgeen met name voor kinderen een probleem kan vormen), is het duurder en is er vaak een wachtlijst voor. Een belangrijk voordeel van MRI is dat er geen gebruik wordt gemaakt van ioniserende straling.

Voorheen was MRI superieur in het afbeelden van het hart, maar met de snellere multi-slice CT-scanners is het mogelijk geworden CT-cardiografie te bedrijven die in sommige opzichten kan concurreren met MRI. De CT-scans hebben een hogere ruimtelijke resolutie dan MRI (0,4 mm versus 1,2 mm) (ImPACT, 2003). Daarentegen heeft MRI een betere tijdresolutie (40 ms versus 100 ms). Met CT is het daarnaast ook mogelijk om coronaire verkalkingen op te sporen, wat niet goed mogelijk is met MRI. Hiervoor kan overigens ook invasieve coronaire angiografie worden toegepast. MRI is vooral goed in het afbeelden van hartmorfologie en -functie (Ropers et al., 2004).

7.2 Positron Emissie Tomografie

Net als CT is PET in staat tumoren op te sporen. Bij PET wordt eveneens gebruik gemaakt van ioniserende straling. Er zijn ook belangrijke verschillen: de huidige CT-scanners hebben een hogere resolutie dan de PET-scanners (ongeveer een factor 10: 0,5 mm vs. 5 mm) en ook een hogere signaal-ruisverhouding en contrast-ruisverhouding. Daarentegen geven PET beelden meer informatie voor de diagnose en staging van de tumor. PET brengt namelijk het metabolisme in beeld. Het veel gebruikte ¹⁸F-fluor-deoxy-glucose (FDG) accumuleert sneller in tumorcellen dan in gezond weefsel en daardoor is de tumor als een hotspot zichtbaar op de PET opname. De kracht van PET ligt in de detectie van het metabolisme van zeer kleine tumoren die met CT waarschijnlijk niet ontdekt waren (Öllers en Kemerink, 2004). Dit is mogelijk ondanks de lagere resolutie van PET omdat de hotspots die kleiner zijn dan 1 mm wel kunnen worden gedetecteerd, zij het met een resolutie van 5 mm. PET en CT zijn daarom eerder complementair dan dat het alternatieven zijn. Deze modaliteiten worden tegenwoordig dan ook steeds vaker in één scanner gecombineerd (met een dubbele ring: CT en PET achter elkaar) en de beelden worden gefuseerd (dit werkt vooral goed met relatief immobiele delen van het lichaam zoals de hersenen). Metser et al. (2005) laten zien dat een PET-CT scan significant betere resultaten geeft voor diagnose dan de beeldfusie van aparte CT- en PET-scans.

Een aandachtspunt bij PET-CT is dat de PET-CT scanners bij nucleaire geneeskunde staan en daar mogelijk niet de benodigde CT-kennis aanwezig is (ImPACT technology update 4, 2004). Daarnaast kan de doorbuiging van de tafel (die door de dubbele ring vrij ver van het onderstel ligt) een probleem bij beeldfusie opleveren. Voor PET-CT scanners wordt het ontwerp dan ook vaak aangepast (ImPACT technology update 4, 2004). Een ander nadeel van PET is dat het niet in één ademinhouding kan, maar enkele minuten duurt (ImPACT technology update 4, 2004). Ook dat geeft problemen voor de beeldfusie.

Een ander voordeel van de combinatie van PET en CT is het volgende: voor de PET-scans is een verzwakkingscorrectie nodig die de verzwakking van de 511 keV fotonen in de patiënt corrigeert. Bij PET-CT kan die correctie (met wat kunstgrepen) uit het CT-beeld gehaald worden. Dit bekort de scantijd met 30-40% (ImPACT, technology update 4, 2004). Soms is dit de belangrijkste reden voor de CT-scan en in dat geval kan die van lage beeldkwaliteit zijn en dus met lagere dosis gemaakt worden. Dit is met name relevant omdat de CT-dosis van dezelfde orde als de PET-dosis (10 mSv) kan zijn.

7.3 Echografie

Uit de interviews gehouden voor het onderzoek naar kinderradiologie komt naar voren dat met name voor kinderen relatief veel onderzoeken met echografie in plaats van CT worden verricht. Het gaat dan vooral om hersenonderzoek bij zeer jonge kinderen bij wie de fontanel nog niet dichtgegroeid is en om buikonderzoek. De kwaliteit van echografiebeelden is de laatste jaren sterk toegenomen, al kan de gehaalde resolutie zich nog niet meten met die van CT. De belangrijkste voordelen van echografie ten opzichte van CT zijn het gebruiksgemak en het feit dat er geen ioniserende straling wordt gebruikt. Dit is met name voor kinderen voor wie de risico's ten gevolge van ioniserende straling groter zijn dan voor volwassenen, een belangrijk punt.

8. Toekomstperspectief van CT

Op verschillende terreinen wordt gewerkt aan verdere ontwikkeling van de CT-techniek. Zo wordt er gewerkt aan verdere versnelling van de scans. Een simpele berekening laat zien dat de G-krachten met kortere rotatietijden sterk toenemen tot meer dan 22 g voor 0,3 s. In dit krachtenveld wordt het erg moeilijk om het systeem mechanisch stabiel te houden. Het is dus onwaarschijnlijk dat CT-scanners met de huidige configuratie heel veel sneller zullen worden. Een al bestaand sneller systeem is Electron Beam Computed Tomography (EBCT) waarmee scantijden van minder dan 0,1 s mogelijk zijn. Wellicht dat dit een inspiratiebron kan zijn.

Een andere hindernis voor CT-innovatie vormen de huidige detectoren. Om de signaal-ruisverhouding niet te laag te laten worden kunnen de detectoren eigenlijk niet kleiner worden (of de buisstroom en dus de dosis zouden moeten toenemen). Een alternatief voor de huidige detectoren zijn wellicht de fototellers. Johns et al. (2002) behandelen fototellers voor CT: gasgevulde detectoren (xenon+methaan) kunnen individuele fotonen tellen (betere signaal-ruisverhouding) en hun energie bepalen (voor zogenaamde “single exposure dual energy” CT zonder spectrale artefacten). In het paper worden tests van prototypes beschreven, maar het systeem bevindt zich nog in een experimenteel stadium.

Siemens, Philips en GE werken aan flat panel detectoren, maar het is onduidelijk of en wanneer die in een commercieel product verwerkt zullen worden (probleem is nog dat het uitlezen te traag gaat). Er zijn overigens wel al CT-systemen met flat panel detectoren, maar dan voor radiotherapie met lage rotatiesnelheden (ImPACT, Bartling et al., 2005). Het voordeel van grotere flat panel detectoren is dat in principe organen in een enkele rotatie gescand zouden kunnen worden. Het experimentele Siemenssysteem geeft 768 slices van 0,2 mm (15,36 cm). Het probleem is nog de verwerking van de gigantische hoeveelheid data (tot 1,5 Gb per rotatie) tot beelden in een acceptabele tijdsduur en het snel uitlezen van de flat panel (rotatietijd groter dan 20 s). Daarnaast geven de flat panels nog een slechte laag-contrastresolutie.

Er wordt ook gewerkt aan geavanceerde reconstructiealgoritmen. Nu wordt gebruik gemaakt van Filtered BackProjection (FBP), maar er bestaan betere iteratieve algoritmen die echter meer rekentijd vereisen. Daar komt bij dat naarmate meer simultane coupes genomen worden, het cone-beam effect verergert. Om dat op te lossen zijn echte driedimensionale reconstructiealgoritmen nodig (ImPACT).

Inmiddels wordt er hard gewerkt aan de opvolger van de 64-slice scanner. Toshiba is bezig met een 256-slice (256x0,5 mm) vierdimensionale scanner. De eerste ervaringen hiermee, betreffende CT-cardiografie zonder ECG gating, zijn al gerapporteerd door Kondo et al. (2005). Een commerciële versie met 128 slices zou in 2006 op de markt kunnen komen (www.impactscan.org/rsna2004.htm).

9. Conclusies

Uit het onderzoek zoals dit in de voorgaande hoofdstukken is gepresenteerd, kunnen de volgende conclusies worden getrokken:

- Vanaf het ontstaan van CT heeft de techniek een stormachtige ontwikkeling doorgemaakt. De huidige state-of-the-art bestaat uit multi-slice scanners die 64 slices van 0,5 mm in 0,4 s maken.
- Met deze scanners kunnen dus meer en uitgebreidere scans in minder tijd gemaakt worden. Een belangrijk voordeel daarbij is een reductie van bewegingsartefacten.
- Daarnaast is het nu mogelijk CT te gebruiken voor interventies, cardiografie en angiografie. Met nieuwe visualisatiemogelijkheden kunnen afzonderlijke organen tot in detail in drie dimensies bekeken worden.
- De nieuwe technieken hebben ontegenzeggelijk grote voordelen, maar ook nadelen. Naast enkele specifieke artefacten die erbij optreden, gaat het dan voornamelijk om een mogelijke toename van de stralingsdoses.
- Niet alleen worden er steeds meer CT-scans gemaakt, ook zijn er theoretische en praktische aanwijzingen dat bij multi-slice spiraalscans de patiëntendosis met enkele tot vele tientallen procenten toeneemt.
- Met name voor vier-slice scanners blijkt de geometrie van bundel en detectoren dermate ongunstig te zijn dat voor gelijke beeldkwaliteit de dosis tot meer dan 50% kan toenemen. Deze toename is minder groot naarmate het aantal simultane slices toeneemt, maar nog immer significant.
- Het is zaak om bij het gebruik van multi-slice spiraal CT aandacht te besteden aan mogelijkheden voor dosisreductie. Daarbij kan met name gedacht worden aan het gebruik van Automatic Exposure Control, lagere buisstromen en lagere buisspanningen. Hiermee kan de patiëntendosis met vele tientallen procenten gereduceerd worden.
- Ook moet voorafgaand aan een CT-scan aandacht besteed worden aan mogelijke alternatieven zoals MRI, PET of echografie. Vooralsnog geldt in de meeste gevallen dat MRI en ook PET complementaire informatie geven en voor PET geldt dat het geen alternatief is wat betreft stralingsbelasting. Echografie biedt steeds meer mogelijkheden, met name voor kinderen.
- Ten slotte moet opgemerkt worden dat op verschillende terreinen (detectoren, algoritmen, aantallen slices et cetera) hard gewerkt wordt aan verdere innovatie. Mogelijkheden voor verdere dosisreductie zullen zich daarbij ook aandienen.

Literatuur

- Barish MA, Rocha TC, Multislice CT colonography: current status and limitations, *Radiol. Clin. North Am.* 43 (6), 1049-1062, 2005
- Bartling SH, Shukla V, Becker H, Brady TJ, Hayman A, Gupta R, High-resolution flat-panel volume-CT of temporal bone - Part 1: axial preoperative anatomy, *J. Comput. Ass. Tomo.* 29 (3), 420-423, 2005
- Bijwaard H, Brugmans MJP, Kwaliteitsborging van radiodiagnostische apparatuur, een inventarisatie van initiatieven in binnen- en buitenland, RIVM rapport 265021001, 2004
- Bijwaard H, Brugmans MJP, Acceptatie- en statutestest van radiodiagnostische apparatuur, aanbevelingen voor te inspecteren parameters, RIVM rapport 265021002, 2004
- Bijwaard H, Brugmans MJP, Digitalisering in de radiodiagnostiek, gevolgen voor de patiëntveiligheid, RIVM rapport 265021003, 2005
- Bodineau Gil C, Macias Jaén J, Tort Ausina I, Ruiz-Cruces R, Galán Montenegro P, Díez de los Ríos A, Organ doses in CT of thorax: sequential slices versus helical slices, in: *Contributed Papers of IAEA conference Radiological Protection of Patients in Diagnostic and Interventional Radiology, Nuclear Medicine and Radiotherapy, Málaga, Spain, 198-201, 2001*
- Britten AJ, Crotty M, Kiremidjian H e.a., The addition of computer simulated noise to investigate radiation dose and image quality in images with spatial correlation of statistical noise: an example application to X-ray CT of the brain, *Br. J. Radiol.* 77, 323-328, 2004
- Brix G, Nagel HD, Stamm G, Veit R, Lechel U, Griebel J, Galanski M, Radiation exposure in multislice versus single-slice spiral CT: results of a nationwide survey, *Eur. Radiol.* 13 (8), 1979-1991, 2003
- Bruening R, Flohr T, *Protocols for multislice CT, 4- and 16-row applications*, Springer-Verlag, Berlin, pp. 131, 2003
- Cahir JG, Freeman AH, Courtney HM, Multislice CT of the abdomen, *Br. J. Radiol.* 77, S64-S73, 2004
- Dawson P, Patient dose in multislice CT: why is it increasing and does it matter?, *Brit. J. Radiol.* 77, S10-13, 2004
- De Roos A, Kroft LJM, Bax JJ et al., Cardiac applications of multislice computed tomography, *Br. J. Radiol.* 79, 9-16, 2006
- Dirksen MS, Bax JJ, de Roos A et al., Usefulness of dynamic multislice computed tomography of left ventricular function in unstable angina pectoris and comparison with echocardiography, *Am. J. Cardiol.* 90 (10), 1157-1160, 2002
- Duddalwar VA, Multislice CT angiography: a practical guide to CT angiography in vascular imaging and intervention, *Br. J. Radiol.* 77, S27-S38, 2004
- EC, *European guidelines on quality criteria for computed tomography*, EUR 16262, 2000
- Flohr TG, Stierstorfer K, Ulzheimer S, Bruder H, Primak AN, McCollough CH, Image reconstruction and image quality evaluation for a 64-slice CT scanner with z-flying focal spot, *Med. Phys.* 32 (8), 2536-2547, 2005
- Frush DP, Slack CC, Holloingsworth CL e.a., Computer-simulated radiation dose reduction for abdominal multidetector CT of pediatric patients, *Am. J. Roentgenol.* 179, 1107-1113, 2002
- Geleijns J, Ooglenosis en beschermende maatregelen bij computer tomografie, voordracht op NVS Najaarssymposium, 11 november 2005
- Geleijns J et al., Safety and efficacy of computed tomography (CT): a broad perspective, EU 6e kaderprogramma onderzoeksproject, www.msct.info (inclusief de 2004 CT Quality Criteria), 2005
- Gezondheidsraad, *Bevolkingsonderzoek naar dikkedarmkanker*, Signalement 2001/01, 2001
- Gurung J, Khan MF, Maataoui A, Herzog C, Bux R, Bratzke H, Ackermann H, Vogl TJ, Multislice CT of the pelvis: dose reduction with regard to image quality using 16-row CT, *Eur. Radiol.* 15 (9), 1898-1905, 2005
- Henschke CI, Shaham D, Yankelevitz DF, Altorki NK, CT screening for lung cancer: past and ongoing studies, *Semin. Thorac. Cardiovasc. Surg.* 17 (2), 99-106, 2005
- Huda W, Mergo PJ, How will the introduction of multi-slice CT affect patient doses?, in: *Contributed*

- Papers of IAEA conference Radiological Protection of Patients in Diagnostic and Interventional Radiology, Nuclear Medicine and Radiotherapy, Málaga, Spain, 202-205, 2001
- Hundt W, Rust F, Stabler A, Wolff H, Suess C, Reiser M, Dose reduction in multislice computed tomography, *J. Comput. Ass. Tomo.* 29 (1), 140-147, 2005
- ICRP, Managing patient dose in computed tomography, ICRP publication 87, 2000
- ImPACT, 32 to 64 slice CT scanner comparison report version 13, report 05068, september 2005
- ImPACT, Cardiac CT scanning, Special Interest Report, MHRA Evaluation Report 03076, 2003
- ImPACT, Sixteen slice CT scanner comparison report version 13, report 05067, september 2005
- ImPACT, Technology update no. 2: Real time CT and CT fluoroscopy, Version 1.11, 2001
- ImPACT, Technology update no. 3: Radiation dose issues in multi-slice CT scanning, Version 1.02, 2005
- ImPACT, Technology update no. 4: CT issues in PET/CT scanning, 2004
- IPEM, Measurement of the performance characteristics of diagnostic X-ray systems used in medicine, IPEM report 32, Part III: Computed Tomography X-ray Scanners, 2nd edition, 2003
- Jensch S, Van Gelder RE, Venema HW, et al., Effective radiation doses in CT colonography: results of an inventory among research institutions, *Eur. Radiol.* 18, 1-7, 2006
- Keat, N, CT scanner automatic exposure control systems, ImPACT/MHRA Report 05016, 2005
- Kondo C, Mori S, Endo M, Kusakabe K, Suzuki N, Hattori A, Kusakabe M, Real-time volumetric imaging of human heart without electrocardiographic gating by 256-detector row computed tomography: initial experience, *J. Comput. Ass. Tomo.* 29 (5), 694-698, 2005
- McCullough CH, Zink FE, Performance evaluation of a multi-slice CT system, *Med. Phys.* 26, 2223-2230, 1999
- Metser U, Golan O, Levine CD, Even-Sapir E, Tumor lesion detection: When is integrated positron emission tomography/computed tomography more accurate than side-by-side interpretation of positron emission tomography and computed tomography?, *J. Comput. Ass. Tomo.* 29 (4), 554-559, 2005
- Nicholson R, Fetherston S, Primary radiation outside the imaged volume of a multislice helical CT scan, *Br. J. Radiol.* 75, 518-522, 2002
- Noroozian M, Cohan RH, Caoili EM, Cowan NC, Ellis JH, Multislice CT urography: state of the art, *Br. J. Radiol.* 77, S74-S86, 2004
- NRPB, Doses from CT examinations in the UK – 2003 review, NRPB Report W67, 2005
- Olerud HM, Ølberg S, Widmark A, Hauser M, Physician and patient radiation dose in various CT guided protocols, 6th European ALARA Network Workshop on "Occupational Exposure Optimisation in the Medical Field and Radiopharmaceutical Industry", Madrid, Spain, 2002
- Öllers MC, Kemerink GJ, Eerste ervaringen met een PET-CT simulator binnen Maastricht Clinic, *Klinische Fysica* 2, 3-7, 2004
- Peldschus K, Herzog P, Wood SA, Cheema JJ, Costello P, Schoepf UJ, Computer-aided diagnosis as a second reader: spectrum of findings in CT studies of the chest interpreted as normal, *Chest*, 128(3), 1517-1523, 2005
- Prokop M, Cancer screening with CT: dose controversy, *Eur. Radiol.* 15, Suppl 4, D55-61, 2005.
- Reid JH, Multislice CT pulmonary angiography and CT venography, *Br. J. Radiol.* 77, S39-S45, 2004
- Ropers D, Regenfus M, Wasmeyer G, Achenbach S, Non-interventional cardiac diagnostics: computed tomography, magnetic resonance and real-time three-dimensional echocardiography. Techniques and clinical applications, *Minerva Cardioangiol.* 52 (5), 407-417, 2004
- Starck G, Lonn L, Cederblad A, Forssell-Aronsson E, Sjöström L, Alpsten M, A method to obtain the same levels of CT image noise for patients of various sizes, to minimize radiation dose, *Br J Radiol*, 75, (890), 140-150, 2002
- Sutton D, Patient doses and priorities, in: Proceedings of the 7th International Symposium of the Society for Radiological Protection, Cardiff, UK, 177-182, 2005
- Teeuwisse WM, Geleijns J, Broerse JJ et al., Patient and staff dose during CT guided biopsy, drainage and coagulation, *Br. J. Radiol.* 74, 720-726, 2001
- Thomson FJ, Paulson EK, Yoshizumi TT, Frush DP, Nelson RC, Single versus multi-detector row CT: comparison of radiation doses and dose profiles, *Acad. Radiol.* 10 (4), 379-385, 2003
- Van der Molen AJ, Geleijns J, Dose in multislice computed tomography: a comparative study on five scanners and correlation to a recent field study, ECR abstract, 2005

- Van der Molen AJ, Geleijns J, Extra tube rotations (Z-overscanning) in helical multislice computed tomography of the body: relative effects on organ doses of the thyroid and testicles, and on effective dose, ECR abstract, 2005
- Van Gelder RE, Venema HW, Florie J et al., CT colonography: feasibility of substantial dose reduction – comparison of medium to very low doses in identical patients, *Radiology* 232, 611-620, 2004.
- Van Straten M, Venema HW, Streekstra GJ et al., Removal of bone in CT angiography of the cervical arteries by piecewise matched mask bone elimination, *Med. Phys.* 31 (10), 2924-2933, 2004
- Watura R, Cobby M, Taylor J, Multislice CT in imaging of trauma of the spine, pelvis and complex foot injuries, *Br. J. Radiol.* 77, S46-S63, 2004
- Wilting JE, Timmer J, Artefacts in spiral CT images and their relation to pitch and subject morphology, *EJR* 9 (2), 1999
- Wisnivesky JP, Mushlin AI, Sicherman N, Henschke C, The cost-effectiveness of low-dose CT screening for lung cancer, *Chest* 124, 614-621, 2003
- Yates SJ, Pike LC, Goldstone KE, Effects of multislice scanners on patient dose from routine CT examinations in East Anglia, *Brit. J. Radiol.* 77, 472-478, 2004

Bijlage 1 Lijst met afkortingen

| | |
|--------|-----------------------------------------------------|
| AEC | Automatic Exposure Control |
| ALARA | As Low As Reasonably Achievable |
| CA | Coronaire Angiografie |
| CAD | Computer Aided Detection/Diagnosis |
| CAT | Computer Assisted Tomography |
| CBCT | Cone Beam Computed Tomography |
| CPR | Curved Planar Reformatting |
| CT | Computer Tomografie |
| CTDI | Computer Tomografie Dosis Index |
| DICOM | Digital Imaging and Communications in Medicine |
| EBCT | Electron Beam Computed Tomography |
| ECG | ElektroCardioGram |
| FBP | Filtered BackProjection |
| FDG | Fluor-Deoxy-Glucose |
| Gy | Gray |
| ICRP | International Commission on Radiological Protection |
| IGZ | Inspectie voor de Gezondheidszorg |
| IMS | Informatiesysteem Medische Stralingstoepassingen |
| IPEM | Institute of Physics and Engineering in Medicine |
| ImPACT | Imaging Performance Assessment of CT scanners |
| KGIP | Knowledge Guided Image Processing |
| kV | KiloVolt |
| lp/mm | Lijnenparen per millimeter |
| mA | MilliAmpère |
| MDCT | Multi Detector Computed Tomography |
| mGy | MilliGray |
| MIP | Maximum Intensity Projection |
| MPR | MultiPlanar Reformatting |
| MRI | Magnetic Resonance Imaging |
| MSCT | Multi Slice Computed Tomography |
| mSv | MilliSievert |
| PACS | Picture Archiving and Communication System |
| PET | Positron Emissie Tomografie |
| RIVM | Rijksinstituut voor Volksgezondheid en Milieu |
| SSD | Shaded Surface Display |
| SPECT | Single Photon Emission Computed Tomography |
| VR | Volume Rendering |
| VWS | Volksgezondheid, Welzijn en Sport |