

# Aanbevelingen Kwaliteitscontrole CT scanners



Versie: 2.1 (14-6-2018)

Auteurs: Marcel Greuter (voorzitter)  
Sèvrin Huijsse  
Anke de Vries

Stuurgroep: Arjen Becht  
KlaasJan Renema  
Cécile Jeukens  
Jurgen Mourik  
namens NVKF nascholingskring RNG

Versie 1.0

Marcel Greuter (voorzitter)  
Arnold Schilham  
Bart van Rooijen  
Chris Borns  
Geert Streekstra  
Jochen van Osch  
Marcel van Straten  
Nickie Post  
Hildebrand Dijkstra

## **DISCLAIMER**

De auteursrechten liggen bij de auteurs genoemd bij elk hoofdstuk en de NVKF. Er mogen geen teksten of tekstdelen worden overgenomen dan na uitdrukkelijke toestemming van deze auteurs en steeds met volledige bronverwijzing naar deze Aanbevelingen.

Dit document geeft een overzicht van tests en controles die beschikbaar zijn om de werking en performance van beeldvormende systemen te controleren. Door de continue evolutie van de techniek verandert het palet aan testen. Het overzicht is daarom niet uitputtend en geschreven op de huidige stand van de techniek.

De gegeven aanbevelingen zijn, om bovengenoemde redenen, beperkt in hun reikwijdte: ze hebben een algemeen karakter en kunnen niet zonder meer worden toegepast in elke situatie. Welke combinatie van testen in de praktijk gebruikt zal worden hangt af van de wijze van gebruik en de specifieke eigenschappen van het te controleren systeem. Dit document beoogt de informatie aan te leveren die de klinisch fysicus ondersteuning biedt bij het, zo nodig in overleg met de gebruikers, zelfstandig opstellen van een verantwoord locatie-specifiek programma voor acceptatie en kwaliteitscontrole. De klinisch fysicus en de instelling zal altijd zelf verantwoordelijk zijn en blijven bij de keuze om deze aanbevelingen geheel of ten dele na te volgen.

De NVKF en de auteurs sluiten iedere aansprakelijkheid in verband met het in deze aanbevelingen gestelde, uit welke hoofde ook, uit.

## Inhoudsopgave

<b>1</b>	<b>VERSIEBEHEER</b>	<b>1</b>
<b>2</b>	<b>OVERZICHT TESTEN, DOELSTELLING EN FREQUENTIE</b>	<b>2</b>
<b>3</b>	<b>INTRODUCTIE EN RANDVOORWAARDEN</b>	<b>3</b>
<b>4</b>	<b>BESCHRIJVING TESTEN</b>	<b>5</b>
4.1	STROOISTRALING	5
4.2	UITLIJNING LASERMARKERING	7
4.3	RADIOTHERAPIELASERS	8
4.4	CONTROLE TAFELPOSITIE-INDICATOR	10
4.5	CONTROLE INCREMENT	12
4.6	UITLIJNING TAFEL GANTRY	14
4.7	TILT	16
4.8	TAFEL DOORZAKKEN	18
4.9	BUNDELKWALITEIT EN HALFWAARDE DIKTE	20
4.10	SLICE DOSE PROFIEL & GEOMETRISCHE EFFICIËNTIE	23
4.11	RUIS	25
4.12	UNIFORMITEIT	26
4.13	CT-GETALLEN	27
4.14	LAAG CONTRAST DETECTEERBAARHEID	29
4.15	SPATIËLE RESOLUTIE: KWALITATIEF	30
4.16	SPATIËLE RESOLUTIE: KWANTITATIEF	31
4.17	PLAKDIKTE	33
4.18	AFSTANDSMETING	35
4.19	ARTEFACTEN	37
4.20	CTDI <sub>w</sub> HEAD EN BODY	39
4.21	CTDI <sub>FREE,AIR</sub> HEAD EN BODY	42
4.22	OVERRANGING	44
	<b>REFERENTIES</b>	<b>47</b>

## 1 Versiebeheer

Datum	Onderdeel	Wijziging	Reden
28-3-2012	Alle onderdelen	Versie 1.0 Initiële versie, vastgesteld op NVKF congres 28 maart 2012	
Juli 2012	Alle onderdelen	Versie 1.1 Revisie	N.a.v. opmerkingen gebruikers
4-7-2016	Alle onderdelen	Versie 2.0 Revisie	N.a.v. WAD werkgroep
14-6-2018	Alle onderdelen	Versie 2.1 Revisie n.a.v. bespreking tijdens RNG-nascholing	Gereedmaken ledenraadpleging

## 2 Overzicht testen, doelstelling en frequentie

Hoofd stuk	Categorie	Parameter	Acceptatie / Constantheid	Vereist / Optioneel	QC <sup>3</sup>	Aanvangs-Frequentie <sup>1</sup>	Verantwoord minimum <sup>2</sup>
4.1	Veiligheid	<a href="#">Strooistraling</a>	A	O	Nee	Eenmalig	Na vervangen buis
4.2	Mechanisch	<a href="#">Uitlijning lasermarkering</a>	A	V	Nee	Eenmalig	
4.3		<a href="#">Radiotherapielasers</a>	A	O	Bepaald door klinisch fysicus	Bepaald door klinisch fysicus	Bepaald door klinisch fysicus
4.4		<a href="#">Controle tafelpositie-indicator</a>	A	O	Nee	Eenmalig	
4.5		<a href="#">Controle increment</a>	A	O	Nee	Eenmalig	
4.6		<a href="#">Alignment tafel-gantry</a>	A	O	Nee	Eenmalig	
4.7		<a href="#">Tilt</a>	A	O	Nee	Eenmalig	
4.8		<a href="#">Tafel doorzakken</a>	A	O	Nee	Eenmalig	
4.9	Buis	<a href="#">Bundelkwaliteit en HWD</a>	A	V	Nee	Eenmalig	Na vervangen buis
4.10		<a href="#">Slice Dose profiel &amp; Geometrisch efficiëntie</a>	A	O	Nee	Eenmalig	
4.11	Beeldkwaliteit	<a href="#">Ruïs</a>	A/C	V	Ja	Maandelijks	Maandelijks, na vervangen detector
4.12		<a href="#">Uniformiteit</a>	A/C	V	Ja	Maandelijks	Maandelijks, na vervangen detector
4.13		<a href="#">CT-getallen</a>	A/C	V	Ja	Maandelijks	Maandelijks, na vervangen detector
4.14		<a href="#">Laag-contrast</a>	A	O	Nee	Eenmalig	Na vervangen detector
4.15		<a href="#">Spatiële resolutie: kwalitatief</a>	A	O	Nee	Eenmalig	Na vervangen detector
4.16		<a href="#">Spatiële resolutie: kwantitatief</a>	A	O	Nee	Eenmalig	Na vervangen detector
4.17		<a href="#">Plakdikte</a>	A	O	Nee	Eenmalig	
4.18		<a href="#">Afstandsmeting</a>	A	O	Nee	Eenmalig	
4.19		<a href="#">Artefacten</a>	A/C	V	Ja	Wekelijks	Wekelijks
4.20	Dosis	<a href="#">CTDI<sub>w</sub> head / body</a>	A/C	V	Nee	Jaarlijks	Jaarlijks, na vervangen buis
4.21		<a href="#">CTDI<sub>free.air</sub> head / body</a>	A	V	Nee	Eenmalig	Na vervangen buis
4.22	Extra	<a href="#">Overranging</a>					

### Toelichting

- Toelichting "aanpasbaar":
  - Frequentie halveren indien significant aantal maal geen afwijking;
  - Frequentie verhogen bij onverwachte afwijkingen
- Toelichting: verantwoord vanuit technisch en operationeel oogpunt
- In de kolom 'QC' is voor elke parameter aangegeven of de desbetreffende test deel uitmaakt van wekelijkse QC tests zoals deze veelal worden uitgevoerd, d.w.z. met behulp van door de fabrikant geleverde QC fantomen.

### 3 Introductie en randvoorwaarden

In deze aanbevelingen worden fysisch-technische kwaliteitstesten beschreven die uitgevoerd kunnen worden bij computer tomografie (CT). Dit meetprotocol kan worden gebruikt voor het uitvoeren van acceptatietesten, periodieke testen en incidentele testen. Deze verschillende soorten testen worden hieronder nader toegelicht.

- Acceptatietest:  
Elk individueel apparaat wordt na installatie gecontroleerd op de kwaliteit en instellingen d.m.v. een acceptatietest. Als het systeem aan alle gestelde eisen voldoet en de vereiste documentatie (digitaal aanschafdossier etc.) is in orde, dan wordt de CT door een klinisch fysicus vrijgegeven voor gebruik.
- Constantheidstest:  
Na de acceptatietest vindt er een periodieke test plaats, bijvoorbeeld ieder half jaar. Een deel van de metingen van de acceptatietest wordt dan herhaald, waarbij een controle van het verloop van de kwaliteit en de instellingen uitgevoerd wordt.
- Additionele test:  
Bij modificatie of vervanging van een onderdeel van de apparatuur wordt een additionele test uitgevoerd. Tijdens deze test wordt het deel van de metingen van de acceptatietest, die relevant zijn voor de modificatie, herhaald.

In dit document worden de volgende meer generieke testen niet beschreven. Met name bij acceptatietesten zijn deze zeker van belang en dienen ze te worden meegenomen in het testrapport.

- Controle of alle componenten zijn geleverd
- Controle installatierapport fabrikant
- Elektrische veiligheid
- Mechanische veiligheid en noodstoppen
- Ruimteafscherming
- Ruimtesignalering
- Lekstralingsmeting
- ICT-aspecten
- Eventuele koppeling met contrastinjector
- Daarnaast worden in dit document geen testen beschreven over de alignment van hybride systemen (bijv. PET-CT). Hiervoor verwijzen wij naar de aanbevelingen nucleaire geneeskunde 2007 of wanneer uitgebracht de vernieuwde versie hiervan.

#### Opmerking

- Als de data via het PACS van het systeem wordt gehaald, dan dient men er zeker van te zijn dat het PACS geen beeldbewerking op de beelden toepast (lineaire curve).
- Alle metingen dienen te worden uitgevoerd met het meetinstrument of het fantoom in het iso-centrum, tenzij anders vermeld
- Op een dual source systeem dienen de tests beschreven onder de categorieën 'buis', 'beeldkwaliteit' en 'dosis' voor elke buis-detector combinatie separaat te worden getest. Dit betekent dat er toegang tot de service mode als 'key-user' benodigd is, aangezien voor single source protocollen op een dergelijk systeem standaard de buis-detector combinatie met de grootste detector wordt gebruikt. In de logging van het systeem kan afgelezen worden op welk tijdstip met welke buis is gestraald. Wordt bij een dual source systeem één van de buizen vervangen, dan dient men zich ervan te vergewissen dat een protocol wordt gekozen waarbij de buis wordt gebruikt die is vervangen.  
De beelden kunnen normaliter bij een dual source protocol ook per buis gereconstrueerd worden. Dit biedt de mogelijkheid om de tests beschreven onder 'beeldkwaliteit' voor elke buis te testen zonder ingelogd te zijn als 'key-user'. Wordt deze methodiek toegepast, dan dient men zich ervan te vergewissen dat voor elke test de scaninstellingen corresponderen met de in hoofdstuk 4 beschreven instellingen.
- Na de acceptatietesten moet het systeem worden afgeregeld voor beoogd gebruik, waarbij het Dosis Lengte Product (DLP) getoetst moet worden aan de vastgestelde Diagnostische Referentie Niveaus (DRN) voor CT ([www.referentieniveau.nl](http://www.referentieniveau.nl)). Dit kan met behulp van een patiëntequivalent

fantom en het standaard klinisch protocol. Verstandig is om ook de klinische waarden gedurende de eerste maanden te controleren.

## 4 Beschrijving testen

### 4.1 Strooistraling

#### 4.1.1 Inleiding en rationale

Controle van de strooistraling van de specifieke CT scanner.

#### 4.1.2 Frequentie

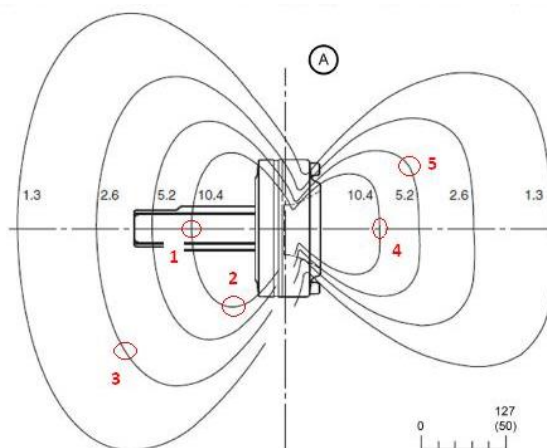
Optioneel eenmalig bij acceptatie of optioneel na het vervangen van de röntgenbuis.

#### 4.1.3 Benodigde apparatuur, software, fantomen en bronnen

Type	Omschrijving	Opmerking
Fantoom	CTDI body fantoom	
Meetapparatuur	Ionisatiekamer met typisch volume 230cc	
Overig	- Statief - Rolmaat	Voor positionering ionisatiekamer

#### 4.1.4 Methode

Het dosistempo wordt gemeten op verschillende posities rondom de scanner ten gevolge van een verstrooiend voorwerp in de CT scanner. Bij de CT scanner is in de specificaties van de plattegrond met strooistraling gedefinieerd hoe de meting uitgevoerd moet worden. Bijvoorbeeld: een cilindrisch PMMA fantoom (CTDI body, diameter 32 cm, lengte 16 cm) wordt gescand met een slice dikte van 20 mm en 140 kV. Kies een aantal posities op de plattegrond en meet het dosistempo op dezelfde hoogte als waarop de plattegrond van de strooistraling is gedefinieerd. Soms wordt het dosistempo op de plattegrond gedefinieerd per effectieve mAs. Corrigeer het gemeten dosistempo dan voor het gebruikte mAs.



**Fig. 1:** Voorbeeld van een plattegrond met dosistempo ten gevolge van strooistraling. In dit voorbeeld wordt het dosistempo op de punten 1 t/m 5 gemeten.



#### **4.1.5 Analyse en interpretatie**

Corrigeer het gemeten dosistempo eventueel voor het gebruikte (effectieve) mAs en vergelijk de meetwaarden met het dosistempo zoals door de firma aangegeven op het meetpunt.

#### **4.1.6 Grenswaarden**

Maximale afwijking van 25% ten opzichte van de opgegeven dosis door de firma. De firma hanteert zelf vaak een maximum afwijking van 10%.

#### **4.1.7 Aanvullende en alternatieve controles**

Sommige leveranciers leveren ook een dosis plattegrond in het verticale vlak. Deze meting kan analoog aan de meting in het horizontale vlak uitgevoerd worden.

#### **4.1.8 Valkuilen en kanttekeningen**

Geen

#### **4.1.9 Referenties**

Geen

## 4.2 Uitlijning lasermarkering

### 4.2.1 Inleiding en rationale

Deze test wordt uitgevoerd om te controleren of de lasers correct zijn uitgelijnd. De test bestaat uit drie onderdelen:

1. De overeenkomst tussen uitlijning van interne lasers en externe lasers
2. De overeenkomst tussen de interne lasermarkering en het scanvlak
3. Het testen van de coronale en sagittale lasermarkering



**Fig. 2:** interne lasers

### 4.2.2 Frequentie

Eenmalig vereist bij acceptatie.

### 4.2.3 Benodigde apparatuur, software, fantomen en bronnen

Type	Omschrijving	Opmerking
Fantoom	Fantoom met marker	De marker moet in het sagittale en het coronale vlak zichtbaar zijn
Overig	OF dunne marker die zichtbaar is op CT-beelden, bijvoorbeeld loodbolletje of uitgerekte paperclip	

Indien men de beschikking heeft over een fantoom met een marker die zowel in het sagittale als coronale vlak zichtbaar is op CT-beelden, dan geniet dit fantoom de voorkeur.

### 4.2.4 Methode

#### 1. Overeenkomst tussen uitlijning interne lasers en externe lasers

Plak een dunne marker parallel aan de externe axiale lasermarkering. Laat nu de tafel automatisch naar het scanvlak bewegen. De interne lasermarkering hoort nu samen te vallen met de marker.

#### 2. Overeenkomst tussen interne lasermarkering en het scanvlak

Volg stap 1 en maak vervolgens een sequentiële scan met de kleinst mogelijk plakdikte rondom  $z=0$ . Gebruik een regulier klinisch protocol. Wees er alert op dat het FOV symmetrisch rondom  $(x,y)=(0,0)$  ligt.

#### 3. Sagittale en coronale markering:

Eenzelfde werkwijze waarbij de marker op de buitenkant van bijvoorbeeld een fantoom worden geplakt ter plaatse van (en parallel aan) de lasermarkering.

### 4.2.5 Analyse en interpretatie

De markeringen op de sagittale en coronale laserlijn moeten respectievelijk op  $x=0$  en  $y=0$  in beeld verschijnen. Bij de uitlijning van het scanvlak moet de marker in de plak rond  $z=0$  verschijnen. Vergelijk de resultaten met de specificaties die door de fabrikant zijn opgegeven.

### 4.2.6 Grenswaarden

Voor de meeste systemen wordt een nauwkeurigheid van 2 mm gehanteerd.

#### 4.2.7 Aanvullende en alternatieve controles

Het kan gemakkelijk gebeuren dat de lasers scheef zijn gemonteerd. Dan zijn de lasers links en rechts niet op elkaar afgestemd, en zie je twee lijnen. Of je ziet de positie van de laser verschuiven bij het hoger of lager instellen van de tafel.

#### 4.2.8 Valkuilen en kanttekeningen

Geen

#### 4.2.9 Referenties

- [ImPACT CT Scanner Acceptance Testing](#)

### 4.3 Radiotherapielasers

#### 4.3.1 Doel en rationale

Lasers worden gebruikt om de patiënt in een goede houding te positioneren ten behoeve van radiotherapie. Lasers worden tevens gebruikt om positiemarkeringen op de huid van de patiënt aan te brengen. De nauwkeurigheid van de lasers heeft invloed op het lokaliseren en het later te bestralen doelvolumen van de tumor en dient daarom zo hoog mogelijk te zijn.

#### 4.3.2 Frequentie

Eenmalig vereist bij acceptatie. Daarna wordt in de Task Group 66 rapportage aanbevolen maandelijks deze test te herhalen als QC. In overleg met de klinisch fysicus kan ervoor gekozen worden enkele testen frequenter uit te voeren (bijvoorbeeld een dagelijkse controle van de positie van het laser isocentrum) of geen QC uit te voeren (bijvoorbeeld wanneer de CT niet voor radiotherapiedoeleinden wordt ingezet).

#### 4.3.3 Benodigde apparatuur, software, fantomen en bronnen

Type	Omschrijving	Opmerking
Fantom	Fantom of alignment tool	
Overig	Nauwkeurige liniaal voor afstandsmeting	

#### 4.3.4 Methode

Een alignment tool of fantoom dient te worden gebruikt om de geometrie en nauwkeurigheid van de laser te bepalen. Voor verdere omschrijving van een mogelijke meetmethode verwijzen we naar het rapport van de AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 66., pagina 2771 en Appendix D (zie Referenties)

#### 4.3.5 Analyse en interpretatie

Zie rapportage Task Group 66, Appendix D

#### 4.3.6 Grenswaarden

- Voor de orthogonaliteit van de transversale lasers ten opzichte van de tafel maximaal 2 mm verloop per meter
- Verloop van de hoogte van de coronale lasers over de breedte van de tafel in het externe isocentrum maximaal 2 mm verloop per meter

- De positionering van de sagittale laser dient in het isocentrum gepositioneerd te zijn met maximaal  $\pm 2$  mm afwijking. Dit over de gehele lengte van de tafel. Echter dient de voorkeur om bij een (herhaaldelijke) afwijking groter dan  $\pm 1$  mm al bij te stellen.

#### **4.3.7 Aanvullende en alternatieve controles**

Zie rapportage Task Group 66, Appendix D

#### **4.3.8 Valkuilen en kanttekeningen**

Zie rapportage Task Group 66, Appendix D

#### **4.3.9 Referenties**

- AAPM Report 83
- [Mutic et al. Quality assurance for computed-tomography simulators and the computed tomography-simulation process: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 66. Med. Phys. 30; 2003.](#)

## 4.4 Controle tafelpositie-indicator

### 4.4.1 Doel en rationale

De verplaatsing van de tafel moet overeenkomen met de opgegeven verplaatsing om lasermarkeringen zo nauwkeurig mogelijk te kunnen plaatsen en om artefacten te voorkomen ten gevolge van spatiële distorties. Er kunnen drie testen uitgevoerd worden:

1. De juistheid van de tafelpositie-indicator op de gantry
2. De juistheid van de tafilverplaatsing bij axiale scans, zie par. 4.5
3. De juistheid van de tafilverplaatsing bij helische scans, zie par. 4.5

### 4.4.2 Frequentie

Eenmalig vereist bij acceptatie.

### 4.4.3 Benodigde apparatuur, software, fantomen en bronnen

Type	Omschrijving	Opmerking
Fantoom	Gewichten van 70-80 kg	Om gewicht patiënt na te bootsen
Overig	Tape of andere niet permanente markering	

### 4.4.4 Methode

1. Plaats een belasting van 70-80 kg op de tafel om het gewicht van een patiënt te simuleren
2. Gebruik twee stukken tape om de positie van de tafel en de basis van de tafel ten opzichte van elkaar te markeren
3. Verplaats de tafel 1 meter volgens de indicator op de gantry
4. Markeer met een stuk tape op de tafelbasis de eindpositie van de tafel ten opzichte van de tafelbasis
5. Meet de afstand tussen de twee stukken tape op de tafelbasis
6. Verplaats de tafel weer 1 meter terug naar de beginpositie

### 4.4.5 Analyse en interpretatie

Controleer of de eindpositie van de tafel overeenkomt met de beginpositie

### 4.4.6 Grenswaarden

Specificatie fabrikant, rapportage Task Group 66:  $\pm 1$  mm over de scan range

### 4.4.7 Aanvullende en alternatieve controles

Verticale positieverificatie is in dit protocol niet opgenomen maar kan optioneel ook gecontroleerd worden.

### 4.4.8 Valkuilen en kanttekeningen

Wanneer de CT scanner gebruik wordt voor radiotherapietoepassing moet met de klinisch fysici afgestemd worden of deze meting jaarlijks herhaald moet worden (zoals aangegeven in rapport Task Group 66)

#### 4.4.9 Referenties

- [ImPACT CT Scanner Acceptance Testing](#)
- AAPM Report 83
- [Mutic et al. Quality assurance for computed-tomography simulators and the computed tomography-simulation process: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 66. Med. Phys. 30; 2003.](#)

## 4.5 Controle increment

### 4.5.1 Inleiding en rationale

Deze test wordt uitgevoerd om vast te stellen of de increment bij sequentiële scans en helische scans overeenkomt met de ingestelde waarde.

### 4.5.2 Frequentie

Eenmalig optioneel bij acceptatie.

### 4.5.3 Benodigde apparatuur, software, fantomen en bronnen

Type	Omschrijving	Opmerking
Fantom	Fantom met schuin lijnprofiel	- Bijvoorbeeld het Catphan 500 of 600 fantoom met een module waar lijnprofielen in zitten. - De hellingshoek van het lijnprofiel dient bekend te zijn
Software	Programma waarin lijnprofielen getrokken kunnen worden	Bijvoorbeeld ImageJ

### 4.5.4 Methode

1. Plaats het fantoom op tafel en lijn het fantoom uit, zoals beschreven staat in de handleiding van het fantoom.
2. Kies een sequentieel protocol met een 'standaard' kernel (niet te scherp en niet te smooth). Stel een increment waarde in van 3 mm en een slice dikte van 3 mm. Gebruik een voldoende hoge buisstroom (om teveel ruis in de beelden te voorkomen).
3. Maak een scan van het fantoom
4. Herhaal dit voor een increment waarde van 5 mm en een slice dikte van 5 mm
5. Voer stap 2 t/m 4 ook uit voor een helisch protocol

### 4.5.5 Analyse en interpretatie

1. Bepaal in de sequentiële beelden in twee opeenvolgende slices de x en y coördinaten van het centrum van het lijnprofiel
2. Bereken de afstand tussen deze twee punten ( $L_1$  en  $L_2$ ) en bereken de increment volgens

$$\text{Increment} = \tan(\theta) \times (L_2 - L_1)$$

Waarbij  $\theta$  de hoek is van het lijnprofiel in het coronale vlak is. Bij het Catphan fantoom is deze hoek  $23^\circ$ .

3. Doe dit ook voor de helische beelden

### 4.5.6 Grenswaarden

De berekende increment van de gereconstrueerde beelden dient overeen te komen met de ingestelde increment.

#### **4.5.7 Aanvullende en alternatieve controles**

Geen

#### **4.5.8 Valkuilen en kanttekeningen**

De hoek van het lijnprofiel in het sagittale vlak dient bekend te zijn. Dit staat in de documentatie van het fantoom beschreven. Tevens dient men te controleren dat het fantoom horizontaal is uitgelijnd in het sagittale vlak . Zo niet, dan dient deze hoek bij de hoek van het lijnprofiel opgeteld of afgetrokken te worden. Er dient eveneens gecontroleerd te worden dat de hoek tussen de tafel en de gantry in het sagittale vlak (bij een tilt van 0 graden) exact 90 graden is (test 4.6).

#### **4.5.9 Referenties**

- [Catphan500-600manual](#)



## 4.6 Uitlijning tafel gantry

### 4.6.1 Inleiding en rationale

De tafel dient loodrecht gepositioneerd te zijn ten opzichte van de gantry en moet gecentreerd rond het isocentrum geplaatst zijn. Afwijkingen in de uitlijning resulteren in problemen met name voor toepassingen in de radiotherapie, waarbij onnauwkeurigheden in de bestraling kunnen ontstaan. Voor met name radiotherapie toepassingen is het eveneens van belang de horizon van de gereconstrueerde beelden in het (transversale) beeldvlak te controleren.

### 4.6.2 Frequentie

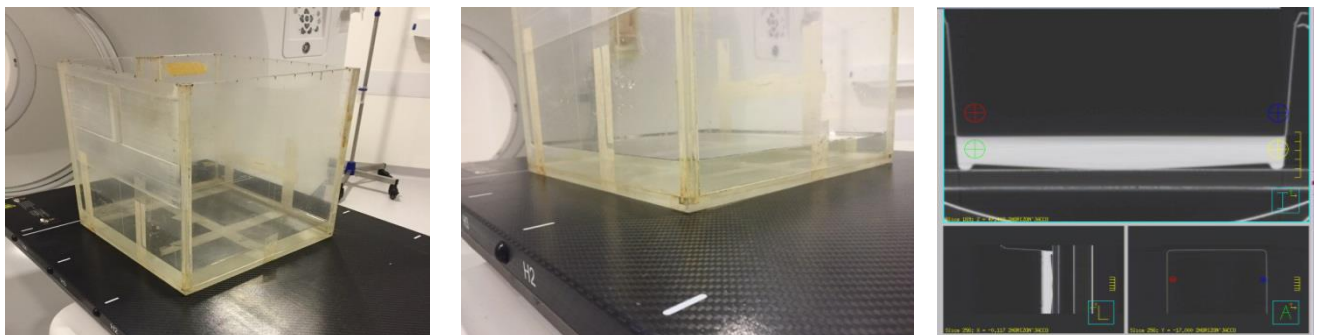
Bij acceptatie en bij aanpassingen tafelblad.

### 4.6.3 Benodigde apparatuur, software, fantomen en bronnen

Type	Omschrijving	Opmerking
Benodigdheden	Waterbak en meetlat, bij voorkeur op RT tafelblad	Bijvoorbeeld perspex bak
Software	Programma waarin lijnen getrokken kunnen worden en de hoek tussen deze lijnen bepaald kan worden	Bijvoorbeeld ImageJ of treatment planning systeem

### 4.6.4 Methode

1. Plaats een zo breed mogelijke waterbak op tafel
2. Vul de bak met circa 3 cm water.
3. Verplaats de waterbak naar het scan-vlak en wacht tot het water stil staat. Maak een sequentiële scanopname zonder de tafel te bewegen, ivm bewegingsartefacten. Kies een hoge resolutie om zo nauwkeurig mogelijk de analyse uit te kunnen voeren.



**Fig. 3:** Waterbak gepositioneerd op het tafelblad (links) gevuld met 3 cm water (midden) en scan ingevoerd in het treatment planning systeem (rechts) voor analyse.

### 4.6.5 Analyse en interpretatie

1. Analyseer of de het tafeloppervlak parallel loopt ten opzichte van het wateroppervlak. Dit kan in 2 richtingen geanalyseerd worden (lateraal en longitudinaal). Importeer de gereconstrueerde data in de analysesoftware waarmee nauwkeurigheden tot op 1 mm bepaald kunnen worden.
2. Controleer of het CT beeld horizontaal afgebeeld wordt. Om dit te testen kan in een softwareprogramma een lijn getrokken worden langs het wateroppervlak. Vervolgens kan van deze lijn de hoek bepaald worden met een horizontale lijn.

#### 4.6.6 Grenswaarden

1. Grenswaarden voor het tafelblad:
  - a. Maximaal 2 mm afwijking over de lengte en breedte van de tafel (in het transversale en het sagittale vlak).
  - b. Isocentrum van de tafel mag niet meer dan  $\pm 1$  mm afwijken.
2. Grenswaarde voor de horizontaliteit:

De hoek tussen de lijn langs het wateroppervlak en de horizon moet minder dan 0.23 graden zijn. (Over een breedte van 50cm levert dat een hoogteverschil links-rechts van minder dan 2 mm op)

#### 4.6.7 Aanvullende en alternatieve controles

In deze meting kan ook gecontroleerd worden of het CT getal van water op verschillende posities gelijk is.

#### 4.6.8 Valkuilen en kanttekeningen

Let op dat er sequentieel gescand wordt zonder verschuiving van het tafelblad. Als de controle die beschreven staat onder de aanvullende en alternatieve controles wordt uitgevoerd, wees er dan alert op dat er genoeg tijd wordt genomen om het water 'tot rust' te brengen. Dit in verband met het voorkomen van golven in het water.

#### 4.6.9 Referenties

- AAPM Report 83
- [Mutic et al. Quality assurance for computed-tomography simulators and the computed tomography-simulation process: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 66. Med. Phys. 30: 2003.](#)

## 4.7 Tilt

### 4.7.1 Inleiding en rationale

Deze test wordt uitgevoerd om vast te stellen of de ingestelde gantry tilt overeenkomt met de werkelijke gantry tilt. Deze test is (grotendeels) niet van toepassing binnen de Radiotherapie.

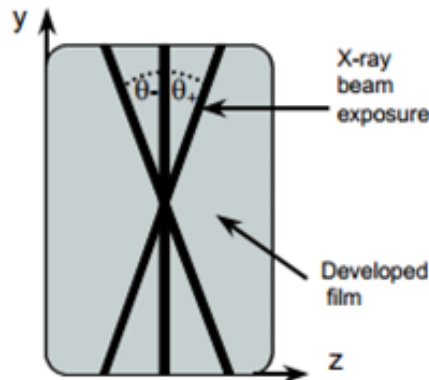


Fig. 4: Meting van de nauwkeurigheid van de gantry tilt hoeken.

### 4.7.2 Frequentie

Optioneel bij acceptatie.

### 4.7.3 Benodigde apparatuur, software, fantomen en bronnen

Type	Omschrijving	Opmerking
Fantom	Fantom met schuin lijnprofiel	Bijvoorbeeld het Catphan fantoom De hellingshoek van het lijnprofiel dient bekend te zijn
Software	Programma waarin lijnprofielen getrokken kunnen worden	Bijvoorbeeld ImageJ

### 4.7.4 Methode

1. Plaats het fantoom op tafel en lijn het fantoom uit, zoals beschreven staat in de handleiding van het fantoom.
2. Maak een scan. Gebruik hierbij een sequentieel protocol met een standaard kernel (niet te scherp en niet te smooth). Gebruik een plakdikte van 3 mm en een increment gelijk aan de plakdikte. Gebruik een voldoende hoge buisstroom om te veel ruis in de beelden te voorkomen.

### 4.7.5 Analyse en interpretatie

De gantry tilt kan berekend worden met de volgende formule:

$$\text{gantry tilt} = \theta \pm \cot^{-1} \left( \frac{L_{FWHM,\theta}}{T_{\text{slice}}} \right)$$

Waarbij  $L_{FWHM,\theta}$  de FWHM van het lijnprofiel is, en  $T_{\text{slice}}$  de plakdikte. Hierbij is  $\theta$  de hoek van het lijnprofiel in het sagittale vlak. Bij het Catphan fantoom is deze hoek 23°.

Voor een ander fantoom kan deze hoek anders zijn, vul dan in de formule de hoek in die geldt voor dat fantoom.

#### 4.7.6 Grenswaarden

De gantry mag in extreme tilt standen niet in aanraking kunnen komen met de patiënt. De afwijking mag niet groter zijn dan 1 graad.

#### 4.7.7 Aanvullende en alternatieve controles

De tilt kan ook bepaald worden met een fosforplaat:

1. Plaats hierbij de plaat haaks in het sagittale scanvlak
2. Gebruik een protocol met een minimale plakdikte
3. Belicht de fosforplaat 3 maal: op een gantry tilt van 0 graden, en op de maximale gantry tilt naar beide kanten.
4. Meet vervolgens de hoek tussen de centrale lijn en de andere twee lijnen

#### 4.7.8 Valkuilen en kanttekeningen

De hoek van het lijnprofiel in het sagittale vlak dient bekend te zijn. Deze staat in de documentatie van het fantoom beschreven. Tevens dient men te controleren dat het fantoom horizontaal is uitgelijnd in het sagittale vlak. Zo niet, dan dient de deze hoek bij de hoek van het lijnprofiel opgeteld of afgetrokken te worden. Er dient eveneens gecontroleerd te worden dat de hoek tussen de tafel en de gantry in het sagittale vlak (bij een tilt van 0 graden) exact 90 graden is (test 4.6).

#### 4.7.9 Referenties

- [ImPACT Leaflet No1 AbstractID: 7614 Title: A New Method to Perform CT Gantry Tilt Angle Quality Control Using Catphan® 500 Phantom](#)
- [AAPM 39, SPECIFICATION AND ACCEPTANCE TESTING OF COMPUTED TOMOGRAPHY SCANNERS, Report of Task Group 2, Diagnostic X-Ray Imaging Committee](#)

## 4.8 Tafel doorzakken

### 4.8.1 Doel en rationale

Lasers worden gebruikt om de patiënt in een goede houding te positioneren ten behoeve van radiotherapie. Het doorzakken van de tafel vertaalt zich in een slechte reproduceerbaarheid van de positionering van de patiënt op het bestralingstoestel.

### 4.8.2 Frequentie

In overleg met de klinisch fysicus met subspecialisatie radiotherapie, Task Group rapport adviseert jaarlijks.

### 4.8.3 Benodigde apparatuur, software, fantomen en bronnen

Type	Omschrijving	Opmerking
Fantoom	Laser QA fantoom	
Overig	Gewicht van 75 kg gelijk verdeeld over het tafelblad	

### 4.8.4 Methode

1. Verdeel 75 kg of meer gelijk over het tafelblad.
2. Plaats een laser QA fantoom aan het hoofdeinde van het tafelblad en uitgelijnd met de gantry lasers.
3. Maak een scan.
4. Herhaal stap 2 en 3 maar nu met het tafelblad ingeschoven en het laser QA fantoom aan het voeteneinde.

### 4.8.5 Analyse en interpretatie

De 2 scans moeten met elkaar overeenkomen. Voor een gedetailleerde omschrijving van de meetmethode verwijzen we naar het rapport van de AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 66., pagina 2771 en Appendix E: Scanner Table tests. (zie Referenties)

### 4.8.6 Grenswaarden

Maximaal 2 mm over de lengte van het tafelblad

### 4.8.7 Aanvullende en alternatieve controles

Extra testen kunnen worden uitgevoerd, bijvoorbeeld extra gewicht op de tafel tot 150 kg, of het gewicht niet gelijk verdeeld op de scanner gepositioneerd. Testen in overleg met de klinisch fysicus met subspecialisatie radiotherapie.

### 4.8.8 Valkuilen en kanttekeningen

Bij hybride systemen zoals een PET-CT is een alignment test niet voldoende om de doorbuiging van de tafel te meten, omdat er voor alignment softwarematig interne correcties kunnen worden toegepast.

### 4.8.9 Referenties

- AAPM Report 83

- [Mutic et al. Quality assurance for computed-tomography simulators and the computed tomography-simulation process: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 66. Med. Phys. 30; 2003.](#)
- NCS rapport 11: Quality Control (QC) of Simulators and CT scanners and some basic QC methods for Treatment Planning Systems. Nederlandse Commissie voor Stralingsdosimetrie, 1997

## 4.9 Bundelkwaliteit en halfwaarde dikte

### 4.9.1 Inleiding en rationale

Naast interne filtratie in de buis en toegevoegde externe filters is de buisspanning bepalend voor het energiespectrum. Dit spectrum is van belang voor de beeldkwaliteit, beeldcontrast en patiënt dosis. Daarom is het van belang dat de energie van de geleverde röntgenstraling nauwkeurig overeenkomt met de ingestelde waarde. Daarnaast moet de buis altijd dezelfde output (energiespectrum) produceren bij dezelfde instellingen, zodat de CT beelden een consistente kwaliteit hebben (reproduceerbaarheid). In deze meting wordt gecontroleerd: 1) of de ingestelde buisspanning overeenkomt met de ingestelde waarde, 2) of de buis altijd hetzelfde spectrum levert.

### 4.9.2 Frequentie

Vereist bij acceptatie, optioneel na vervangen van de röntgenbuis

### 4.9.3 Benodigde apparatuur, software, fantomen en bronnen

Type	Omschrijving	Opmerking
Meetinstrument	Röntgenmeetinstrument om de buisspanning en HWD te meten	Bijvoorbeeld Unfors of Barracuda

### 4.9.4 Methode

1. Plaats het meetinstrument met behulp van de lasers in het iso-centrum van de CT (zie figuur 5) op het tafelblad. De wijze waarop het meetinstrument gepositioneerd moet worden ten opzichte van de gantry is afhankelijk van het type meetinstrument. Raadpleeg hiervoor de handleiding van het meetinstrument.

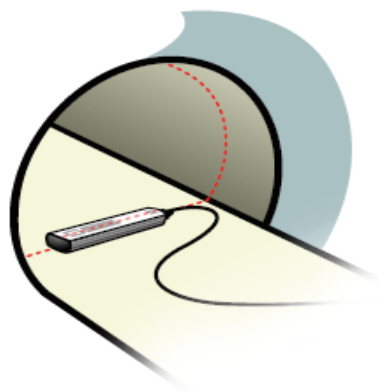


Fig. 5: Positionering Unfors Xi

#### Opmerking:

De meetopstelling voor Siemens SOMATOM CT scanners wijkt af van de zojuist beschreven opstelling. Bij deze scanners moet de Raysafe Unfors Xi detector op de bodem van de CT scanner gantry worden geplaatst. Hierbij moet de detector horizontaal worden neergelegd, en de lasers moeten worden gebruikt om het sensor oppervlak van de detector in het kruispunt van de lasers te positioneren. Voor meer informatie, zie het document [‘CT kV measurements on Siemens SOMATOM CT Scanners’](#).

2. Maak een topogram met buispositie boven (top) met een buisspanning van bijvoorbeeld 100 kV. Gebruik een buisstroom > 200mA en kies een dusdanige collimatie zodat de Raysafe Unfors Xi detector wordt bestraald met enkele millimeters aan beide zijden.

3. Lees de maximale kV en halfwaarde dikte (HWD) af van het meetinstrument
4. Herhaal deze meting 3 keer
5. Herhaal deze metingen voor een range aan beschikbare kV waarden, waarbij in ieder geval de maximale en minimale kV worden meegenomen.

Opmerking:

- Wanneer de buisspanning op een Siemens SOMATOM CT scanner wordt gemeten met de Raysafe Unfors Xi detector, dan moet de gemeten buisspanning vermenigvuldigd worden met een correctiefactor. Deze factor is buisspanning afhankelijk en kan ook verschillen tussen de verschillende SOMATOM systemen.
- Hetzelfde geldt voor de HWD op deze systemen, ook hierbij dient men de gemeten HWD te vermenigvuldigen met een correctiefactor.
- Bij gebruik van de de Unfors Raysafe X2; raadpleeg de user manual van deze detector om na te lezen of het toepassen van een correctiefactor van toepassing is voor de CT scanner waarop de test wordt uitgevoerd. In de manual staat ook beschreven hoe een correctiefactor toegepast kan worden.

#### 4.9.5 Analyse en interpretatie

1. Bereken voor elke meting de nauwkeurigheid n volgens formule

$$n = \left| \frac{V_{ingesteld} - V_{gemeten}}{V_{gemeten}} \right| \times 100\%$$

2. Toets de waarde van  $n \leq 5\%$
3. Bereken voor elke ingestelde buisspanning de relatieve standaarddeviatie  $\sigma V_g$  (reproduceerbaarheid) volgens de formule:

$$\sigma V_g = \left\{ \frac{\sqrt{\sum_{j=1}^n \frac{(V_{gj} - \bar{V}_g)^2}{n-1}}}{\bar{V}_g} \right\} \times 100\%$$

4. Toets de waarde van  $\sigma V_g$ :  $\sigma V_g \leq 2.5\%$
5. Toets voor de gebruikte buisspanningen of de HWD groter is dan minimum toelaatbare eerste halfwaarde dikte

**HALF-VALUE LAYERS in X-RAY EQUIPMENT**

X-RAY TUBE VOLTAGE kV	Minimum permissible first HALF-VALUE LAYER mm Al
50	1,8
60	2,2
70	2,5
80	2,9
90	3,2
100	3,6
110	3,9
120	4,3
130	4,7
140	5,0
150	5,4

— HALF-VALUE LAYERS for other voltages shall be obtained by linear interpolation or extrapolation.  
 — These HALF-VALUE LAYER values correspond to a TOTAL FILTRATION of 2,5 mm Al for X-RAY EQUIPMENT, operating at constant potential X-RAY TUBE VOLTAGE.



#### 4.9.6 Grenswaarden

1. Nauwkeurigheid  $\leq 5\%$
2. Reproduceerbaarheid  $\leq 2,5\%$
3. HWD: zie bovenstaande tabel voor de minimum HWD als functie van de buisspanning

#### 4.9.7 Aanvullende en alternatieve controles

Zie 'Bijlage 1 – handmatige bepaling HWD' voor een beschrijving van hoe de HWD handmatig te meten, wanneer het meetinstrument geen HWD kan meten.

#### 4.9.8 Valkuilen en kanttekeningen

Onjuiste positionering van het meetinstrument en het niet correct toepassen van correctiefactoren bij het meten van de buisspanning en, indien van toepassing, HWD.

#### 4.9.9 Referenties

- IEC 60601-1-3:2008
- [RaySafe Xi User Manual](#)
- [RaySafe X2 User Manual](#)

## 4.10 Slice Dose Profiel & Geometrische efficiëntie

### 4.10.1 Doel en rationale

Het Slice Dosis Profiel is de dosis gemeten als functie van de Z-as bij een bepaalde focal spot grootte en beam collimatie. In combinatie met de afgebeelde plakdikte kan hiermee de geometrische efficiëntie worden berekend. De geometrische efficiëntie geeft de fractie van de dosis weer die is gebruikt voor beeldvorming voor een bepaalde plakdikte.

### 4.10.2 Frequentie

Optioneel bij acceptatie

### 4.10.3 Benodigde apparatuur, software, fantomen en bronnen

Methode	Type	Omschrijving	Opmerking
1	Fantoom	Licht-röntgenfantoom Digitale camera	De camera dient een optie lange sluitertijd te hebben
2	Fosfor plaat		
	Overig	Metalen meetlat	
3	Meetinstrument	Meetinstrument met verscheidene ionisatiekamers	Bijvoorbeeld OSL dosimeter, TLD array dosimeter of solid state multi-detector array
1-3	Software	Programma waarin lijnprofielen getrokken kunnen worden	Bijvoorbeeld ImageJ

### 4.10.4 Methode

#### Methode 1:

1. Leg licht-röntgen fantoom op tafel in isocenter van scanvlak,
2. Maak een axiale scan - maak in donkere kamer een frontale foto (met lange sluitertijd) van het oplichtende profiel

#### Methode 2:

1. Leg fosfor-detector (CR) op tafel in isocenter van scanvlak
2. Maak een axiale scan met verschillende collimaties (b.v. 0.5, 1,5, 10, 20, en 40 mm)
3. Maak een opname van een metalen object (meetlat) op de detector, zodat de afstanden op het uitgelezen beeld bekend zijn voor de analyse

#### Methode 3:

1. Plaats meter (OSL-dosimeter (Optical Stimulated Luminescence), TLD-array dosimeter of solid state multi-detector array (SSMDA)) in lucht in isocenter van scanvlak
2. Maak axiale scan met verschillende collimaties (bijv. 1, 5, 10, 20, en 40 mm)

### 4.10.5 Analyse en interpretatie

#### Methode 1:

1. Bepaal m.b.v. de digitale foto de FWHM van het profiel, doe dit voor verschillende collimaties (b.v. 0.5, 1,5, 10, 20, en 40 mm).
2. Bereken voor elke collimatie ook de geometrische efficiëntie [%] = collimatie / FWHM \* 100%.

Methode 2:

1. Lees de fosfor detector uit. Bepaal de FWHM van elk profiel.
2. Bereken voor elke collimatie ook de geometrische efficiëntie [%] = collimatie/FWHM \*100%.

Methode 3:

1. Bepaal de FWHM van elk profiel
2. Bereken voor elke collimatie ook de geometrische efficiëntie [%] = collimatie/FWHM \*100%.

#### **4.10.6 Grenswaarden**

Geometrische efficiëntie mag niet meer dan 25% afwijken van de waarde weergegeven in display van het systeem en moet minimaal 70% zijn.

#### **4.10.7 Aanvullende en alternatieve controles**

Geen

#### **4.10.8 Valkuilen en kanttekeningen**

De resultaten zijn afhankelijk van de grootte van de focal spot. Als het mogelijk is om de focal spot grootte te kiezen dan de meting herhalen voor combinaties van focal spot grootte en collimatie.

#### **4.10.9 Referenties**

- [ImPACT CT Scanner Acceptance Testing](#)
- [AAPM 39, SPECIFICATION AND ACCEPTANCE TESTING OF COMPUTED TOMOGRAPHY SCANNERS, Report of Task Group 2, Diagnostic X-Ray Imaging Committee](#)

## 4.11 Ruis

### 4.11.1 Inleiding en rationale

De ruismeting is een maat voor de juiste afstelling en kwaliteit van de gehele beeldvormende keten. Ruis limiteert de detecteerbaarheid van laag contrast details. In deze test wordt het ruisniveau gecontroleerd.

### 4.11.2 Frequentie

Bij acceptatie en vervangen röntgenbuis vereist

### 4.11.3 Benodigde apparatuur, software, fantomen en bronnen

Type	Omschrijving	Opmerking
Fantom	Water gevuld of weefsel equivalent fantoom met homogeen gedeelte	De diameter van het fantoom dient overeen te komen de diameter beschreven in de specificaties van de fabrikant
Software	Programma waarin ROI's geplaatst kunnen worden	Bijvoorbeeld PACS, ImageJ

### 4.11.4 Methode

1. Leg het fantoom in het centrum van de gantry in het axiaal vlak.
2. Stel de parameterwaarden in zoals die zijn beschreven in de specificaties van de fabrikant.
3. Maak een scan

### 4.11.5 Analyse en interpretatie

1. Meet de standaarddeviatie van de CT getallen in de ROI geplaatst in het centrum. Neem hierbij een ROI grootte die correspondeert met de grootte zoals de fabrikant deze heeft gebruikt.
2. Toets de standaarddeviatie aan de hieronder beschreven eis.

### 4.11.6 Grenswaarden

Ruis ligt  $\pm 15\%$  binnen de specificaties van de fabrikant

### 4.11.7 Aanvullende en alternatieve controles

Geen

### 4.11.8 Valkuilen en kanttekeningen

- De grootte van de ROI komt niet overeen met de grootte zoals opgegeven door de fabrikant.
- Alengroei in water gevuld fantoom

### 4.11.9 Referenties

- [European Guidelines on quality criteria for computed tomography \(EUR 16262\), IEC2004a](#)
- [ImPACT CT Scanner Acceptance Testing](#)

## 4.12 Uniformiteit

### 4.12.1 Inleiding en rationale

Deze test heeft evaluatie van het reconstructie proces tot doel. De uniformiteitsmeting detecteert afwijkingen in de homogeniteitscorrectie van voornamelijk grote FOV's.

### 4.12.2 Frequentie

Bij acceptatie en vervangen röntgenbuis vereist

### 4.12.3 Benodigde apparatuur, software, fantomen en bronnen

Type	Omschrijving	Opmerking
Fantom	Water gevuld of weefsel equivalent fantoom met homogeen gedeelte	De diameter van het fantoom dient overeen te komen de diameter beschreven in de specificaties van de fabrikant
Software	Programma waarin ROI's geplaatst kunnen worden	Bijvoorbeeld PACS, ImageJ

### 4.12.4 Methode

1. Leg het fantoom in het centrum van de gantry.
2. Stel de acquisitie- en reconstructieparameters in zoals die zijn beschreven in de specificatie van de fabrikant (kV, mAs, kernel, plakdikte etc. overnemen uit de specificaties van de CT scanner).
3. Maak een scan. De scan kan sequentieel en/of in helische mode worden uitgevoerd.

### 4.12.5 Analyse en interpretatie

1. Plaats 5 ROI's; Meet in elke ROI het gemiddelde CT-getal. Neem hierbij een ROI grootte die gelijk is aan de opgave van de fabrikant.
2. Bereken de afwijking van de vier perifere ROI's t.o.v. de centrale ROI in HU. Elk van deze vier waarden dienen te worden getoetst aan de hieronder beschreven eis.

### 4.12.6 Grenswaarden

Het verschil in het CT getal tussen de verschillende perifere ROI's en de ROI in het centrum is maximaal  $\pm 5$  HU.

### 4.12.7 Aanvullende en alternatieve controles

Geen

### 4.12.8 Valkuilen en kanttekeningen

- De grootte van de ROI komt niet overeen met de grootte zoals opgegeven door de fabrikant.
- Alengroei in water gevuld fantoom

### 4.12.9 Referenties

- [European Guidelines on quality criteria for computed tomography \(EUR 16262\), IEC2004a](#)
- [ImPACT CT Scanner Acceptance Testing](#)

•

## 4.13 CT-getallen

### 4.13.1 Inleiding en rationale

Het CT-getal is afhankelijk van de buisspanning en de filtering. Het controleren van de CT-getallen is belangrijk voor het controleren van de kalibratie en de constantheid van de CT-scanner. Voor diagnostische toepassingen waarbij de absolute waarde van het CT-getal wordt gebruikt, is dit een belangrijke test, evenals voor de radiotherapie i.v.m. planningsdoeleinden.

### 4.13.2 Frequentie

Bij acceptatie verplicht, wekelijks verplicht, bij vervangen röntgenbuis verplicht

### 4.13.3 Benodigde apparatuur, software, fantomen en bronnen

Type	Omschrijving	Opmerking
Fantom	Een fantoom met een water insert	De diameter van het fantoom dient overeen te komen de diameter beschreven in de specificaties van de fabrikant
Software	Programma waarin ROI's geplaatst kunnen worden	Bijvoorbeeld PACS, ImageJ

### 4.13.4 Methode

1. Leg het fantoom in het centrum van de gantry (in axiaal vlak).
2. De kalibratie van water en lucht is per definitie kV onafhankelijk. Gebruikte acquisitie en reconstructie parameters zouden geen invloed mogen hebben op de kalibratie. Gebruik bijvoorbeeld een standaard klinisch (abdomen) protocol.
3. Maak een scan

### 4.13.5 Analyse en interpretatie

1. Meet in elke ROI het gemiddelde CT-getal. Neem hierbij een ROI grootte welke ook correspondeert met de grootte zoals de fabrikant deze heeft gebruikt. De specificaties zijn vaak terug te vinden in een van de mappen die geleverd zijn bij de CT.
2. Bereken de afwijking van water en lucht t.o.v. de fabrikant specificaties en t.o.v. de hierboven beschreven eis.

### 4.13.6 Grenswaarden

Het CT-getal van water mag niet meer dan 4 HU afwijken van 0 HU.

### 4.13.7 Aanvullende en alternatieve controles

In de radiotherapie worden CT-getallen gecorreleerd aan elektronendichtheden. Het is dus van belang het CT-getal voor verschillende inserts te controleren met een fantoom. Het CT-getal van de inserts is afhankelijk van de buisspanning. Hiertoe dient het CT-getal van verschillende inserts te worden vergeleken met de specificaties zoals deze bij het fantoom wordt geleverd. Het fantoom dient te worden gescand met parameterwaarden welke overeenkomen met de settings zoals deze zijn beschreven in de specificaties van het fantoom.

Ook wordt er (meestal) een standaard fantoom door de fabrikant meegeleverd, waarin meerdere inserts zitten; bij gebruik van een dergelijk fantoom dienen de voorschriften en specificaties van de fabrikant te worden gevolgd.

#### **4.13.8 Valkuilen en kanttekeningen**

Valkuil: Het water in de insert is verontreinigd

Kanttekening: Voor de radiotherapie is het belangrijk ook andere HU waarden dan 0 en -1000 te controleren. Hiervoor zijn fantomen beschikbaar die een range van cylinders met bekende dichtheden bevatten, die in de buurt liggen van veel voorkomende weefsels (bijv. spier, vet, long, bot). Voorbeeld: Gammex 467 fantoom.

#### **4.13.9 Referenties**

- [European Guidelines on quality criteria for computed tomography \(EUR 16262\). IEC2004a](#)
- [ImPACT CT Scanner Acceptance Testing](#)
- [Gammex CT electron density phantom](#)

## 4.14 Laag contrast detecteerbaarheid

### 4.14.1 Inleiding en rationale

De laag contrast detecteerbaarheid is een directe maat voor de beeldkwaliteit

### 4.14.2 Frequentie

Optioneel bij acceptatie

### 4.14.3 Benodigde apparatuur, software, fantomen en bronnen

Type	Omschrijving	Opmerking
Fantoom	Een fantoom met een laag contrast groep	Bijvoorbeeld het Catphan fantoom
Overig	Werkstation met een diagnostisch werkstation in een geschikte bejijkruimte	Zie WAD 2.0 monitoren

### 4.14.4 Methode

1. Leg het fantoom in het centrum van de gantry (in axiaal vlak).
2. Wanneer beschikbaar, volg parameter instellingen van de fabrikant.

### 4.14.5 Analyse en interpretatie

1. Bekijk op een diagnostisch werkstation in een voor radiologische toepassingen ingerichte bejijkruimte tot welke diameter de laag contrast objecten nog zichtbaar zijn.
2. Tel het aantal bollen.

Voor het Catphan fantoom insert CTP515 kan gekozen worden het aantal bollen te registreren in de supra-slice (1%, 0,5% en 0,3%) en de sub-slice (7 mm, 5 mm en 3 mm). Ook kan gewerkt worden met het Catphan fantoom insert CTP263 waarbij met een contrastverschil van 1% tot 0,1% het aantal zichtbare bollen met een diameter van 15,0 tot 2,0 mm beoordeeld kan worden.

### 4.14.6 Grenswaarden

Wanneer door de fabrikant specificaties zijn opgegeven zijn deze leidend.

### 4.14.7 Aanvullende en alternatieve controles

Geen

### 4.14.8 Valkuilen en kanttekeningen

Accuraat positioneren is belangrijk om alle bollen in hetzelfde vlak te kunnen beoordelen.

### 4.14.9 Referenties

- [Criteria for acceptability of radiological \(including radiotherapy\) and nuclear medicine installations, no 91](#)
- [ImPACT CT Scanner Acceptance Testing](#)



## 4.15 Spatiële resolutie: kwalitatief

### 4.15.1 Inleiding en rationale

De spatiële resolutie is een directe maat voor de beeldkwaliteit, een visuele check door middel van een lijnenparen fantoom is een snelle test waarbij de hele keten wordt meegenomen.

### 4.15.2 Frequentie

Optioneel bij acceptatie.

### 4.15.3 Benodigde apparatuur, software, fantomen en bronnen

Type	Omschrijving	Opmerking
Fantoom	Een fantoom met lijnparen	Bijvoorbeeld het Catphan fantoom
Overig	Werkstation met een diagnostisch werkstation in een geschikte bejijkruimte	Zie WAD 2.0 monitoren

### 4.15.4 Methode

1. Plaats het fantoom in het iso-centrum van de CT scanner.
2. Stel de parameterwaarden in zoals die zijn beschreven in de specificaties van de fabrikant.

### 4.15.5 Analyse en interpretatie

Bekijk op een diagnostisch werkstation tot welke resolutie de lijnen-paren zichtbaar zijn.

### 4.15.6 Grenswaarden

Binnen de door de fabrikant opgegeven specificaties

### 4.15.7 Aanvullende en alternatieve controles

In software (bv. ImageJ) kan een lijnprofiel door de lijnparen getrokken worden. Door de lijnprofielen door elke set lijnparen te bekijken, kan op deze manier het onderscheidend vermogen per lijnenpaar beoordeeld worden.

### 4.15.8 Valkuilen en kanttekeningen

Voor de z-resolutie zijn aparte fantomen verkrijgbaar.

### 4.15.9 Referenties

- [European Guidelines on quality criteria for computed tomography \(EUR 16262\). IEC2004a](#)
- [ImPACT CT Scanner Acceptance Testing](#)

## 4.16 Spatiële resolutie: kwantitatief

### 4.16.1 Inleiding en rationale

Het bepalen van de Modulation Transfer Function (MTF) is een kwantitatieve methode voor het vaststellen van de spatiële resolutie. De MTF is kernel afhankelijk.

### 4.16.2 Frequentie

Optioneel bij acceptatie.

### 4.16.3 Benodigde apparatuur, software, fantomen en bronnen

De MTF kan op verschillende manieren bepaald worden. Een van de volgende modules moet in het fantoom aanwezig zijn:

Methode	Type	Omschrijving	Vlak		Opmerking
			Axiaal	Sagittaal	
1	Overig	Een dunne draad	✓		In module CTP 528 van het Catphan fantoom (zowel 500 als 600 versie) is een wolfram draad met diameter 0.28 mm opgenomen. Als de draad niet is opgenomen in een fantoom, dan kan deze meetmethode ook in het sagittale vlak gebruikt worden
2	Overig	Zeer kleine bol	✓	✓	
3	Overig	Zeer rechte overgang	✓	✓	

### 4.16.4 Methode

Bij het gebruik van een edge wordt het aanbevolen om de overgang een hoek te laten maken met de x of y-as. Door het plaatje schuin op de pixelmatrix van de detector te leggen wordt de respons over sampled om een goede schatting te maken van de respons op een stapfunctie.

#### Acquisitie:

Parameterwaarden instellen zoals die zijn beschreven in de specificaties van de fabrikant. Indien deze instellingen niet beschikbaar zijn, kies dan een minimale plakdikte, increment gelijk aan de plakdikte, en voldoende hoge mAs om de hoeveelheid ruis in de beelden te reduceren.

#### Postprocessing:

Gebruik een klein field of view voor de reconstructie, en een zo groot mogelijke matrixgrootte om voldoende sample punten te hebben.

### 4.16.5 Analyse en interpretatie

#### Voor een bol of draad:

De MTF wordt verkregen uit de Fourier getransformeerde van de point spread functie.

#### Voor een edge:

De line spread function is de afgeleide van de edge response functie. De MTF is de Fourier getransformeerde van de line spread function.

Zie (Donini, 2014) voor een beschrijving van hoe de MTF te bepalen in ImageJ.

#### 4.16.6 Grenswaarden

Binnen 10% van de door de fabrikant opgegeven specificaties. Vaak wordt door de fabrikant het aantal lijnenparen per cm behorende bij een aantal niveau's van de nominale MTF vermeld (bijvoorbeeld 50%, 10% en 2%).

#### 4.16.7 Aanvullende en alternatieve controles

De MTF is onafhankelijk van de buisspanning.

#### 4.16.8 Valkuilen en kanttekeningen

Een MTF wordt in principe niet in helical modus gemeten, in verband met de mogelijke invloed van z-interpolatie op de point spread function.

#### 4.16.9 Referenties

- [Catphan500-600manual](#)
- [G.D. Boreman, 2001, Modulation Transfer Function in Optical and Electro-optical systems, SPIE Press](#)
- [Ehsan Samei and Michael J. Flynn, 1998, A method for measuring the presampled MTF of digital radiographic systems using an edge test device, Med. Phys 25, 102-13](#)
- [B. Donini e.a., 2014, Free software for performing physical analysis of systems for digital radiography and mammography, Med. Phys. 41\(5\)](#)

## 4.17 Plakdikte

### 4.17.1 Inleiding en fysisch doel

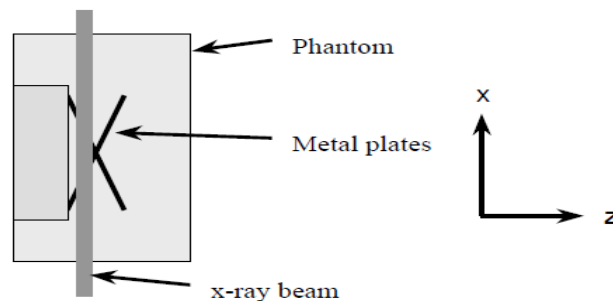
In deze test wordt bepaald of de aangestraalde plakdikte overeenkomt met de opgegeven waarde. Daarnaast geeft de test een indicatie voor de z-resolutie

### 4.17.2 Frequentie

Optioneel bij acceptatie

### 4.17.3 Benodigde apparatuur, software, fantomen en bronnen

Een fantoom met een dun profiel dat schuin door de plak loopt onder een bekende hoek, zoals in Figuur 6. Een voorbeeld van een dergelijk fantoom is het Catphan fantoom (CTP 401 in 500 versie, CTP 404 in 600 versie).



*Fig. 6: Voorbeeld van een opstelling voor het meten van de plakdikte van axiale scans.*

### 4.17.4 Methode

1. Leg het fantoom in het midden van de scanner. Hierbij is het belangrijk dat het fantoom goed uitgelijnd is en geen hoek maakt met de lengte-as van de scanner. Dit kan gedaan worden door in het sagittale vlak de hoek te bepalen die het fantoom maakt met de lengte-as van de scanner. Idealiter is deze hoek dus 0 graden.
2. Stel de parameterwaarden in zoals die zijn beschreven in de specificaties van de fabrikant. Zijn deze niet beschikbaar, gebruik dan een minimale slice thickness, een increment die gelijk is aan de slice thickness, en een zo groot mogelijke matrix. Kies een buisstroom dusdanig dat er voldoende signaal ruis verhouding is. Gebruik een sequentieel protocol en toets voor de verschillende ranges plakdiktes zoals aangegeven in de grenswaarden.

### 4.17.5 Analyse en interpretatie

1. Maak een lijndoorsnede haaks door het metalen profiel.
2. Bepaal de FWHM van de lijndoorsnede.

- Bepaal het maximum CT getal in het lijnprofiel ( $CT_{\max}$ ) en het CT getal van de achtergrond ( $CT_b$ ).
- Bereken het CT getal dat correspondeert met de helft van de hoogte van het lijnprofiel:

$$CT_{\text{half}} = \frac{CT_{\max} - CT_b}{2} + CT_b$$

- Bereken de Full Width at Half Maximum (FWHM) waarde (in pixels) door de afstand te bepalen tussen de punten die corresponderen met de  $CT_{half}$  waarden. Bereken vervolgens de FWHM uitgedrukt in millimeter.
- 3. Uit de FWHM kan met de hoek tussen het profiel en het scanvlak van de nominale plakdikte berekend worden volgens:

$$\text{slice thickness} = \text{FWHM} \times \tan(\theta)$$

Hierin is  $\theta$  de hoek die het lijnprofiel maakt in sagittale richting. Let wel: wanneer het gehele fantoom niet horizontaal is uitgelijnd in het sagittale vlak, dan dient  $\theta$  hiervoor gecorrigeerd te worden.

#### 4.17.6 Grenswaarden

Gebruik de eisen zoals gesteld door de leverancier. Indien die niet zijn gegeven, dan gelden de volgende richtwaarden:

- Voor plakdikte < 2mm: max 50% afwijking
- Voor plakdikte 2-8 mm: max  $\pm 25\%$  afwijking
- Voor plakdikte > 8mm: max 10% afwijking

#### 4.17.7 Aanvullende en alternatieve controles

Een alternatieve methode is om met een licht-röntgen fantoom (bijvoorbeeld Visi-X) opnames te maken en de aangestraalde bundelbreedte af te lezen van de millimeter schaalverdeling (zie Figuur 7).

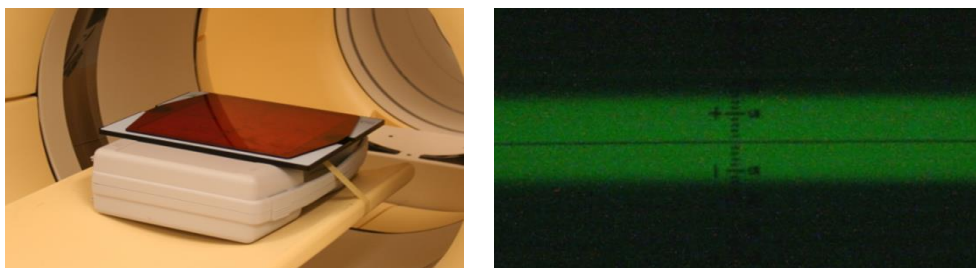


Fig. 7: Het gebruik van het licht-röntgen fantoom om de bundelbreedte te bepalen.

#### 4.17.8 Valkuilen en kanttekeningen

Het fantoom is niet goed uitgelijnd en maakt een hoek met de lengte-as van de scanner, waarbij vervolgens geen correctie wordt toegepast op de hoek van het metalen profiel van het fantoom.

#### 4.17.9 Referenties

- [ImPACT CT Scanner Acceptance Testing](#)
- [European Guidelines on quality criteria for computed tomography \(EUR 16262\). IEC2004a](#)

## 4.18 Afstandsmeting

### 4.18.1 Inleiding en rationale

In deze meting wordt de afwijking t.o.v. een bekende afstand bepaald.

### 4.18.2 Frequentie

Optioneel bij acceptatie

### 4.18.3 Benodigde apparatuur, software, fantomen en bronnen

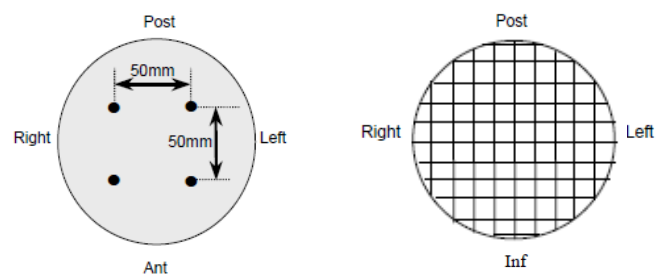
Type	Omschrijving	Opmerking
<b>Fantoom</b>	Een fantoom met bekende afstanden in zowel het transversale als in het coronale vlak	Bijvoorbeeld het Catphan fantoom
Software	Programma waarin afstanden kunnen worden gemeten	Bijvoorbeeld PACS of ImageJ

### 4.18.4 Methode

1. Plaats het fantoom in het centrum van de gantry.
2. Gebruik een regulier axiaal (sequentieel) protocol.

### 4.18.5 Analyse en interpretatie

1. Meet met de software de bekende afstand in het axiale vlak
2. Meet met de software de bekende afstanden in het coronale vlak door te gebruik te maken van de scanogram/scout/localizer.



**Fig. 8:** Meet de afstanden in het transversale vlak (xy) (links; Catphan fantoom module CTP 401/CT404) en het coronale vlak (xz) (rechts; Leed test object M1).

### 4.18.6 Grenswaarden

De afwijking van de bekende afstand is maximaal 2 mm.

### 4.18.7 Aanvullende en alternatieve controles

Geen

#### **4.18.8 Valkuilen en kanttekeningen**

Bij de bepaling van de afstand in het coronale vlak is de slice dikte (en increment) van de scout niet minimaal waardoor onnauwkeurigheid in de meetwaarde optreedt.

#### **4.18.9 Referenties**

- [ImPACT CT Scanner Acceptance Testing](#)
- [European Guidelines on quality criteria for computed tomography \(EUR 16262\). IEC2004a](#)

## 4.19 Artefacten

### 4.19.1 Inleiding en rationale

Structuren, objecten of vervormingen die niet de anatomische realiteit van het scan-object representeren (artefacten) kunnen de diagnose ernstig beïnvloeden. De oorzaken kunnen in hele beeldvormende keten zitten: hardware, acquisitie, reconstructie en object.

### 4.19.2 Frequentie

Optioneel. Afhankelijk van afspraken met firma over bijvoorbeeld metaalartefactreductie of Wide FOV kan dit behoren tot de acceptatietesten. Ook dient bij reguliere kwaliteitscontroles en patiëntenstudies men altijd alert te zijn op eventuele artefacten.

### 4.19.3 Benodigde apparatuur, software, fantomen en bronnen

Verschillende soorten fantomen kunnen gebruikt worden, een scan in lucht, scan van het tafelblad. Ook de allereerste patiëntenscan dient kritisch beoordeeld te worden op artefacten.

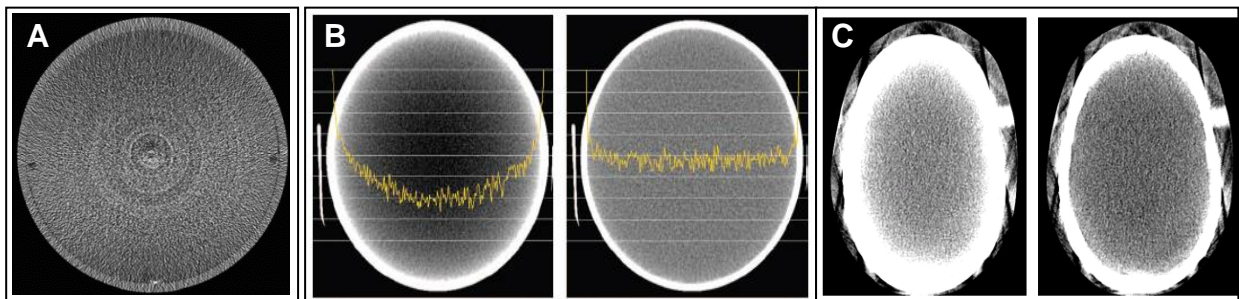
### 4.19.4 Methode

Verschillende opstellingen kunnen hier gebruikt worden, afhankelijk van het artefact wat onderzocht wordt. Het Catphan fantoom kan bijvoorbeeld gescand worden om in de insert CTP404 de uniformiteit en eventuele ringartefacten te beoordelen. Ook kan het dosisprofiel beoordeeld worden.

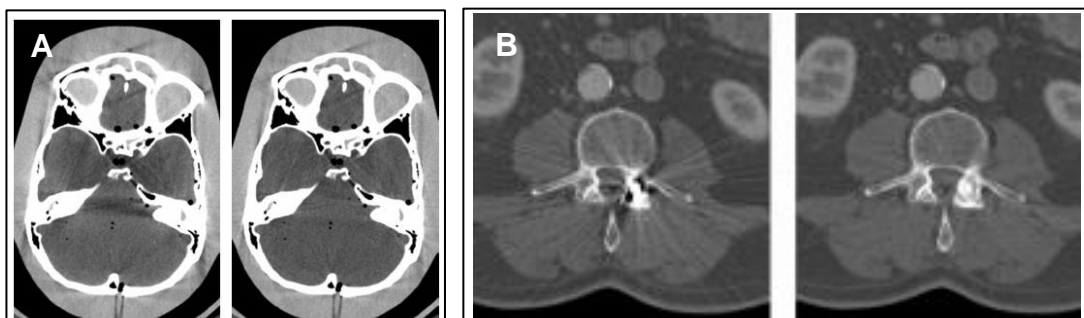
Parameterwaarden buisspanning (kV), buisstroom (mA), slice thickness, increment, zoom en matrix grootte variëren afhankelijk van vraagstelling. Kijk ook naar het gebied buiten de standaard FOV en beoordeel artefacten afhankelijk van afspraken met leverancier.

### 4.19.5 Analyse en interpretatie

Controleer op artefacten op fantoom met verschillende objecten en uniforme gedeelten bij verschillende acquisities (axiaal en helisch: pitch variatie etc.) en reconstructies.

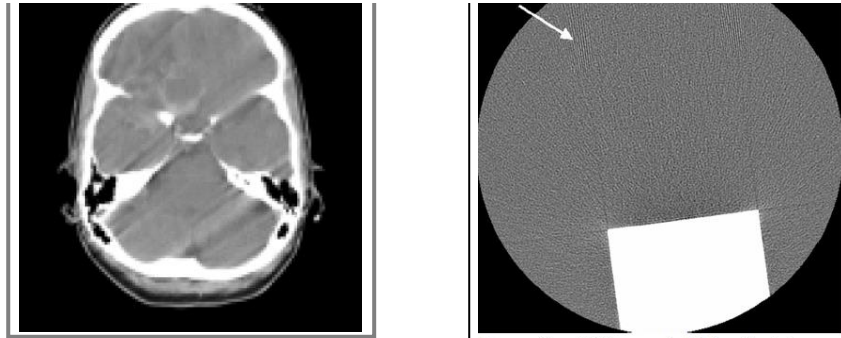


**Fig. 9:** **A)** Ringartefact ten gevolge van detector non-uniformiteit; **B)** CT-getallen van het lijnprofiel getekend door een waterfantoom zonder (links) en met kalibratiecorrectie (rechts); **C)** Schedelfantoom gereconstrueerd zonder (links) en met botcorrectie (rechts).





**Fig. 10: A)** Het CT beeld links laat de posterior fossa zien waarbij in de reconstructie alleen de kalibratiefactor is meegenomen. Het typische beeld toont de donkere banden die ontstaan tussen gedeeltes met hoge dichtheden. Het beeld rechts laat de verbetering zien wanneer een iteratieve beam-hardening correctie is toegepast. **B)** Streak artefacten door metalen implantaten.



**Fig. 11: A)** Patiëntbewegingsartefact; **B)** CT opname van een teflonblok in een waterfantom. Hierin is aliasing te zien (witte pijl) veroorzaakt door ondersampling.

#### 4.19.6 Grenswaarden

Artefacten die bij normaal gebruik niet worden verwacht, zijn reden om niet tot acceptatie over te gaan

#### 4.19.7 Aanvullende en alternatieve controles

Niet van toepassing

#### 4.19.8 Valkuilen en kanttekeningen

Niet van toepassing

#### 4.19.9 Referenties

- [Barrett J and Keat N, Artefacts in CT: Recognition and Avoidance, RSNA 2003](#)
- [Artifacts in CT: Recognition and Avoidance, Barrett, Radiographics, 2004](#)
- [ImPACT CT Scanner Acceptance Testing](#)

## 4.20 CTDI<sub>w</sub> head en body

### 4.20.1 Inleiding en rationale

In een fantoom wordt een volume-gemiddelde dosis gemeten om een indruk te krijgen van de gemiddelde patiëntdosis voor een gestandaardiseerde scan van het hoofd en van het lichaam. Er worden twee controles uitgevoerd: 1) de gemeten waarde wordt vergeleken met de specificaties van de fabrikant, 2) de waarde op de console wordt vergeleken met de specificaties van de fabrikant.

### 4.20.2 Frequentie

Bij acceptatie en vervolgens als jaarlijkse controle

### 4.20.3 Benodigde apparatuur, software, fantomen en bronnen

Type	Omschrijving	Opmerking
Fantoom	CTDI head insert Ø 16 cm CTDI head insert Ø 32 cm	
Meetinstrument	Dosimeter Ionisatiekamer potlood 100mm	Bv. Unfors Raysafe Xi Bv. Unfors Raysafe Xi CT detector

### 4.20.4 Methode

Voor het vaststellen van CTDI<sub>head</sub> wordt alleen het hoofd fantoom gebruikt (Ø 16 cm). Voor het vaststellen van CTDI<sub>body</sub> wordt het gehele fantoom gebruikt (Ø 32 cm), waarbij het hoofd fantoom onderdeel uitmaakt van het body fantoom.



**Fig. 12:** Perspex CTDI fantoom. Links het head fantoom (diameter 16 cm), en rechts het body fantoom (diameter 32 cm).

1. Plaats het fantoom in het isocentrum van de gantry.
2. Plaats de ionisatiekamer in het centrum gat van het fantoom en vul de overige gaten met perspex staafjes. Selecteer een protocol en parameterinstellingen waarvoor de fabrikant CTDI<sub>vol</sub> specificaties heeft opgegeven. De Automatic Current Selection (ACS) en Dose Modulation (DOM) staan uit.

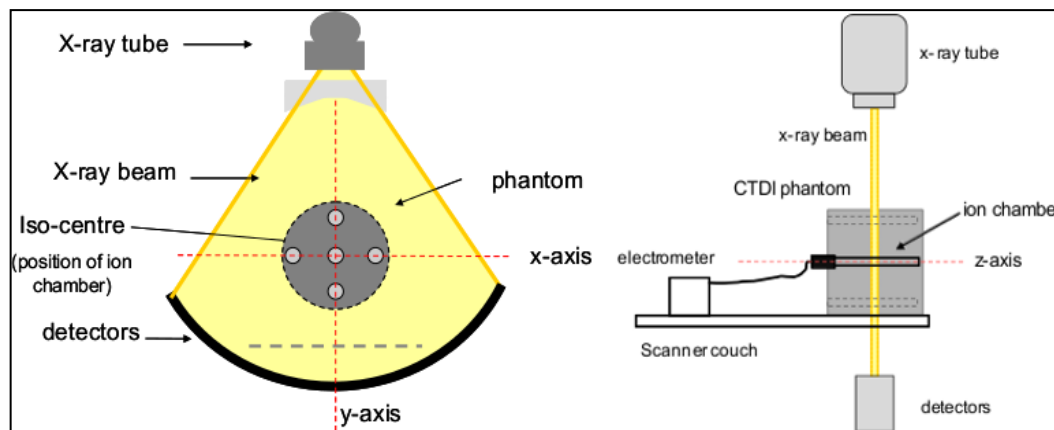
Opmerking:

Voor collimaties groter dan 40mm: gebruik de methodiek die de fabrikant heeft beschreven in de specificaties om de  $CTDI_{vol}$  voor dergelijke collimaties te berekenen. Zie ook "IAEA rapport no5: Status of Computed Tomography Dosimetry for Wide Cone Beam Scanners"

3. Maak een scan en noteer de gemeten dosis,  $D$  (mGy)
4. Herhaal stap 3 en 4 met de ionisatiekamer in elk van de 4 perifere gaten, waarbij de overige gaten zijn gevuld met de perspex staafjes. Noteer voor elke scan de gemeten dosis.
5. De CTDI meting is afhankelijk van de buisspanning, daarom dient de meting voor herhaald te worden voor alle mogelijke kV instellingen.
6. Herhaal bovengenoemde procedure (stap 1 t/m 5) voor een sequentieel head protocol, waarvoor de fabrikant  $CTDI_{vol}$  specificaties heeft beschreven.

Opmerking geldend voor dual source systemen:

- I. Voor dual source systemen dient de meting separaat te worden uitgevoerd voor beide buizen, zodat de gemeten  $CTDI_{vol}$  waarde per buis kan worden vergeleken met de specificaties van de fabrikant. Om de meting separaat uit te kunnen voeren is normaliter toegang tot het systeem als 'key-user' vereist.
- II. Tevens dient een dual source protocol te worden toegepast om te controleren of de gemeten en de waarde op de console binnen de hieronder beschreven grenswaarden vallen. Selecteer hierbij een protocol en parameterinstellingen waarvoor de fabrikant  $CTDI_{vol}$  specificaties heeft opgegeven.



**Fig. 13:** Opstelling om  $CTDI_w$  te meten. De metingen dienen te worden uitgevoerd voor zowel een head als een body fantoom, voor alle mogelijke kV instellingen.

#### 4.20.5 Analyse en interpretatie

1. Bereken voor elke gemeten dosis de CTDI volgens

$$CTDI = L/nT \times D$$

Waarbij  $D$  de gemeten dosis (mGy),  $L$  de lengte van de ionisatiekamer (mm),  $n$  het aantal plakken en  $T$  de plakdikte (mm).

Op deze manier wordt voor zowel het head fantoom als het body fantoom één keer een  $CTDI_{centrum}$  (mGy) en vier keer  $CTDI_{perifeer}$  (mGy) berekend.

2. Bereken voor zowel het head als het body fantoom de gewogen  $CTDI_w$  als volgt:

$$CTDI_w = \frac{1}{3} CTDI_{centrum} + \frac{2}{3} CTDI_{perifeer}$$

Waarbij  $CTDI_{perifeer}$  de gemiddelde waarde is van de vier berekende perifere CTDI waarden.

#### 4.20.6 Grenswaarden

Aangezien er bij de test sequentieel wordt gescand is de  $CTDI_w$  gelijk aan de  $CTDI_{vol}$ . De gemeten  $CTDI_{vol}$  en de op de console weergegeven  $CTDI_{vol}$  mag niet meer dan 20% afwijken van de door de fabrikant aangegeven waarde ( $CTDI_{vol,specificaties}$ ). Ofwel:

$$\begin{aligned} 1) \quad & \frac{|CTDI_{vol,gemeten} - CTDI_{vol,specificaties}|}{CTDI_{vol,specificaties}} \leq 20\% \\ 2) \quad & \frac{|CTDI_{vol,console} - CTDI_{vol,specificaties}|}{CTDI_{vol,specificaties}} \leq 20\% \end{aligned}$$

Als de fabrikant een toelaatbare marge kleiner dan 20% hanteert is die marge leidend. Deze grenswaarden gelden zowel voor CTDI head als ook voor CTDI body.

Opmerking:

Voor dual source systemen dient de grenswaarde per buis getoetst te worden, zodat de gemeten  $CTDI_{vol}$  waarde per buis kan worden vergeleken met de specificaties van de fabrikant. Tevens dient een dual source protocol te worden toegepast om te controleren of de waarde op de console binnen de grenswaarde valt.

#### 4.20.7 Aanvullende en alternatieve controles

Geen

#### 4.20.8 Valkuilen en kanttekeningen

Een valkuil is dat bij het meten van de CTDI head niet een hoofdprotocol maar een body protocol wordt gebruikt, of omgekeerd.

#### 4.20.9 Referenties

- NEN-EN-IEC 61223-3-5
- [IAEA rapport no5: Status of Computed Tomography Dosimetry for Wide Cone Beam Scanners](#)

## 4.21 CTDI<sub>free,air</sub> head en body

### 4.21.1 Inleiding en rationale

In lucht wordt de CTDI gemeten voor verschillende kVp en detectorcollimaties. Deze buisoutput parameter is afhankelijk van kV, mAs, filtering, röntgenspectrum, is een belangrijke indicator voor de patiëntdosis, en kan worden gebruikt om de patiëntdosis te schatten. Te meten na buisverwisselingen of andere relevant onderhoud. Deze meting is nodig als basis voor een aantal andere metingen: CTDI<sub>w</sub> voor brede detector, overranging en constantheid buis output.

CTDI metingen geven een indicatie van de patiëntendosis

### 4.21.2 Frequentie

Bij acceptatie verplicht

### 4.21.3 Benodigde apparatuur, software, fantomen en bronnen

Type	Omschrijving	Opmerking
Meetinstrument	Dosimeter Ionisatiekamer potlood 100mm	Bv. Unfors Raysafe Xi Bv. Unfors Raysafe Xi CT detector

### 4.21.4 Methode

1. Plaats de ionisatiekamer in het isocentrum van de gantry, zoals aangegeven in de figuur hieronder
2. Selecteer een sequentieel body protocol in met dezelfde parameter waarden (mAs, kVp, detectorcollimatie) die gebruikt zijn bij het onderdeel CTDI<sub>w</sub> head en CTDI<sub>w</sub> body. Het reconstructiefilter en FOV zijn niet belangrijk. De Automatic Current Selection (ACS) en Dose Modulation (DOM) staan uit.
3. Maak vervolgens scans met alle mogelijke kVp waarden terwijl de mAs en detectorcollimatie gelijk blijven, noteer de gemeten dosiswaarden D (mGy). Maak nu scans met alle mogelijk detectorcollimaties terwijl mAs en kVp gelijk blijven, noteer opnieuw de gemeten dosiswaarden D.

#### Opmerking:

Voor dual source systemen dient de grenswaarde per buis getoetst te worden, zodat de gemeten CTDI<sub>air,free</sub> waarde per buis kan worden vergeleken met de specificaties van de fabrikant.

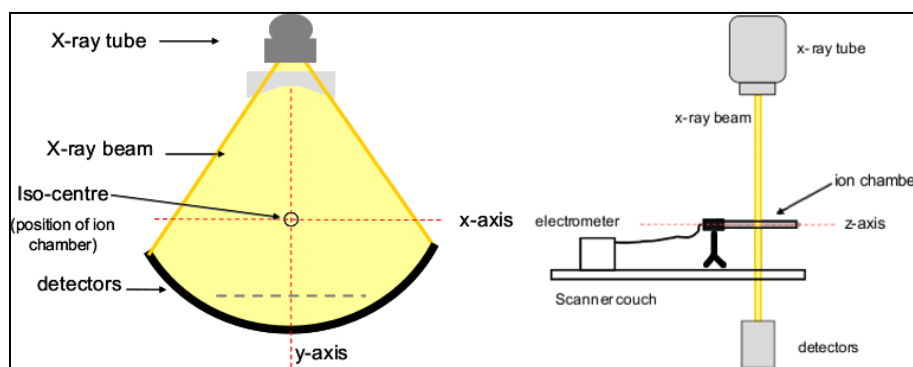


Fig. 14: Opstelling om CTDI<sub>air,free</sub> te meten.

#### 4.21.5 Analyse en interpretatie

Bereken voor elke meting de  $CTDI_{air,free}$  volgens

$$CTDI_{air,free} = L/nT \times D$$

Waarbij  $D$  de gemeten dosis (mG),  $L$  de lengte van de ionisatiekamer (mm),  $n$  het aantal plakken en  $T$  de plakdikte (mm).

#### 4.21.6 Grenswaarden

De gemeten  $CTDI_{free,air}$  mag niet meer dan 20% afwijken van de door de fabrikant aangegeven waarde. Als de fabrikant een toelaatbare marge kleiner dan 20% hanteert is die marge leidend. Als geen  $CTDI_{free,air}$  waarden worden gegeven door de fabrikant kan de  $CTDI_w$  waarde worden gebruikt. Deze grenswaarden gelden zowel voor  $CTDI_{air,free}$  head als ook voor  $CTDI_{air,free}$  body.

$$\frac{|CTDI_{air,free} \text{ gemeten} - CTDI_{air,free} \text{ specificaties}|}{CTDI_{air,free} \text{ specificaties}} \leq 20\%$$

#### 4.21.7 Aanvullende en alternatieve controles

Geen

#### 4.21.8 Valkuilen en kanttekeningen

Geen

#### 4.21.9 Referenties

- NEN-EN-IEC 61223-3-5

## 4.22 Overranging

### 4.22.1 Inleiding en rationale

Overranging is de extra buisrotatie aan het begin en einde van een spiraal (helical) scan om de eerste en laatste plakken te kunnen reconstrueren. De dosis ten gevolge van de overranging is afhankelijk van de gekozen pitch en de collimatatiebreedte. Bij scanners met een dynamische collimator wordt overranging (groten)deels voorkomen; voor deze scanners is deze test niet overbodig, eerder verplicht om te controleren of de dynamische collimator wel werkt. Er zijn verschillende mogelijkheden om de overranging te bepalen en in kaart te brengen, en hier is geen standaard voor.

Wanneer de collimatie niet optimaal werkt, is er kans op een verhoogde patiëntendosis. Of de collimatie goed werkt kan worden gecontroleerd door de overranging te meten.

### 4.22.2 Frequentie

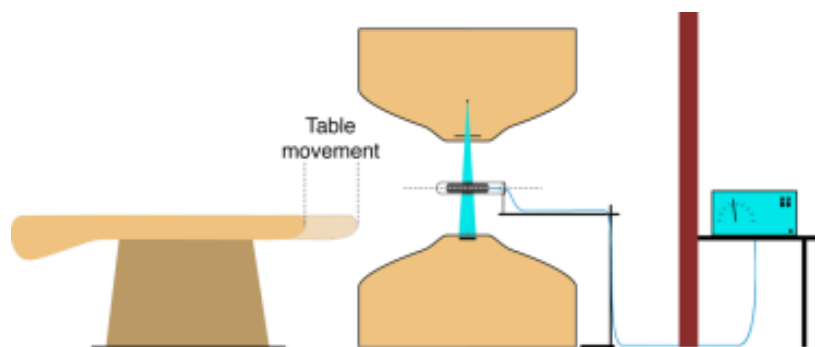
Optioneel

### 4.22.3 Benodigde apparatuur, software, fantomen en bronnen

Type	Omschrijving	Kosten	Opmerking
Apparatuur	Dosimeter		Bv. Unfors RaySafe Xi
Apparatuur	Ionisatiekamer potlood 100 mm		Bv. RaySafe Xi CT detector

### 4.22.4 Methode

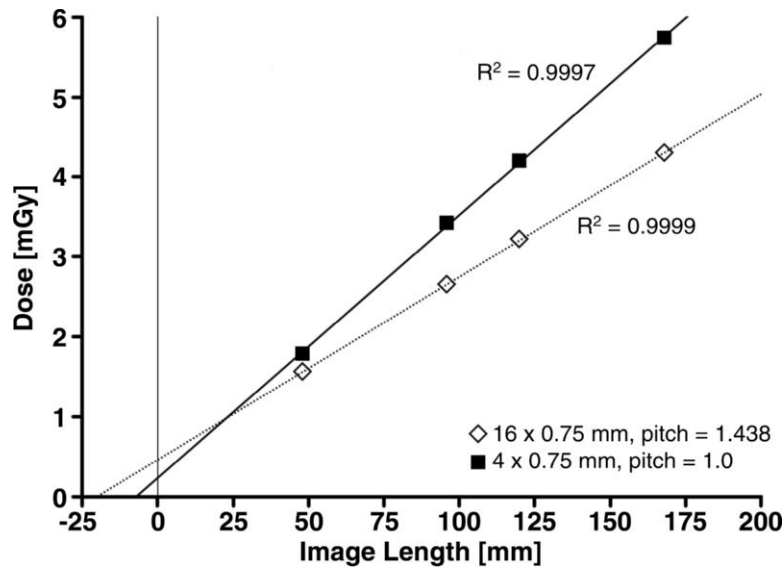
Plaats de ionisatiekamer op een standaard op de vloer (de ionisatiekamer mag niet bewegen samen met de tafel). Positioneer de ionisatiekamer in het isocentrum van de gantry (zie Figuur 15).



**Fig. 15:** Positionering van de ionisatiekamer in de gantry van de scanner.

### 4.22.5 Analyse en interpretatie

De overranging wordt berekend door de dosis te meten van een aantal spiraal (helical) scans waarbij alleen de scanlengte wordt gevarieerd. Kies de protocolparameters (pitch, detectorcollimatie etc.) die je wilt onderzoeken, en houd de overige instellingen vast terwijl je de dosis meet voor verschillende scanlengtes. Zet de scanlengte L (mm) en de gemeten dosis (mGy) uit in een plot zoals in Figuur 16. Wanneer de meetpunten op een rechte lijn liggen, dan is de overranging gedefinieerd als het snijpunt met de x-as. Bereken de overranging voor elke kVp op deze manier.



**Fig 16:** De gemeten dosis uitgezet tegen de scanlengte levert een rechte lijn, waarbij het snijpunt met de x-as de overranging aangeeft.

De mate van overranging kan ook in beeld gebracht worden door gebruik te maken van een fosforplaat. Maak een sequentiële scan en spiraalscans van de fosforplaat met gelijk scanlengte en variaties in pitch en bundelbreedte (zorg voor een goede positie- en dosiskalibratie van de meting op de fosforplaat). Vergelijk vervolgens de verschillen in de breedte van de dosisprofielen.

#### 4.22.6 Grenswaarden

Er zijn geen grenswaarden gedefinieerd. De overranging hangt af van de scaninstellingen. Door deze te meten zou je efficiënties van verschillende CT's kunnen bepalen en protocollen kunnen optimaliseren.

#### 4.22.7 Aanvullende en alternatieve controles

Geen

#### 4.22.8 Valkuilen en kanttekeningen

Een valkuil is verwarring over de definitie van image length vs scanlengte. De scanlengte kan gedefinieerd zijn als de afstand tussen het midden van de eerste plak (met dikte P) tot het midden van laatste plak (met dikte P). De image lengte is (zonder overlap) gelijk aan het aantal plakken keer de dikte van de plak.

#### 4.22.9 Referenties

[Schilham AM, Van der Molen AJ, Prokop M, De Jong H, Overranging at multisection CT: an underestimated source of excess radiation exposure. Radiographics 2010; 30:1057–1067](#)



## BIJLAGE 1 – handmatige bepaling HWD

1. Plaats een loodschort op de detector
2. Plak met behulp van tape het meetinstrument onder de tafel. Plak hierbij het meetinstrument haaks ten opzichte van de gantry om het effect van het heel effect te minimaliseren.
3. Maak een topogram met buispositie boven zonder Aluminium in de bundel met 70kV, 100mAs en noteer de gemeten dosis.
4. Herhaal deze nulmeting 3 keer en bereken de gemiddelde dosis en de helft van deze waarde
5. Leg 1 mm Al op de tafel, maak een scan en meet de dosis
6. Herhaal de meting bij 2, 3, 4 en 5 mm Al
7. Bepaal tussen welke 2 diktes Al de HWD zou moeten liggen
8. Vul deze diktes in plus de bijbehorende doses die bij punt 5 en 6 gemeten zijn
9. De Excel sheet berekent vervolgens de HWD volgens

$$HWD = \frac{d_2 \cdot \ln\left(2 \frac{X_1}{X_0}\right) - d_1 \cdot \ln\left(2 \frac{X_2}{X_0}\right)}{\ln\left(\frac{X_1}{X_2}\right)}$$

Waarin  $X_0$  de gemiddelde waarde van de doses zonder verzwakkingmateriaal [mGy], en  $X_1$  en  $X_2$  de gemiddelde waarden van de doses [mGy] bij een aluminiumdikte van  $d_1$  [mm] respectievelijk  $d_2$  [mm] voorstellen.

10. Herhaal deze meting voor een range aan beschikbare kV waarden, waarbij in ieder geval de maximale en minimale kV worden meegenomen.

## Referenties

[ImPACT CT Scanner Acceptance Testing](#)

AAPM Report 83 [Mutic et al. Quality assurance for computed-tomography simulators and the computed tomography-simulation process: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 66. Med. Phys. 30; 2003.](#)

[Catphan500-600manual](#)

[AAPM 39. SPECIFICATION AND ACCEPTANCE TESTING OF COMPUTED TOMOGRAPHY SCANNERS. Report of Task Group 2, Diagnostic X-Ray Imaging Committee](#)

[ImPACT Leaflet No1 AbstractID: 7614 Title: A New Method to Perform CT Gantry Tilt Angle Quality Control Using Catphan® 500 Phantom](#)

[RaySafe Xi User Manual](#)

[RaySafe X2 User Manual](#)

[European Guidelines on quality criteria for computed tomography \(EUR 16262\). IEC2004a](#)

[Gammex CT electron density phantom](#)

[Criteria for acceptability of radiological \(including radiotherapy\) and nuclear medicine installations, no 91](#)

[G.D. Boreman, 2001, Modulation Transfer Function in Optical and Electro-optical systems, SPIE Press](#)

[Ehsan Samei and Michael J. Flynn, A method for measuring the presampled MTF of digital radiographic systems using an edge test device, Med. Phys 25, 102-13, 1998](#)

[B. Donini e.a., 2014, Free software for performing physical analysis of systems for digital radiography and mammography, Med. Phys. 41\(5\)](#)

[Barrett J and Keat N, Artefacts in CT: Recognition and Avoidance, RSNA 2003](#)

[Artefacts in CT: Recognition and Avoidance, Barrett, Radiographics, 2004](#)

[IAEA rapport no5: Status of Computed Tomography Dosimetry for Wide Cone Beam Scanners](#)

[Diagnostische Referentie Niveau's in Nederland](#)

NCS rapport 11: Quality Control (QC) of Simulators and CT scanners and some basic QC methods for Treatment Planning Systems. Nederlandse Commissie voor Stralingsdosimetrie, 1997

NEN-EN-IEC 61223-3-5

[Schilham AM, Van der Molen AJ, Prokop M, De Jong H, Overranging at multisection CT: an underestimated source of excess radiation exposure, Radiographics 2010; 30:1057–1067](#)