



**Belgisch Protocol**  
**voor**  
**Jaarlijkse Kwaliteitscontrole**  
**van**  
**X-stralenapparatuur:**  
**De CT scanner**

---

Société Belge des Physiciens d'Hôpital  
Belgische Vereniging van Ziekenhuis Fysici



**All rights reserved. Except in those cases expressly determined by law, no part of this text may be multiplied, saved in an automated data file or made public in any way whatsoever without the express prior written consent of the Belgian Association of Hospital Physicists.**

## **Belgisch protocol voor de jaarlijkse kwaliteitscontrole van X-stralen apparatuur, deel: de CT scanner**

### **Voorwoord**

Een CT scanner is een radiologisch toestel dat veel gemeenschappelijke kenmerken heeft met gewone RX toestellen. De inleidende concepten met betrekking tot de verplichtingen en de filosofie van de medische fysica bij deze toestellen (hoofdstuk 1) gelden ook voor CT scanners. We voegen echter een aantal specifieke aspecten toe, ter inleiding.

Binnen de groep van de radiologische onderzoeken gaan CT onderzoeken gepaard met een relatief hoge dosis. Naar schatting 59% van de totale stralingsbelasting tgv. radiologische onderzoeken wordt veroorzaakt door deze onderzoeken, terwijl CT onderzoeken slechts 14% uitmaken van het totaal aantal onderzoeken (Mira-T rapport, 2007). Mede hierdoor is patiëntendosimetrie een belangrijk deel van de taken van de stralingsfysicus. Praktisch zijn er echter een groot aantal onbekenden.

1. Het aantal scans dat per onderzoek in een bepaald centrum gebeurt kan erg verschillend zijn. In sommige centra wordt voor een bepaalde indicatie 1 keer gescand na toediening van contrast, soms wordt routinematig gescand voor contrast en tot 3 keer na de injectie
2. Bij moderne scanners wordt de X-stralenbundel aangepast aan de attenuatie van de patiënt. Vanuit voorgeprogrammeerde protocols kan men niet langer de patiëntendosis extrapoleren. Het is niet duidelijk met welke testobjecten men de exposissettings die bij patiënten zouden gegeven worden zou kunnen terugvinden
3. Er bestaan nog geen programma's die toelaten om de effectieve patiëntendosis te berekenen rekening houdend met de modulatie
4. Dosisgerelateerde informatie is niet op een gemakkelijke wijze ter beschikking in de DICOM header van de beelden

De intrinsieke beeldkwaliteit is zo mogelijke een nog grotere onbekende.

1. We hebben nog geen antwoord op de vraag welke beeldkwaliteit de radioloog nodig heeft voor de verschillende onderzoeken en hoe die kwaliteit kan gekwantificeerd worden. De beeldkwaliteit, bv. uitgedrukt in hoeveelheid ruis, kan ook nog eens op verschillende wijzen bereikt worden (met verschillende kernels en snede reconstructie dikten)
2. Referentieniveaus voor technische kwaliteitsparameters van beelden zoals ze in de praktijk gebruikt worden voor routine CT onderzoeken zijn nagenoeg onbestaande
3. Deze onbekenden gelden in het bijzonder voor pediatrie CT onderzoeken.

Acties van medische fysica moeten duidelijk verder gaan dan het doorvoeren van een strikt technische test op het toestel. Patiëntendosimetrie is een jaarlijkse verplichting, met jaarlijkse verificatie van technische parameters tijdens de medische fysica test. Gedurende de jaarlijkse test moet de patiëntendosimetrie actief voorbereid worden en worden tevens de belangrijkste voorgeprogrammeerde protocollen geverifieerd. Technische metingen verifiëren vooral of de dosisindicaties betrouwbaar zijn.

Het toepassen van het ALARA principe in CT beeldvorming vereist aspecten van dosimetrie en beeldkwaliteit. Een van de problemen bij CT is dat men steeds een welbepaalde kernel moet kiezen waardoor vergelijken tussen scanners moeilijk is en het tevens erg moeilijk is om absolute normen vast te leggen.

De bepalingen van dit besluit zijn van toepassing op alle CT scanners, inclusief CT scanners die kunnen gebruikt worden voor diagnostische beeldvorming en die onderdeel zijn van een SPECT-CT of PET-CT of CT simulator, met uitzondering van Cone Beam CT's. Vaak is de beeldkwaliteit van een ander niveau of specifiek ontwikkeld voor welbepaalde onderzoeken. Voorlopig zullen we op die toestellen testen doorvoeren die de basisprincipes uit deze protocol tekst volgen waar zinvol. Meer specifieke testen zullen het voorwerp uitmaken van updates en onderzoeksactiviteiten.

De fysicus dient te beschikken over meetapparatuur die geschikt is voor het testen van CT scanners, en hij moet zich bewust zijn van de intrinsieke meetfouten verbonden aan deze toestellen.

Het RP 91 protocol, dat het startdocument was voor deze tekst, veronderstelt dat een RX buis van een CT scanner getest wordt met het protocol van de buis voor de algemene radiologie. De volledige lijst van deze testen werd overlopen ter gelegenheid van de compilatie van deze tekst. De volgende testen werden niet weerhouden voor een CT scanner test: variatie van de buisspanning met de buisstroom; totale filtratie; accuraatheid van de aangeduide exposie tijd; variatie van het buisrendement voor verschillende buisstroom; orthogonaliteit van buis en detector; focusgrootte. Met onderhavige tekst hebben we gepoogd om alle volgens ons noodzakelijke, jaarlijks aan te wenden medische fysica testen voor een CT scanner te bundelen.

H. Bosmans en alle leden van de werkgroep CT  
November 2013

Hoofdstuk 2: De CT scanner .....	6
1.1 Buisspanning.....	6
1.1.1 Nauwkeurigheid.....	6
1.1.2 Reproduceerbaarheid .....	7
1.2 CTDI metingen.....	8
1.2.1 CTDI <sub>w</sub> of CTDI <sub>vol</sub> .....	9
1.2.2 Registratie van de evolutie in de tijd van CTDI <sub>w</sub> of CTDI <sub>vol</sub> .....	9
1.2.3 CTDI <sub>w</sub> of CTDI <sub>vol</sub> als functie van de kV .....	10
1.2.4 CTDI <sub>w</sub> of CTDI <sub>vol</sub> bij dual energy systemen .....	11
1.2.5 Verificatie van de CTDI <sub>w</sub> of CTDI <sub>vol</sub> bij modulatie van de exposie .....	12
1.3 Karakterisatie van de dosissen .....	13
1.3.1 Korte termijn reproduceerbaarheid .....	13
1.3.2 Optioneel: Afhangelijkheid van de focale spot.....	<b>Fout! Bladwijzer niet gedefinieerd.</b>
1.3.3 Detector collimatie.....	<b>Fout! Bladwijzer niet gedefinieerd.</b>
1.3.4 Lineariteit van de dosis als functie van de mAs .....	14
1.3.5 Verificatie van de dosis bij de voorgeprogrammeerde sequenties .....	14
1.4 Dosis bij CT fluoroscopie, perfusie CT, ed.....	15
1.5 Bestraalde snede dikte.....	<b>Fout! Bladwijzer niet gedefinieerd.</b>
1.6 Nauwkeurigheid van het positioneringslicht.....	17
1.7 Optioneel: Gantry tilt .....	18
1.8 Localisatie van scan vlak op het overzichtsbeeld .....	18
1.9 Afgelegde weg van de tafel.....	19
1.10 Snede dikte (gevoeligheidsprofiel).....	<b>Fout! Bladwijzer niet gedefinieerd.</b>
1.11 Beeldkwaliteit (performantie) .....	21
1.12 Buisstroommodulatie.....	24
1.13 Overscannen .....	25
1.14 Beeld artefacten .....	26
2 Cone beam CT scanner .....	27
3 PET-CT en SPECT-CT.....	27

## **Hoofdstuk 2: De CT scanner**

Het opvolgen van performantieparameters in de tijd is een belangrijk deel van een CT test. Daarbij is het erg belangrijk om de opname parameters gelijk te houden. Bij de acceptatie test of bij een eerste test van een toestel wordt daarom de “referentie setting” gedefinieerd. Deze scan ligt zo dicht mogelijk bij het volgende voorstel: 120kV en geen buisstroommodulatie. Men zoekt de mAs die voor body protocollen een aangeduide  $CTDI_w$  of  $CTDI_{vol}$  van 10mGy veroorzaakt en deze mAs wordt dan vast ingesteld. Men legt ook collimatie, field of view (FOV) en kernel vast. De pitch wordt zo dicht mogelijk bij 1 gekozen. De kV die gekozen wordt, wordt *referentie kV* genoemd. De “eerste” meting met deze referentie setting wordt gedefinieerd als “basiswaarde”. Deze basiswaarde moet eventueel worden aangepast na belangrijke interventies op het systeem.

Op sommige systemen is het niet eenvoudig om een voorgeprogrammeerde sequentiële scan te vinden voor metingen met het 32cm CTDI fantoom. Vaak zijn sequentiële scans nog enkel voorgeprogrammeerd voor onderzoeken van het hoofd. Eventueel wordt de fabrikant gecontacteerd om ook voor abdominale toepassingen toegang te hebben tot de sequentiële modus. De testen in onderhavig document kunnen eventueel ook in spiraal mode doorgevoerd worden.

Bij dual source systemen wordt opgezocht of het mogelijk is om met een buis apart te werken. De referentie settings worden apart gedefinieerd voor beide buizen. Beide buizen worden, indien mogelijk, apart en volledig getest. Indien aparte testen niet mogelijk zijn, worden de testen uitgevoerd in de aangeboden combinaties.

De meetwaarden bij een acceptatie test van een systeem volgens onderstaand protocol worden gedefinieerd als “basiswaarden”. Deze waarden zullen gebruikt worden voor opvolging in de tijd.

Voorwaarden:

CT-scanners nieuw aangekocht vanaf 1 januari 2003 moeten bij klinisch gebruik beschikken over een aanduiding van  $CTDI_{vol}$ . CT-scanners aangekocht voor 1 januari 2003 moeten bij klinisch gebruik beschikken over een aanduiding van  $CTDI_{vol}$  of  $CTDI_w$ .

**Art. 23** CT-scanners die nieuw worden aangekocht vanaf 1 januari 2014 moeten uitgerust zijn met een DICOM Structured Dose Report zoals bedoeld in IEC 60601-2-44.

**Art. 24** CT-scanners die nieuw of tweedehands worden aangekocht vanaf 1 januari 2014 moeten beschikken over een mogelijkheid tot automatische dosismodulatie.

CT-scanners die nieuw of tweedehands worden aangekocht vanaf 1 januari 2014 voor klinisch gebruik mogen geen single slice .

### **1.1 Buisspanning**


#### **1.1.1 Nauwkeurigheid**

##### 1. Doel van de meting

Bij deze test wordt nagegaan of de gemeten piekspanningen overeenkomen met de ingestelde waarden. Onjuist gekalibreerde CT buisspanningen

kunnen fouten in de CT getallen (hounsfield eenheden) teweegbrengen en leiden tot suboptimale of onverwachte contrasten in de beelden. Deze test is i.h.b. belangrijk voor CT scanners met dual energy option.

## 2. Apparatuur, Meetomstandigheden, Normen

<i>Nodige apparatuur</i>	kV-meter met kalibratie voor CT metingen (i.h.b. ook voor de dual energy systemen) of gevalideerd alternatief
<i>Meetomstandigheden</i>	Volgens handleiding kV-meter. Voer de meting door in de topogram modus of in een technische modus waarbij de buis niet roteert.
<i>Aanvaardbaarheids-Norm</i> 	De maximale afwijking tussen de ingestelde waarde en de gemeten waarde moet kleiner zijn dan 10% voor de klinisch meest gebruikte kVp's. Grotere afwijkingen worden voorgelegd aan de exploitant die dit bij een volgend onderhoud laat verifiëren of bijsturen.

## 3. Meetprocedure

De buisspanning wordt gemeten en genoteerd voor alle buisspanningen. Werk in topogram modus of in een technische modus zodat de buis niet roteert.

## 4. Berekeningen

De meetwaarden worden geregistreerd en opgevolgd in de tijd. De afwijking tussen de ingestelde buisspanning (kV) en de gemeten buisspanning (kV) wordt voor alle buisspanningen als volgt berekend:

$$\text{Afwijking (\%)} = \left| \frac{\text{Gemeten Buisspanning (kV)} - \text{Ingestelde Buisspanning (kV)}}{\text{Ingestelde Buisspanning (kV)}} \right| * 100$$


De maximale afwijking moet kleiner zijn dan 10%:

### 1.1.2 **Reproduceerbaarheid**

#### 1. Doel van de meting

Er wordt nagegaan of bij een bepaalde ingestelde waarde van de buisspanning telkens dezelfde buisspanning wordt geleverd.

#### 2. Apparatuur, Meetomstandigheden, Normen

<i>Nodige apparatuur</i>	kV-meter met kalibratie voor CT metingen
<i>Meetomstandigheden</i>	Volgens handleiding kV-meter. Voer de meting door in topogram modus of in een technische modus waarbij de buis niet roteert.
<i>Aanvaardbaarheids-Norm</i> 	Bij minstens 4 herhaalde metingen moet de afwijking in de buisspanning kleiner zijn dan 5%.

### 3. Meetprocedure

Er wordt gewerkt bij de referentie kV. Er worden minimaal 4 exposies gemaakt.

### 4. Berekeningen

Voor de 4 metingen wordt de afwijking als volgt berekend:

$$\text{Afwijking} = \left| \frac{\text{Gemeten buisspanning (kV)} - \text{Gemiddelde buisspanning (kV)}}{\text{Gemiddelde buisspanning (kV)}} \right| * 100$$

De maximale afwijking mag niet meer dan 5% bedragen.

## 1.2 CTDI metingen

Er bestaan verschillende dosisindicaties. Het is belangrijk dat men weet welke dosisindicatie bedoeld wordt op een bepaalde scanner en dat de juiste betekenis van de dosisindicatie in het verslag van de fysicus expliciet wordt toegelicht.

Een zeer algemene definitie is de volgende:

$$CTDI_{100} = \frac{1}{NT} \int_{-5\text{cm}}^{+5\text{cm}} D(z) dz$$

Hierbij is  $D$  het dosisprofiel volgens de as van de CT scanner,  $N$  het aantal tomografische sneden in één enkele scan en  $T$  de breedte van elke tomografische snede. De integratiegrenzen worden bepaald door de grootte van de ionisatiekamer (in dit geval 100mm). Deze meting kan doorgevoerd worden in lucht of in een medium. Wanneer een testobject gebruikt wordt met centrale en perifere holten voor de dosimeter (een zogenaamd CTDI test object, met diameter 16cm of 32cm), kan men  $CTDI_{100,centrum}$  en  $CTDI_{100,perifeer}$  (gemiddelde over de 4 perifere posities) bepalen. Dit leidt tot de  $CTDI_w$ :

$$CTDI_w = \frac{1}{3} CTDI_{100,centrum} + \frac{2}{3} CTDI_{100,perifeer}$$

De  $CTDI_{vol}$  kan berekend worden uit de  $CTDI_w$ :

Voor axiaal scannen:

$$CTDI_{vol} = \frac{NT}{I} CTDI_w$$

Waar  $I$  de tafelspoed is,  $T$  de effectieve collimatie per rij en  $N$  het totaal aantal rijen.

Voor helicaal scannen:

$$CTDI_{vol} = \frac{1}{Pitch} CTDI_w$$

De efficiëntie van een scanner wordt uitgedrukt in termen van dosis per geleverde mAs.

De effectieve tube current time product of effectieve mAs is de tube current time product gedeeld door de pitch (mAs gedeeld door de pitch).

Verifieer dat bij de CTDI metingen de correcte bowtie filters worden toegepast (match protocol groep en CTDI test object). Registreer de FOV.



### 1.2.1 CTDI<sub>w</sub> of CTDI<sub>vol</sub>

#### 1. Doel van de meting

Bepalen van de X-stralendosis die het systeem produceert voor een specifieke parameterinstelling (via CTDI<sub>w</sub> of CTDI<sub>vol</sub>).

Verificatie van het rendement van het systeem (via de CTDI<sub>w</sub>/mAs of CTDI<sub>vol</sub>/effectieve mAs) bij de referentie kV.

#### 2. Apparatuur, Meetomstandigheden, Normen

<i>Nodige apparatuur</i>	Minstens 100mm lange pencilbeam ionisatiekamer (of een gevalideerd alternatief), CTDI-test objecten (32cm diameter en 16cm diameter)
<i>Meetomstandigheden</i>	De testobjecten worden centraal in de gantry geplaatst. Het scannen gebeurt in sequentiële modus of gevalideerd alternatief. De metingen worden voor beide testobjecten doorgevoerd.
<i>Aanvaardbaarheids-Norm</i>	Er zijn noch normen voor de waarden van CTDI <sub>w</sub> noch voor de waarden van CTDI <sub>w</sub> /mAs of CTDI <sub>vol</sub> /effectieve mAs.

#### 3. Meetprocedure

Gebruik de referentie setting. Centreer het testobject van 32cm centraal in de gantry.

Meet en registreer CTDI<sub>w</sub> of CTDI<sub>vol</sub>

Herhaal de metingen voor het testobject van 16cm, gecentreerd in de gantry.

Bereken en registreer CTDI<sub>w</sub>/mAs of CTDI<sub>vol</sub>/effectieve mAs

### 1.2.2 Registratie van de evolutie in de tijd van CTDI<sub>w</sub> of CTDI<sub>vol</sub>

#### 1. Doel van de meting

Bij deze test wordt de gemeten CTDI<sub>w</sub> (of CTDI<sub>vol</sub>) vergeleken met de gemeten CTDI<sub>w</sub> (of CTDI<sub>vol</sub>) van de basiswaarde.

#### 2. Apparatuur, Meetomstandigheden, Normen

<i>Nodige apparatuur</i>	Minstens 100mm lange pencilbeam ionisatiekamer (of gevalideerd alternatief), CTDI-test objecten (32cm diameter en 16cm diameter)
<i>Meetomstandigheden</i>	Volgens handleiding dosimeter
<i>Aanvaardbaarheids-Norm</i>	De gemeten CTDI <sub>w</sub> (of CTDI <sub>vol</sub> ) wijkt minder dan 20% af van de basiswaarde.

#### 3. Meetprocedure

De CTDI<sub>w</sub> of CTDI<sub>vol</sub> zoals gemeten bij de (re-)acceptatie van het toestel (de "basiswaarde") voor testobjecten met 16cm en 32cm wordt opgezocht.

De gemeten CTDI<sub>w</sub> of CTDI<sub>vol</sub> van de actuele meting wordt vergeleken met de basiswaarde.

#### 4. Berekeningen

De afwijking tussen de  $CTDI_w$  of  $CTDI_{vol}$  en de basiswaarde wordt als volgt berekend:

$$\text{Afwijking} = \left| \frac{\text{Gemeten CTDI} - \text{Basiswaarde CTDI}}{\text{Basiswaarde CTDI}} \right| * 100$$

De afwijking moet kleiner zijn dan 20%.

### 1.2.3 $CTDI_w$ of $CTDI_{vol}$ als functie van de kV

#### 1. Doel van de meting

Verificatie van de afhankelijkheid van  $CTDI_w$  of  $CTDI_{vol}$  van de buisspanning.

Vergelijken van aangeduide en gemeten waarden.

#### 2. Apparatuur, Meetomstandigheden, Normen

<i>Nodige apparatuur</i>	Minstens 100mm lange pencilbeam ionisatiekamer (of gevalideerd alternatief), CTDI testobjecten (32cm diameter en 16cm diameter)
<i>Meetomstandigheden</i>	Volgens handleiding dosimeter
<i>Aanvaardbaarheids-Norm</i>	De evolutie van de $CTDI_w$ of $CTDI_{vol}$ als functie van de buisspanning moet een monotoon stijgende functie zijn. De gemeten CTDI wijkt minder dan 20% af van de aangeduide waarden. Een CTDI die meer dan 35% afwijkt wijst op de noodzaak van een dringende kalibratie.

#### 3. Meetprocedure

De  $CTDI_w$  of  $CTDI_{vol}$  worden gemeten bij alle klinisch gebruikte buisspanningen en voor beide testobjecten.

De gemeten  $CTDI_w$  of  $CTDI_{vol}$  in functie van de buisspanning moet een monotoon stijgende functie zijn.

De afwijkingen tussen aangeduide en gemeten waarden worden bepaald.

#### 4. Berekeningen

De afwijkingen tussen de gemeten en aangeduide waarden worden als volgt berekend:

$$\text{afwijking} = \left| \frac{\text{gemetenCTDI} - \text{aangeduideCTDI}}{\text{aangeduideCTDI}} \right| * 100$$

De maximale afwijking moet lager zijn dan 20%. Afwijkingen groter dan 35% vereisen een dringende interventie.

### 1.2.4 Detector collimatie

#### 1. Doel van de meting

Vergelijken van de aangeduide en de gemeten  $CTDI_w$  of  $CTDI_{vol}$ .

#### 2. Apparatuur, Meetomstandigheden, Normen

<i>Nodige apparatuur</i>	Minstens 100mm lange pencilbeam ionisatiekamer (of gevalideerd alternatief), CTDI testobject.
<i>Meetomstandigheden</i>	Volgens handleiding dosimeter
<i>Aanvaardbaarheids-Norm</i>	De gemeten CTDI wijkt minder dan 20% af van de aangeduide waarden. Een CTDI die meer dan 35% afwijkt wijst op de noodzaak van een dringende kalibratie.

#### 3. Meetprocedure

De  $CTDI_w$  of  $CTDI_{vol}$  worden gemeten bij de meest frequente gebruikte detector collimaties.

De afwijking tussen aangeduide en gemeten waarden worden bepaald.

#### 4. Berekeningen

De afwijkingen tussen de gemeten en aangeduide waarden worden als volgt berekend:

$$afwijking = \left| \frac{gemetenCTDI - aangeduideCTDI}{aangeduideCTDI} \right| * 100$$

De maximale afwijking moet lager zijn dan 20%. Afwijking groter dan 35% vereisen een dringende interventie.

### 1.2.5 $CTDI_w$ of $CTDI_{vol}$ bij dual energy systemen

#### 1. Doel van de meting

Verificatie of de aangeduide  $CTDI_w$  of  $CTDI_{vol}$  ook correct is bij het inschakelen van de dual energy modus. Vergelijken van aangeduide en gemeten waarden.

#### 2. Apparatuur, Meetomstandigheden, Normen

<i>Nodige apparatuur</i>	Minstens 100mm lange pencilbeam ionisatiekamer (of gevalideerd alternatief), CTDI testobjecten (32cm diameter en 16cm diameter)
<i>Meetomstandigheden</i>	Volgens handleiding dosimeter
<i>Aanvaardbaarheids-Norm</i>	De gemeten CTDI wijkt minder dan 20% af van de aangeduide waarden. Een CTDI die meer dan 35% afwijkt wijst op de noodzaak van een dringende kalibratie.

### 3. Meetprocedure

De  $CTDI_w$  of  $CTDI_{vol}$  worden gemeten in dual energy mode.

De afwijkingen tussen aangeduide en gemeten waarden worden bepaald.

### 4. Berekeningen

De afwijkingen tussen de gemeten en aangeduide waarden worden als volgt berekend:

$$afwijking = \left| \frac{gemetenCTDI - aangeduideCTDI}{aangeduideCTDI} \right| * 100$$

De maximale afwijking moet lager zijn dan 20%. Afwijking groter dan 35% vereisen een dringende interventie.

## **1.2.6 Verificatie van de $CTDI_w$ of $CTDI_{vol}$ bij modulatie van de exposie**

### 1. Doel van de meting

Verifiëren of aangeduide  $CTDI_w$  of  $CTDI_{vol}$  en gemeten  $CTDI_w$  of  $CTDI_{vol}$  bij modulatie van de exposie (vb. buisstroom modulatie, kV modulatie, etc.) overeenkomen. Deze test is cruciaal met het oog op patientendosimetrie. Deze test wordt doorgevoerd in spiraal mode, bij pitch zo dicht mogelijk bij 1, collimatie kleiner dan 4cm en een 32cm cilindervormig test object.

### 2. Apparatuur, Meetomstandigheden, Normen

<i>Nodige apparatuur</i>	Minstens 100mm lange pencilbeam ionisatiekamer (of gevalideerd alternatief), CTDI test-object.
<i>Meetomstandigheden</i>	Volgens handleiding dosimeter
<i>Aanvaardbaarheids-Norm</i>	De gemeten CTDI wijkt minder dan 20% af van de aangeduide waarden. Een CTDI die meer dan 35% afwijkt wijst op de noodzaak van een dringende kalibratie.

### 3. Meetprotocol

Metten van de  $CTDI_w$  bij modulatie van de exposie. De afwijkingen tussen aangeduide en gemeten waarden worden bepaald.

### 4. Berekeningen

De afwijkingen tussen de gemeten en aangeduide waarden worden als volgt berekend:

$$afwijking = \left| \frac{gemetenCTDI - aangeduideCTDI}{aangeduideCTDI} \right| * 100$$

De maximale afwijking moet lager zijn dan 20%. Afwijking groter dan 35% vereisen een dringende interventie.

## 1.2.7 Optioneel: Afhankelijkheid van de focale spot

### 1. Doel van de meting

CTDI<sub>w</sub> of CTDI<sub>vol</sub> metingen bij grote en kleine focale spot worden gemeten en vergeleken met de aangeduide waarden.

### 2. Apparatuur, Meetomstandigheden, Normen

<i>Nodige apparatuur</i>	Minstens 100mm lange pencilbeam ionisatiekamer (of gevalideerd alternatief), CTDI test-object.
<i>Meetomstandigheden</i>	Volgens handleiding dosimeter
<i>Aanvaardbaarheids-Norm</i>	De gemeten CTDI wijkt minder dan 20% af van de aangeduide waarden. Een CTDI die meer dan 35% afwijkt wijst op de noodzaak van een dringende kalibratie.

### 3. Meetprocedure

- Voer dosismetingen door voor grote en kleine focale spot. Contacteer eventueel de fabrikant om te weten hoe de kleine focus geactiveerd wordt of voor welke programma's de kleine focale spot geactiveerd is.
- Vergelijk en registreer de meetwaarden. Verifieer of gebruik van kleine focale spot terug te vinden is in de DICOM header.

### 4. Berekeningen

- De afwijkingen worden voor alle collimaties als volgt berekend:

$$\text{afwijking} = \left| \frac{\text{gemetenCTDI} - \text{aangeduideCTDI}}{\text{aangeduideCTDI}} \right| * 100$$

- De berekende maximale afwijking moet kleiner zijn dan 20%. Vanaf een afwijking van meer dan 20% wordt een correctiefactor voor patiëntendosimetriedoeleinden ingevoerd. Indien de afwijkingen groter zijn dan 35% wordt een herkalibratie gevraagd.

## 1.3 Karakterisatie van de dosissen

Voor deze testen volstaan CTDI<sub>100, centrum</sub> metingen, i.e. een dosismeting in het centrum van het testobject gedeeld door de bestraalde snededikte. In het vervolg ook aangeduid als CTDI<sub>centrum</sub>.

### 1.3.1 Korte termijn reproduceerbaarheid

#### 1. Doel van de meting

Bij deze test wordt de reproduceerbaarheid van de CTDI<sub>centrum</sub> geverifieerd.

#### 2. Apparatuur, Meetomstandigheden, Normen

<i>Nodige apparatuur</i>	Minstens 100mm lange pencilbeam ionisatiekamer (of gevalideerd alternatief), een CTDI testobject
<i>Meetomstandigheden</i>	De dosimeter in het centrum van het testobject.

<i>Aanvaardbaarheids-Norm</i>	De korte termijn reproduceerbaarheid van de $CTDI_{\text{centrum}}$ moet beter zijn dan 5%.
-------------------------------	---

### 3. Meetprocedure

Maak exposies met de *referentie exposiesetting*. Herhaal de dosismetingen minstens 4 keer.

### 4. Berekeningen

De afwijking wordt als volgt berekend voor de 4 metingen:

$$\text{Afwijking} = \left| \frac{CTDI_{\text{centrum}} - \text{Gemiddelde } CTDI_{\text{centrum}}}{\text{Gemiddelde } CTDI_{\text{centrum}}} \right| * 100$$

De berekende maximale afwijking moet kleiner zijn dan 5%.

## 1.3.2 Lineariteit van de dosis als functie van de mAs

### 1. Doel van de meting

Verifiëren of de dosis en de dosisindicatie lineair correleren met de ingestelde mAs voor 3 verschillende mAs settings.

### 2. Apparatuur, Meetomstandigheden, Normen

<i>Nodige apparatuur</i>	Minstens 100mm lange pencilbeam ionisatiekamer (of gevalideerd alternatief), $CTDI$ testobject.
<i>Meetomstandigheden</i>	Volgens handleiding dosimeter in het centrum van het testobject.
<i>Aanvaardbaarheids-Norm</i>	De lineaire correlatiecoëfficiënt tussen gemeten $CTDI_{100,C}$ en CTP gemeten voor minstens 3 CTP-waarden, moet groter zijn dan 0.9. De lineaire correlatiecoëfficiënt tussen nominale $CTDI_w$ of $CTDI_{vol}$ en CTP moet groter zijn dan 0.9.

### 3. Meetprocedure

Gebruik de *referentie setting*. Varieer de mAs per snede tussen 50mAs en 400mAs. Noteer de aangeduide dosisindicatie en meet de  $CTDI_{\text{centrum}}$ .

### 4. Berekeningen

De correlatiecoëfficiënt tussen de aangeduide mAs en de gemeten en aangeduide dosiswaarden wordt berekend. De correlatiecoëfficiënten moeten beter zijn dan 0.9.

## 1.4 Verificatie van de dosis bij de voorgeprogrammeerde sequenties

### 1. Doel van de meting

Registratie van de voorgeprogrammeerde sequenties ( $CTDI$ , reconstructie kernels, snededikten, collimatie, kV, pitch, buisstroommodulatie, ...).  
Jaarlijkse opvolging van de voorgeprogrammeerde sequenties, met inbegrip van pediatrische CT protocollen, die verplichtend aanwezig moeten zijn. Er wordt nagekeken of er leeftijds- of gewichtsgebaseerde protocollen zijn

voor kinderen. Verificatie wordt doorgevoerd voor alle andere onderzoeken door het FANC bepaald in het kader van de patiëntendosimetrie. De CTDI<sub>w</sub> voor de voorgeprogrammeerde sequenties moeten gecalibreerd zijn voor het 16cm fantoom.

## 2. Apparatuur, Meetomstandigheden, Normen

<i>Nodige apparatuur</i>	
<i>Meetomstandigheden</i>	Navraag welke protocollen klinisch gebruikt worden.
<i>Aanvaardbaarheids-Norm</i>	

### 3. Meetprocedure

Voer de scans door op een testobject met een vaste scanlengte en registreer CTDI<sub>w</sub> of CTDI<sub>vol</sub>

### 4. Berekeningen

Intellectuele inspectie.

Verifieer of er pediatrie protocollen aanwezig zijn en of de CTDI<sub>w</sub> gecalibreerd werd voor het 16cm fantoom.

## **1.5 Dosis bij CT fluoroscopie, perfusie CT, ed**

### 1. Doel van de meting

De dosis evalueren die gepaard gaat met fluoroscopische toepassingen, perfusie CT en dergelijke, i.e. waarbij de scanner repetitief straalt op eenzelfde snede (eventueel verschillende voorgeprogrammeerde tijdreeksen). Indien dosisreducerende opties voor de operator ter beschikking zijn wordt hun effectiviteit geverifieerd.

Het rapport rapporteert de dosissen die op het klein en groot CTDI fantoom gemeten worden voor de voorgeprogrammeerde perfusiereeksen. In voldoende benaderingen zijn metingen in de perifere gaten van het fantoom voldoende. Mits de CTDI<sub>w</sub> of CTDI<sub>vol</sub> aanduidingen correct zijn, kan de schatting gebaseerd worden op eerder doorgevoerde perifere metingen in het fantoom. Indien het effect van dosisreducerende opties moet bewezen worden (bv bij acceptatie van een scanner), kan een meting gebeuren met pencilbeam in de perifere holte die het dichtst ligt bij het gebied dat aan dosisreductie onderhevig is.

De metingen gebeuren bij acceptatie of eerste test van een systeem. Bij de volgende jaarlijkse testen wordt geverifieerd of de voorgeprogrammeerde programma's geen dosisverhoging inhouden in vergelijking met de acceptatie test.

## 2. Apparatuur, Meetomstandigheden, Normen

<i>Nodige apparatuur</i>	Dosimeter voor metingen op het fantoom die representatief zijn voor de dosis ter hoogte van de huid, met en zonder dosisreducerende opties voor de operator ingeschakeld. Voorbeeld: de pencilbeam ionisatiekamer, thermoluminescente dosimeters, e.d. CTDI test-objecten van 16cm of 32cm, naargelang de klinische applicaties.
<i>Meetomstandigheden</i>	Dosimeter op het testobject ofwel in een perifere positie.
<i>Aanvaardbaarheids-Norm</i>	

## 3. Meetprocedure

- Maak de lijst van de meest gebruikte voorgeprogrammeerde sequenties voor CT fluoroscopie, perfusie CT, ed. Meet de dosis op het corresponderende testobject of in een perifere holte waar de hoogste dosis verwacht wordt.
- Rapporteer deze dosis expliciet (in mGy/tijdsreeks (perfusie) of in mGy/min (CT fluoroscopie))
- Indien dosisreducerende opties ter beschikking zijn, wordt hun effectiviteit geëvalueerd en gerapporteerd naar de radioloog. Voorbeelden:
  - Afschermen van stralen bij een deel van de passage van de buis boven de tafel. Vergelijkende metingen (met en zonder geactiveerde optie) kunnen gebeuren met een dosimeter die geplaatst wordt op het fantoom.

## **1.6 Bundelbreedte**

### 1. Doel van de meting

De bundelbreedte is de FWHM van het dosisprofiel ten gevolge van de acquisitie van 1 axiale scan gemeten in het isocenter van de scanner. Deze test verifieert de collimatoren. De geometrische efficiëntie wordt hierbij gedefinieerd als de nominale bundelbreedte gedeeld door de gemeten bundelbreedte

## 2. Apparatuur, Meetomstandigheden, Normen

<i>Nodige apparatuur</i>	Zelfontwikkende film of CR plaat of een andere gevalideerde methode
<i>Meetomstandigheden</i>	Leg de film of CR plaat in het isocentrum van de CT scanner. Maak een acquisitie van 1 snede in sequentiële modus en voor 4 verschillende collimaties: de fijnste, de breedste en 2 klinisch gebruikte collimaties.
<i>Normen</i>	De geometrische efficiënties moeten beter zijn dan 70%. Indien slechter, wordt dit weergegeven op de console



### 3. Meetprocedure

Plaats de film of CR plaat in het centrum van de gantry en bepaal de breedte van het X-stralenprofiel. Deze meting wordt met een sequentieel programma doorgevoerd en met 4 andere collimaties met inbegrip van de fijnste en breedste collimatie). De full width half maxima (FWHM) van de snedeprofielen worden berekend.

De geometrische efficiënties worden berekend.

### 4. Berekeningen

De FWHM van de bestraalde snededikten worden bepaald.

De geometrische efficiënties worden dan als volgt berekend:

$$\text{GeometrischeEfficiëntie} = \frac{\text{BestraaldeSnededikte}}{\text{No min atieveBundelcol lim atie}} * 100$$

## **1.7 Nauwkeurigheid van het positioneringslicht**

### 1. Doel van de meting

Bij deze test wordt geverifieerd of de snede aangeduid door het positioneringslichtje ook daadwerkelijk gescand wordt. Deze lichtjes kunnen zich binnen de gantry (in het scanvlak) bevinden of op een referentieafstand buiten de gantry, of op beide plaatsen en eventueel gegenereerd worden door een extern localizer systeem of extern laser systeem. Indien zowel interne als externe lichten aanwezig zijn en ze onafhankelijk kunnen gebruikt worden, moeten ze beiden worden getest.

Indien het localizer systeem of een extern laser systeem gebruikt wordt voor specifieke toepassingen zoals radiotherapie, dan moet deze test uitgebreider doorgevoerd worden onder leiding van of in samenwerking met de collega's uit de radiotherapie.

### 2. Apparatuur, Meetomstandigheden, Normen

<i>Nodige apparatuur</i>	Zelfontwikkende film met methode om positie van het licht aan te duiden; een testobject, zoals bv Catphan. Of gevalideerd alternatief
<i>Meetomstandigheden</i>	sequentiële modus
<i>Normen</i>	Bij afwezigheid van specificaties van de fabrikant, mag het midden van het X-stralenveld en de positie van de lichtaanduiding niet meer dan 5mm afwijken.

### 3. Meetprocedure

Bevestig de film op het testobject en maak een aanduiding op de lijn van het positioneringslichtje. Scan de snede en verifieer of de aanduiding in de gescande snede ligt.

Indien een extern licht aanwezig is, moet men de positie van het extern positioneringslicht markeren. De tafel wordt vervolgens via de

automatische verplaatsingsfunctie in de gantry geschoven. Ook hier moet de aanduiding in de gescande snede liggen.

#### 4. Berekeningen


Het midden van het X-stralenveld en de positie van de lichteanduiding mogen niet meer dan 5mm afwijken.

### **1.8 Optioneel: Gantry tilt**

#### 1. Doel van de meting

Het bepalen van de nauwkeurigheid van de tilt indicatie en verzekeren dat een bepaalde tilt onder klinische omstandigheden kan bereikt worden

#### 2. Apparatuur, Meetomstandigheden, Normen

<i>Nodige apparatuur</i>	Zelfontwikkende film of gevalideerd alternatief
<i>Meetomstandigheden</i>	Sequentiële scan modus, kleinste collimatiestand.
<i>Normen</i> 	In afwezigheid van andere specificaties van de fabrikant, mag de fout niet meer de 3° bedragen. Console en gantry indicaties moeten exact overeenkomen.

#### 3. Meetprocedure

Plaats de film centraal en vertikaal in de gantry en maak een axiale scan met de kleinste collimatie. Vervolgens wordt de gantry gekanteld tot op zijn extremen en wordt er telkens een axiale scan genomen. Aan de hand van de zwarte lijnen op de film kan men de hoek tussen de twee extremen en de verticale positie meten.

#### 4. Berekeningen


De berekende hoek tussen de filmkleuring veroorzaakt door de verticale scan en de getilte scan wordt vergeleken met de aangeduide hoek. Het verschil tussen beide hoeken moet minder zijn dan 3°.

### **1.9 Localisatie van scan vlak op het overzichtsbeeld**

#### 1. Doel van de meting

De overeenkomst bepalen tussen de lokalisatieparameters op het overzichtsbeeld en de echte positie van de gescande snede.

#### 2. Apparatuur, Meetomstandigheden, Normen

<i>Nodige apparatuur</i>	Testobject met radio opaque marker
<i>Meetomstandigheden</i>	Sequentiële modus of spiraalscan met fijne collimatie, kleine pitch en beeldreconstructie met dunne coupes
<i>Normen</i> 	Gebruik het overzichtsbeeld om een snede te plannen doorheen de marker. Scan de snede. Verifieer of de marker in de gescande snede ligt. Bij afwezigheid van specificaties van de fabrikant, mag de positie van het

	gereconstrueerde beeld niet meer dan 2mm afwijken van de positie van de marker.
--	---

### 3. Meetprocedure

Plaats het testobject op de tafel. Maak een overzichtsbeeld waarop de radio opaque marker zichtbaar is. Scan doorheen de radio opaque marker.

### 4. Berekeningen

Verifieer of de marker in het beeld zichtbaar is.  
De afwijking mag niet meer bedragen dan 2mm


## **1.10 Afgelegde weg van de tafel**

### 1. Doel van de meting

Bepalen van de nauwkeurigheid en reproduceerbaarheid van de longitudinale tafelverplaatsing.

Indien de scanner voor radiotherapie planning wordt gebruikt, dan moet deze test uitgebreider doorgevoerd worden onder leiding van of in samenwerking met de collega's uit de radiotherapie.

### 2. Apparatuur, Meetomstandigheden, Normen

<i>Nodige apparatuur</i>	Twee objecten met zichtbare referentiepunten
<i>Meetomstandigheden</i>	Men verschuift de tafel m.b.v. het bedieningspaneel aan de scanner.
<i>Normen</i> 	De gemiddelde fout mag niet meer dan 3mm bedragen, noteer ook of het een systematische (bv in één richting) of een willekeurige fout is.

### 3. Meetprocedure

De precisie van tafelbeweging kan gemeten worden door twee testobjecten op de tafel te plaatsen. Beiden hebben een referentiepunt en de afstand tussen deze referentiepunten wordt gemeten. De objecten worden zo geplaatst dat deze afstand minstens 40cm is. De tafel wordt in de scanner gebracht tot het localisatie licht afgeregeld is op het referentiepunt op het eerste testobject. Het is essentieel dat deze testen uitgevoerd worden met een gewichtsverdeling op de tafel gelijkaardig aan dat van een patiënt (b.v. 50kg).

De tafel wordt dan verplaatst tot het localisatielicht overeenkomt met het tweede referentiepunt. Men berekent de afwijking tussen de aangeduide afstand op de console en de gemeten afstand. Vervolgens verplaatst men de tafel terug naar zijn oorspronkelijke positie gebaseerd op de info op de console en wordt deze positie vergeleken met de beginpositie.

#### 4. Berekeningen


Het verschil tussen aangeduide afgelegde weg en de werkelijke afstand moet minder zijn dan 2mm. De tafel moet binnen de 2mm geherpositioneerd zijn na de tweede verplaatsing.

### **1.11 Dikte van gereconstrueerde sneden**

#### 1. Doel van de meting

Bepalen van de dikte van de gereconstrueerde snede. Algemeen wordt deze aangeduid als de breedte op halve hoogte (FWHM) van het gevoeligheidsprofiel..

#### 2. Apparatuur, Meetomstandigheden, Normen

<i>Nodige apparatuur</i>	Dun, hoog contrast testobject dat onder een bepaalde hoek $\theta$ ten opzichte van het scanvlak geplaatst is. Bij voorkeur wordt de meting doorgevoerd voor een centrale en perifere positie van dit testobject. De perifere positie is de worst case conditie. Er moet geverifieerd worden of het testobject bruikbaar is voor het nameten van dunne snededikten.
<i>Meetomstandigheden</i>	Sequentiële scan
<i>Normen</i> 	Voor snedediktes $\leq 2\text{mm}$ bedraagt de afwijking tussen de gemeten gereconstrueerde snededikte en de aangeduide gereconstrueerde snededikte maximaal 50%. Voor snedediktes $> 2\text{mm}$ bedraagt het verschil tussen de gemeten gereconstrueerde snededikte en de aangeduide gereconstrueerde snededikte maximaal 1mm.

#### 3. Meetprocedure

Het testobject wordt centraal gepositioneerd volgens de handleiding. Maak opnamen met minstens 2 snededikten van dit testobject ( $<2\text{mm}$  en  $>2\text{mm}$ ). Reconstrueer de beelden met een zachte (smooth) en een harde (sharp) reconstructiekernel.

Bepaal de FWHM van het profiel van het testobject.

#### 4. Berekeningen

De snededikte wordt berekend aan de hand van de onderstaande formule.

$$\text{snededikte} = d \times \text{tg}(\theta)$$

$d$  = FWHM van het profiel van het testobject.

$\theta$  = hoek tussen het testobject en het scanvlak

Vergelijk de gemeten snededikte en de aangeduide snededikte.

## 1.12 Beeldkwaliteit (performantie)

### 1. Doel van de meting

Karakterisatie van de beeldkwaliteit (uniformiteit, CT getallen, spatiale resolutie, laag contrast resolutie) die gepaard gaat met de referentie exposie setting en na reconstructie met een zachte en harde reconstructie kernel.

- Registratie van de kwaliteitsparameters bij een kV lager en hoger dan de referentie kV, indien ter beschikking.
- Evaluatie van deze beeldkwaliteitsmetingen in de tijd.
- Vergelijken van de kwaliteitsparameters met normen
- Vergelijken van de beeldkwaliteitsparameters die verkregen werden met vergelijkbare fantomen en onder vergelijkbare opnamen (voorbereiding tot multi-centrisch gevalideerde normen)

Opmerking: deze tekst veronderstelt dat ‘waterequivalent materiaal’ een CT getal heeft identiek aan water. Indien het materiaal een ander CT getal heeft, moet daar in de berekeningen rekening mee gehouden worden.

### 2. Apparatuur, Meetomstandigheden, Normen

<i>Nodige apparatuur</i>	Een testobject dat toelaat om beeldkwaliteit kwantitatief te beoordelen (uniformiteit, minstens 3 materialen voor evaluatie van CT getallen, spatiale resolutie, laag en hoog contrast resolutie). Voorbeeld: catphan, IEC fantoom, etc.
<i>Meetomstandigheden</i>	Het testobject wordt gepositioneerd volgens de aanwijzingen van de fabrikant. De <i>referentie exposie</i> wordt uitgevoerd. Daarnaast worden de scans ook doorgevoerd met een uitgebreide referentie setting, namelijk reconstructie met een zachte en harde reconstructie kernel en een scan bij lagere en een hogere buisspanning, en indien ter beschikking ook met de dual energy optie.
<i>Aanvaardbaarheidsnorm</i>	Deze normen zijn preliminair en worden verder geëvalueerd.  De volgende parameters worden vergeleken met de basiswaarden bij de <i>referentie exposiesetting</i> (1 buisspanning en 1 reconstructie kernel): (1) Het CT getal van water of water equivalent materiaal in een centrale ROI mag niet meer dan 10HUs afwijken van de basiswaarde (2) De ruis in een centrale ROI in water of waterequivalent materiaal mag niet meer dan 50% afwijken van de basiswaarde. (3) De frequenties waarbij de MTF 50% en 2% zijn mogen niet meer dan 15% afwijken van de basiswaarde.  Voor de scans van de uitgebreide referentie setting worden de volgende parameters geëvalueerd:

- (1) De afwijking tussen de gemeten CT getallen van water (of water equivalent materiaal) en de theoretische waarde moet bij alle buisspanningen kleiner zijn dan 10HU.
- (2) Uniformiteit: verschil tussen CT getallen van water (of waterequivalent materiaal) in een centrale en perifere ROI  $< 8$  HU indien het fantoom een diameter heeft tussen 16cm en 24cm en  $< 12$  HU indien het fantoom een diameter heeft groter dan 24cm
- (3) CT getallen van objecten met verschillende densiteiten worden geplot i.f.v. hun lineaire attenuatie coëfficiënt. De geplotte functie moet door nul  $\pm 10$  HU gaan voor water (of waterequivalent materiaal) en door  $-1000 \pm 50$  HU voor lucht. De correlatiecoëfficiënt moet beter zijn dan 0.99. Het maximale verschil tussen het CT-getal van lucht en de theoretische waarde bedraagt 50 HU.
- (4) Cilindrische testobjecten met een straal van 10mm en vervat in een groter testobject, die een theoretisch verschil van maximaal 10 HU zouden moeten maken met het achtergrondmateriaal, zijn zichtbaar

### 3. Meetprocedure

- Het testobject wordt gepositioneerd volgens de handleiding.

De referentie exposiesetting wordt doorgevoerd en alle parameters worden nauwkeurig genoteerd. De beelden worden gereconstrueerd met een zachte en een harde reconstructie kernel. De scan wordt herhaald bij een kV lager en hoger dan de referentie kV.

Voor een opname bij de referentie exposie setting worden de volgende parameters gemeten voor opvolging in de tijd:

- De ruis in een centrale ROI met een straal van 40% van de fantoomdiameter (ref: ImpactScan).
- De CT getallen van water (of waterequivalent materiaal) in een centrale ROI met een straal van ongeveer 1cm
- De MTF

Voor alle opnamen van de uitgebreide referentie setting (bij 3 buisspanningen en 2 reconstructie kernels) worden

de volgende parameters gemeten:

- CT getallen van water of waterequivalent materiaal
- uniformiteit
- CT getallen van alle materialen (minstens 3) die voorzien zijn voor de CT getallen test
- CT getal van lucht
- Laag contrast resolutie: zijn objecten die 10HUs verschillen van een homogene achtergrond zichtbaar?

Voor alle opnamen (bij 3 buisspanningen, 2 reconstructie kernels) wordt de ruis gemeten.

### 4. Berekeningen

Vergelijking met basiswaarden:

- De ruis in een centrale ROI mag niet meer dan 20% afwijken van de basiswaarde.
- De frequenties waarbij de MTF 50% en 2% zijn, mogen niet meer dan 15% afwijken van de basiswaarden.

Evaluatie van de kwaliteitsparameters in alle beelden (verschillende buisspanningen en kernel, i.h.b. ook voor dual energy):

- Het CT getal van water of waterequivalent materiaal mag bij alle buisspanningen niet meer dan 10HU afwijken van de theoretische
- De uniformiteit, gemeten als het maximale verschil in CT getal tussen een centrale en perifere ROI, kleiner zijn dan 8HU indien het fantoom een diameter heeft tussen 16cm en 24cm en < 12 HU indien het fantoom een diameter heeft groter dan 24cm. Indien het testobject op de tafel ligt, wordt in geval van problemen ook een homogeniteitsmeting volgens de richtlijnen van de fabrikant doorgevoerd.
- CT getallen van objecten met verschillende densiteiten worden geplot i.f.v. hun lineaire attenuatie coëfficiënt. De geplotte functie moet door

nul  $\pm 10$ HU gaan (voor water of waterequivalent materiaal) en door  $-1000 \pm 50$ HU (voor lucht). De correlatiecoëfficiënt moet beter zijn dan 0.99. Het maximale verschil tussen het CT-getal van lucht en de theoretische waarde bedraagt 50 HU.

- Laag contrast objecten met een verschil van 10HU met omgevende materiaal moeten zichtbaar zijn.

## 1.13 Buisstroommodulatie

### 1. Doel van de meting

Verifiëren of de buisstroommodulatie goed functioneert. We maken onderscheid tussen 2D modulatie (in het vlak) en 3D modulatie (over het gehele gescande volume). De volgende doelstellingen moeten bereikt worden door de buisstroom modulatie (tenzij anders gespecificeerd door de fabrikant):

§ 1. De automatisch gemoduleerde buisstroom in het scanvlak en langsheen de z-as varieert in functie van de dikte en samenstelling van de gescande testobjecten.

§ 2. Bij afname van de dikte van het gescande fantoom, moet de buisstroom automatisch dalen indien de samenstelling van het gescande object hetzelfde blijft.

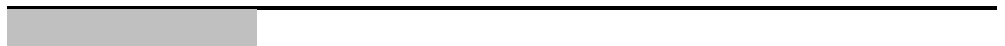
§ 3. Indien de dikte constant blijft en de densiteit van het gescande object toeneemt, moet de buisstroom automatisch toenemen.

- Verifiëren of een melding gegeven wordt indien een scan gepland wordt met tube modulatie buiten het gebied van de scout view

Verifiëren of de buisstroommodulatie praktisch gebruikt wordt en hoe men dit kan terugvinden bij patiëntendosimetrie surveys

- Nakijken of dosisreducerende opties inderdaad voorgeprogrammeerd staan in de protocollen.
- Onderzoeken of de buisstroommodulatie aangegeven is in de DICOM header

## 2. Apparatuur, Meetomstandigheden, Normen





<i>Nodige apparatuur</i>	Het 32cm CTDI fantoom, 16cm CTDI fantoom of een fantoom dat specifiek ontworpen is om buisstroomodulatie in x-y en z-richting uit te lokken.
<i>Aanvaardbaarheidsnorm</i>	De buisstroom moet op een logische wijze variëren bij het scannen van de testobjecten. Bij het scannen van het 32cm fantoom gevolgd door het 16cm fantoom wordt de mA gevoelig gemoduleerd. De parameters worden opgevolgd in de tijd. Afwijkingen in de tijd die meer dan 20% bedragen vergen nadere studie.

### 3. Meetprocedure

Volgende meetprocedure kan toegepast worden indien men enkel gebruik wenst te maken van de reeds beschikbare CTDI fantomen:

- Testen van de z-as modulatie: Positioneer achtereenvolgens: groot CTDI fantoom en klein CTDI fantoom. Maak een overzichtsbeeld. Voer 1 scan uit zonder buisstroomodulatie om de waarde van de ruis in afwezigheid van buisstroom modulatie te kennen. Kies bv voor een Siemens systeem een mAs gelijk aan de RefmAs en voor een GE scanner de maxmAs. Scan deze fantomen met buisstroomodulatie. Vergelijk de mA aanduidingen ter hoogte van klein en groot fantoom. Registreer de ruiswaarden die in de verschillende secties voor beide scans verkregen worden.
- Testen van de x-y modulatie: Plaats het 32cm CTDI fantoom plat op tafel. Maak een overzichtsbeeld. Selecteer een beperkt stuk van het centraal deel van het fantoom (bijvoorbeeld 5cm). Plaats de ionisatie kamer tegen de gantry, bij een eerste scan op 0° en bij een tweede scan op 90° en meet het verloop van de dosis of de gecumuleerde dosis over de scans

Indien de dikte constant blijft en de densiteit van het gescande object toeneemt, moet de buisstroom automatisch toenemen.

### 4. Berekeningen

Bespreek de efficiëntie van de buisstroomodulatie in het rapport. Men kan onder andere de evolutie van de ruis en de mA als functie van de z-coördinaat plotten voor de verschillende scans.

## **1.14 Overscannen**

### 1. Doel van de meting

Verifiëren welk deel bestraald wordt bij een scan met welbepaalde scan lengte

2. Apparatuur, Meetomstandigheden, Normen

<i>Nodige apparatuur</i>	Er worden 2 radio-opaque merkpunten aangebracht op een afstand van 10 cm van elkaar. Zelfontwikkellende film.
<i>Aanvaardbaarheidsnorm</i>	Het effectief bestraalde volume (uitgedrukt in lengte volgens de z-as) wordt geregistreerd.

3. Meetprocedure4. Berekeningen

De effectief gescande lengte wordt gemeten.

**1.15 Beeld artefacten**1. Doel van de meting

Beoordelen van beeldartefacten in het algemeen. Voorbeelden zijn: metaal artefacten, distorties, aliasing, streaks, beam hardening, ...

Tevens mogen door de CT-scanner alsook de software die er integraal deel van uitmaakt, veroorzaakte artefacten bij scannen van een homogeen testobject geen impact hebben op de klinische diagnosestelling door de bevoegde practicus

2. Apparatuur, Meetomstandigheden, Normen

<i>Nodige apparatuur</i>	Specifiek testobject dat invoegsels bevat om beam hardening te kunnen evalueren (bevat bv 3 metalen pinnen of amalgaanvullingen, etc.)
<i>Meetomstandigheden</i>	Het fantoom wordt gepositioneerd volgens de instructies van de fabrikant
<i>Normen</i>	Visuele beoordeling, eventueel opvolging in de tijd.

3. Meetprocedure

Scannen met *referentie setting*, maar met een spiraal scan

De beelden worden visueel beoordeeld.

## **2 Cone beam CT scanner**

Indien 3D beeldvorming gebeurt met behulp van een 2D digitale detector spreekt men over “cone beam” CT. Deze modaliteit is vandaag in opmars.

Cone beam CT toestellen worden ingezet voor dentale toepassingen, 3D beeldvorming op fluoroscopie systemen, high energy cone beam CT, borst CT ...

Het feit dat de patiëntendosis per rotatie van de buis hoog kan oplopen, is een extra reden om een test van medische fysica te plannen. Deze test omvat een afschatting van de dosis die de patiënt voor de courante onderzoeken op dit toestel kan oplopen. Er gaan nog veel research projecten gepaard met het testen van deze modaliteiten.

De volgende testen uit het CT protocol zijn onverminderd van toepassing op cone beam CT toestellen:

Buisspanning (mibv Nauwkeurigheid en reproduceerbaarheid), karakterisatie van de dosissen (vergelijking tussen aangeduide en gemeten waarde, reproduceerbaarheid, basis performantiewaarden voor opvolging in de tijd, kV afhankelijkheid), invloed van specifieke factoren op de dosis (focale spot, kV, filtratie), evaluatie van beeldkwaliteit (spatiale resolutie, contrast resolutie)

De volgende aspecten worden toegevoegd aan het protocol:

- Meting van de filtratie van de buis (voor limietwaarden, zie protocol van klassieke RX toestellen en beeldversterkers)
- De grootte en positie van het stralingsveld, m.i.b.v. zijn vergelijking met de grootte van de detector (voor limietwaarden, zie protocol van klassieke RX toestellen en beeldversterkers)
- Afschatting van dosis bij frequent gebruikte programma's

De beeldkwaliteitsperformantie kan op specifieke testobjecten doorgevoerd worden en omvat typisch een evaluatie van homogeniteit, spatiale resolutie en afhankelijkheid van dosis en kernel. De absolute waarde van de HU wordt op vele toestellen niet nagestreefd en ook klinisch niet gebruikt en is daarom niet aan normen onderhevig (opvolging in de tijd moet wel stabiliteit van deze waarden tonen).

Er wordt speciale aandacht geschonken aan reconstructieartefacten voor deze (nieuwe) technologie.

Indien buisstroommodulatie gebruikt wordt, wordt de werking geverifieerd.

## **3 PET-CT en SPECT-CT**

Cfr ook het protocol op de website van de BVZF.

Indien kan gebruikt worden voor diagnostische CT: volledig protocol toepassen;

Bijzonder aandacht is vereist voor de voorgeprogrammeerde protocollen.

Zijn er lage dosis onderzoeken voor de attenuatiecorrectie voorgeprogrammeerd? Zijn lage dosis onderzoeken inderdaad lage dosis?

Test van registratie (uitlijning) CT en PET (CT)