

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. Gedeeltelijke antwoorden zullen wellicht volgen uit de door het FANC gefinancierde en door de VUB gecoördineerde multi center studie.

Acties van medische fysica moeten duidelijk verder gaan dan het doorvoeren van een strikt technische test op het toestel. Patiëntendosimetrie is een 3-jaarlijkse verplichting, met jaarlijkse verificatie van technische parameters tijdens de medische fysica test. Gedurende deze test moet de patiëntendosimetrie actief voorbereid worden en worden tevens de 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. Veel protocols beperken zich daarom tot opvolgen in de tijd of vergelijken met specificaties van de fabrikant. In onze aanpak gaan we ook beeldkwaliteit meten bij verschillende klinisch voorgeprogrammeerde scans en hopen we onderzoeksspecifieke referentiewaarden te kunnen vooropstellen op middellange termijn. Een gecoördineerde data collectie zou in dit opzicht optimaal zijn.

Dit protocol is toepasbaar op de klassieke CT scanners, zoals die vandaag in de radiologie worden gebruikt. Dezelfde aanpak kan doorgevoerd worden op het CT deel van de SPECT of PET scanner. High voltage CT scanners (zoals op radiotherapie), cone beam CT scanners voor dentale toepassingen of borst beeldvorming, ... hebben andere geometrieën en vrijheidsgraden. 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. We voorzien een paragraaf waarin op een aantal specifieke aspecten wordt ingegaan. Deze paragraaf zal bij uitstek het voorwerp uitmaken van updates en onderzoeksactiviteiten.

Het is de bedoeling dat de huidige tekst de actuele lijst van testen in het RP91 protocol snel mag vervangen. Een goede invulling van 'medische fysica' vereist immers meer dan een paar technische testen van de CT scanner die enkel beoordelen of een toestel uit dienst moet gehaald worden !

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, routinematig aan te wenden medische fysica testen voor een CT scanner te bundelen.

H. Bosmans en alle leden van de werkgroep CT
November 2010

Hoofdstuk 2: De CT scanner	6
1.1 Buisspanning.....	6
1.1.1 Nauwkeurigheid.....	6
1.1.2 Reproduceerbaarheid	7
1.2 CTDI metingen.....	7
1.2.1 CTDI _w of CTDI _{vol}	8
1.2.2 Registratie van de evolutie in de tijd van CTDI _w of CTDI _{vol}	9
1.2.3 CTDI _w of CTDI _{vol} als functie van de kV	10
1.2.4 CTDI _w of CTDI _{vol} bij dual energy systemen	10
1.2.5 Verificatie van de CTDI _w of CTDI _{vol} bij modulatie van de exposie	11
1.3 Karakterisatie van de dosissen	12
1.3.1 Korte termijn reproduceerbaarheid	12
1.3.2 Optioneel: Afhankelijkheid van de focale spot.....	12
1.3.3 Detector collimatie.....	13
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	16
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).....	20
1.11 Beeldkwaliteit (performantie)	20
1.12 Buisstroommodulatie.....	23
1.13 Overscannen	25
1.14 Beeld artefacten	25
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 $CTDI_w$ 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.

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 eerste medische fysica test van een systeem volgens onderstaand protocol worden gedefinieerd als “basiswaarden”. Deze waarden zullen gebruikt worden voor opvolging in de tijd.


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.

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. We leggen geen normen op. 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 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 relatieve 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), kan men $CTDI_{100,centrum}$ en $CTDI_{100,perifeer}$ bepalen. Dit leidt tot de $CTDI_w$:

$$CTDI_w = \frac{1}{3} CTDI_{100,centrum} + \frac{2}{3} \text{gemiddelde_over_4perifere_posities}(CTDI_{100,perifeer})$$

De $CTDI_{vol}$ is een begrip dat vaak gehanteerd wordt voor spiraal- en volume scans. Het kan berekend worden uit de $CTDI_w$ maar vereist dan dat tafelspoed I , effectieve collimatie per rij T en totaal aantal rijen N , of alternatief de “pitch”, gekend is.

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

De $CTDI_{vol}$ kan met een voldoende goede benadering direct gemeten worden in spiraal mode bv door een volume te bestralen dat de pencilbeam dosimeter volledig omvat.

De efficiëntie van een scanner wordt uitgedrukt in termen van dosis per geleverde mAs. De effectieve mAs van een bepaald scan protocol is de mAs die het systeem zou moeten leveren indien dezelfde hoeveelheid dosis als deze van het scan protocol aan hetzelfde gescande volume met een pitch van 1 zou moeten geleverd worden. De effectieve mAs correleert met de effectieve dosis van de patiënt.

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_w of CTDI_{vol}

1. Doel van de meting

Bepalen van de X-stralendosis die het systeem produceert voor een specifieke parameterinstelling (via CTDI_w of CTDI_{vol})
 Verificatie van het rendement van het systeem (via de CTDI_w/mAs of CTDI_{vol}/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. De metingen worden voor beide testobjecten doorgevoerd.

<i>Aanvaardbaarheids-Norm</i>	Er zijn noch normen voor de waarden van $CTDI_w$ noch voor de waarden van $CTDI_w/mAs$ of $CTDI_{vol}/effectieve\ mAs$.
-------------------------------	--

3. Meetprocedure

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

Meet en registreer $CTDI_w$ of $CTDI_{vol}$

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

Bereken en registreer $CTDI_w/mAs$ of $CTDI_{vol}/effectieve\ mAs$

1.2.2 Registratie van de evolutie in de tijd van $CTDI_w$ of $CTDI_{vol}$

1. Doel van de meting

Bij deze test wordt de $CTDI_w$ (of $CTDI_{vol}$) vergeleken met de $CTDI_w$ (of $CTDI_{vol}$) bij (re-)acceptatie van het systeem of bij de eerste kwaliteitscontrole meting die door de medisch fysicus van een bepaald team werd doorgevoerd op het systeem. Deze “eerste” meting wordt gedefinieerd als “basiswaarde”. Er wordt getest of voor dezelfde *referentie setting* een $CTDI_w$ (of $CTDI_{vol}$) wordt geleverd binnen de aangegeven normen.

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 $CTDI_w$ (of $CTDI_{vol}$) wijkt minder dan 20% af van de basiswaarde.

3. Meetprocedure

De $CTDI_w$ of $CTDI_{vol}$ zoals gemeten bij de (re-)acceptatie van het toestel (de “basiswaarde”) voor testobjecten met 16cm en 32cm wordt opgezocht.

De gemiddelde $CTDI_w$ of $CTDI_{vol}$ 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 25% 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 afwijkingen tussen aangeduide en gemeten waarden worden bepaald.

4. Berekeningen

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

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

De maximale afwijking moet lager zijn dan 25%. Afwijkingen groter dan 35% vereisen een dringende interventie.

1.2.4 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 25% 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:

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

De maximale afwijking moet lager zijn dan 25%. Afwijking groter dan 35% vereisen een dringende interventie.

1.2.5 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.

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 25% 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:

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

De maximale afwijking moet lager zijn dan 25%. Afwijking groter dan 35% vereisen een dringende interventie.

1.3 Karakterisatie van de dosissen

Voor deze testen volstaan $CTDI_{100, \text{centrum}}$ metingen, i.e. een dosismeting in het centrum van het testobject gedeeld door de bestraalde snededikte. In het vervolg ook aangeduid als $CTDI_{\text{centrum}}$.

1.3.1 Korte termijn reproduceerbaarheid

1. Doel van de meting

Bij deze test wordt de reproduceerbaarheid van de $CTDI_{\text{centrum}}$ 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 Optioneel: Afhankelijkheid van de focale spot

1. Doel van de meting

$CTDI_{\text{centrum}}$ metingen bij grote en kleine focale spot worden gemeten en vergeleken met de aangeduide waarden. Er wordt berekend hoe verschillend de meetwaarden zouden geweest zijn indien, behalve het gebruik van de verschillende focale spot, verder identieke scangegevens hadden gebruikt geweest.

2. Apparatuur, Meetomstandigheden, Normen

<i>Nodige apparatuur</i>	Minstens 100mm lange pencilbeam ionisatiekamer (of
--------------------------	--

	gevalideerd alternatief), CTDI test-object.
<i>Meetomstandigheden</i>	De dosimeter in het centrum van het testobject
<i>Aanvaardbaarheids-Norm</i>	Registreren van de meetwaarden

3. Meetprocedure

- Voer een dosismeting door voor grote en kleine focale spot met exact dezelfde nominale exposie settings, of settings bij kleine focal spot die terugrekenbaar zijn naar de setting bij de grote focus. 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. Bereken eventuele correctiefactoren indien de $CTDI_{\text{centrum}}$ metingen bij de kleine focale spot significant afwijken van $CTDI_{\text{centrum}}$ metingen bij grote focale spot.
- Verifieer of gebruik van kleine focale spot terug te vinden is in de DICOM header.
- Indien de aangeduide CTDI waarden voor grote en kleine focale spot onder identieke mAs en geometrieën identiek zijn, maar de meetwaarden meer dan 25% verschillen, dan wordt dit gerapporteerd en in rekening gebracht bij de patiëntendosimetrie. Op dat ogenblik wordt een volledige $CTDI_w$ meting doorgevoerd om de correctiefactor te staven.

1.3.3 Detector collimatie

1. Doel van de meting

Bij deze test wordt het effect van de collimatie op de $CTDI_{\text{centrum}}$ geëvalueerd.

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>	Registreer de $CTDI_{\text{centrum}}$ voor verschillende collimaties, met in begrip van de nauwste en de breedste keuzes. Verifieer of de $CTDI_w$ berekend uit $CTDI_{\text{centrum}}$ metingen minder dan 25% afwijken van de aangeduide waarden. Indien afwijkingen groter zijn dan 25%, wordt een conversiefactor voor patiëntendosimetriedoeleinden ingevoerd. Indien deze verschillen groter zijn dan 25% worden voorgeprogrammeerde protocols met deze collimaties besproken met de radioloog. Voor afwijkingen groter dan 35% wordt een herkalibratie gevraagd. De afwijkingen tussen de berekende $CTDI_w$ bij specifieke collimaties en de $CTDI_w$ worden gerapporteerd.

3. Meetprocedure

- Meet de $CTDI_{\text{centrum}}$ voor verschillende collimaties, met inbegrip van de nauwste en de breedste collimatie. Bereken uit de $CTDI_{\text{centrum}}$ de $CTDI_w$ of $CTDI_{\text{vol}}$ m.b.v. de metingen uit de voorgaande paragrafen, en vergelijk de aangeduide en berekende waarden.

4. Berekeningen

De afwijkingen worden voor alle collimaties als volgt berekend:

$$\text{Afwijking} = \left| \frac{\text{BerekendeCTDI} - \text{AangeduideCTDI}}{\text{AangeduideCTDI}} \right| * 100$$

De berekende maximale afwijking moet kleiner zijn dan 25%. Vanaf een afwijking van meer dan 25% wordt een correctiefactor voor patiëntendosimetriedoeleinden ingevoerd. Indien de afwijkingen groter zijn dan 35% wordt een herkalibratie gevraagd.

Deze meetwaarden worden geregistreerd en expliciet gerapporteerd naar de radioloog. Indien de dosis bij kleine collimatie meer dan 25% hoger is dan bij bredere collimatie voor eenzelfde effectieve mAs wordt dit besproken met de radioloog en worden scan protocols waarin deze collimaties voorgeprogrammeerd staan overlopen.

1.3.4 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 correlatiecoëfficiënt tussen aangeduide mAs waarden en de gemeten dosissen enerzijds, en tussen de aangeduide mAs waarden en aangeduide dosisindicaties anderzijds, 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.

1.3.5 Verificatie van de dosis bij de voorgeprogrammeerde sequenties

1. Doel van de meting

Verifiëren of de voorgeprogrammeerde sequenties een acceptabele dosis vertegenwoordigen door vergelijken met referentiewaarden. Jaarlijkse opvolging van de voorgeprogrammeerde sequenties, met inbegrip van pediatrische CT. 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.

2. Apparatuur, Meetomstandigheden, Normen

<i>Nodige apparatuur</i>	
<i>Meetomstandigheden</i>	Navraag welke protocollen klinisch gebruikt worden.
<i>Aanvaardbaarheids-Norm</i>	De genoteerde dosiswaarden moeten beneden referentiewaarden liggen.

3. Meetprocedure

- Vergelijk de scan protocols voor de verschillende onderzoeken met de protocols bij de vorige test. Indien dosissen verhoogd werden, wordt dit nader onderzocht.
- Eventueel volgt een extra patiëntendosimetriestudie ter verificatie.

4. Berekeningen

Vergelijk met de eerste Belgische DRLs waar voor handen. Voorlopig zijn er nog geen verdere up-to-date referentiewaarden ter beschikking. Hier is een multi center studie aangewezen.

1.4 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 $CTDI_w$ of $CTDI_{vol}$ 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 gactiveerde optie) kunnen gebeuren met een dosimeter die geplaatst wordt op het fantoom.

1.5 Bestraalde snede dikte

1. Doel van de meting

Bij deze test wordt de collimatie van de bundel geverifieerd in het iso centrum van de scanner.

Een te groot stralingsprofiel wijst op onvoldoende prepatiënt collimatie, wat leidt tot een te hoge dosis.

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 verschillende collimaties.
<i>Normen</i>	De breedte van de collimator moet binnen de 20% liggen of maximaal 2mm afwijken t.o.v. de ingestelde



waarde.

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 herhaald voor extreme waarden van collimatie (zeer fijne en brede collimatie). De full width half maximum (FWHM) van het snedeprofiel wordt berekend.

4. Berekeningen

De bestraalde dikte wordt gemeten en vergeleken met de ingestelde waarde. Afwijking moet kleiner zijn dan 20%.

De afwijking wordt als volgt berekend:

$$\text{Afwijking} = \left| \frac{\text{GemetenCol} - \text{IngesteldeWaarde}}{\text{IngesteldeWaarde}} \right| * 100$$

De geometrische efficiëntie wordt als volgt berekend:

$$\text{GeometrischeEfficiëntie} = \frac{\text{BestraaldeSnededikte}}{\text{No min atieveBundelcollimatie}}$$

1.6 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. 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 lichteanduiding niet meer dan 2mm 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 lichtaanduiding mogen niet meer dan 2mm afwijken.

1.7 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 getilde scan wordt vergeleken met de aangeduide hoek. Het verschil tussen beide hoeken moet minder zijn dan 3°.


1.8 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. Indien niet, herhaal de meting voor verschillende posities om de afwijking op te sporen.


1.9 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 1m 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 3mm. De tafel moet binnen de 3mm geherpositioneerd zijn na de tweede verplaatsing.

1.10 Snede dikte (gevoeligheidsprofiel)

1. Doel van de meting

Bepalen van de effectieve dikte van de in beeld gebrachte snede (snededikte). Algemeen wordt deze aangeduid als de breedte op halve hoogte (FWHM) van het gevoeligheidsprofiel. Het gevoeligheidsprofiel is afhankelijk van zowel pre- als post-patiënt collimatie.

2. Apparatuur, Meetomstandigheden, Normen

<i>Nodige apparatuur</i>	Dun, hoog contrast testobject dat onder een bepaalde hoek θ 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.
<i>Meetomstandigheden</i>	Sequentiële scan
<i>Normen</i>	De FWHM van het gevoeligheidsprofiel van een toestel moet voor snededikten tot 2mm minder dan 50% afwijken van de aangeduide snededikte en voor sneden dikker dan 2mm moet de gemeten dikte maximaal 1mm afwijken van de aangeduide dikte

3. Meetprocedure

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

Bepaal de FWHM van het profiel van het testobject.

4. Berekeningen

De snededikte wordt berekend aan de hand van onderstaande formule.

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

d = FWHM van het profiel van het testobject.

θ = hoek tussen het testobject en het scanvlak

Het verschil tussen de gemeten snededikte en de aangeduide snededikte moet kleiner zijn dan 50% van de aangeduide snededikte voor sneden ≤ 2 mm en minder dan 1mm verschillen voor sneden > 2 mm.

1.11 Beeldkwaliteit (performantie)

1. Doel van de meting

Karakterisatie van de beeldkwaliteit (homogeniteit, 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 (homogeniteit, minstens 3 materialen voor evaluatie van CT getallen, spatiale resolutie, laag en hoog contrast resolutie). Voorbeeld: catphan, IEC fantoom, etc. Een homogeen test object gepositioneerd op de tafel voor een extra homogeniteitsmeting met tafel in de bundel.
<i>Meetomstandigheden</i>	Het testobject wordt gepositioneerd volgens de aanwijzingen van de fabrikant. De <i>referentie exposie</i> wordt uitgevoerd en gereconstrueerd met een zachte en harde reconstructie kernel. De metingen worden herhaald met een 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 20% afwijken van de basiswaarde. Deze meting wordt doorgevoerd voor (3 buisspanningen, 2 reconstructie kernels en minstens 2 mAs waarden). (3) De frequenties waarbij de MTF 50% en 2% zijn mogen niet meer dan 15% afwijken van de basiswaarde. Voor alle scans (3 buisspanningen en 2 reconstructie kernels) worden de volgende parameters geëvalueerd: (1) De afwijking tussen de gemeten CT getallen van

	<p>water (of water equivalent materiaal) en de theoretische waarde moet bij alle buisspanningen kleiner zijn dan 10HU.</p> <p>(2) Uniformiteit: verschil tussen CT getallen van water (of waterequivalent materiaal) in een centrale en perifere ROI < 8 HU.</p> <p>(3) CT getallen van objecten met verschillende densiteiten worden geplot i.f.v. hun lineaire attenuatie coëfficiënt. De geplotte functie moet door nul ± 10 HU gaan voor water (of waterequivalent materiaal) en door -1000 ± 50 HU voor lucht. De correlatiecoëfficiënt moet beter zijn dan 0.99.</p> <p>(4) Laag contrast objecten met een verschil in CT nummer van 10HU en een diameter van 10mm moeten zichtbaar zijn.</p>
--	---

3. Meetprocedure

- Het testobject wordt gepositioneerd volgens de handleiding.

De referentie exposisseting 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 (bij 3 buisspanningen en 2 reconstructie kernels) worden de volgende parameters gemeten:

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

Voor alle opnamen (bij 3 buisspanningen, 2 reconstructie kernels en minstens 2 mAs waarden) 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 bij de *referentie exposie* mag niet meer dan 4HU afwijken van de theoretische waarde bij 120kV en 10HU bij alle andere buisspanningen.
- De uniformiteit, gemeten als het maximale verschil in CT getal tussen een centrale en perifere ROI, moet beter zijn dan 4HU. 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 ± 10 HU gaan (voor water of waterequivalent materiaal) en door -1000 ± 50 HU (voor lucht). De correlatiecoëfficiënt moet beter zijn dan 0.99.
- Laag contrast objecten met een verschil van 10HU met omgevende materiaal moeten zichtbaar zijn.

1.12 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):

- Significant reduceren van de mA bij kleine objecten en verhogen van de mA bij zeer grote objecten.
- Uniformere ruis in coronaal of sagittaal gereconstrueerde sneden van niet cilindrische objecten.
- Onderzoeken of de buisstroom logisch varieert indien een volume met buisstroommodulatie gescanned wordt dat groter is dan 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 hoe 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 buisstroombmodulatie 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 (en omgekeerd) wordt de mA gevoelig gemoduleerd. De parameters worden opgevolgd in de tijd. Afwijkingen in de tijd die meer dan 20% bedragen vergen nadere studie. Bij het scannen met buisstroombmodulatie van een gebied dat groter is dan de dimensies van de scout view, blijft de buisstroom logisch.

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 buisstroombmodulatie 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 buisstroombmodulatie (2 scans: heen en terug). Vergelijk de mA aanduidingen ter hoogte van klein en groot fantoom (voor klein – groot en groot – klein overgang) (3D buisstroombmodulatie). 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
- Maak een nieuw onderzoek (nieuwe registratie). Plaats het 32cm fantoom en het 16cm fantoom opnieuw tegen elkaar. Maak een nieuw (kleiner) overzichtsbeeld, kleiner dan de afmetingen van het fantoom.

Scan het volledige fantoom en vergelijk de buisstroom van de gebieden die eerst wel en in 2^{de} faze niet in het overzichtsbeeld lagen

4. Berekeningen

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

1.13 Overscannen

1. Doel van de meting

Verifiëren welk deel van het testobject bestraald wordt bij een scan met welbepaalde scan lengte

2. Apparatuur, Meetomstandigheden, Normen

<i>Nodige apparatuur</i>	Het CTDI fantoom wordt centraal in de ganty geplaatst. Er worden 2 radio-opaque merkpunten aangebracht op een afstand van 10 cm van elkaar. Zelfontwikkende film.
<i>Aanvaardbaarheidsnorm</i>	Het effectief bestraalde volume (uitgedrukt in lengte volgens de z-as) mag niet groter zijn dan de scanlengte + 2*collimatie*pitch

3. Meetprocedure

Meer craniaal, resp. meer caudaal, tov de radio-opaque punten wordt een strookje zelfontwikkelde film geplaatst.

De effectief bestraalde lengte wordt gemeten.

4. Berekeningen

De effectief gescande lengte moet voldoen aan:

$$Eff\text{BestraaldeLengte} \leq (Eff\text{GescandeLengte} + 2 * collimatie * pitch)$$

Hierin is collimatie de breedte van alle detectoren samen die in de scan gebruikt worden.

1.14 Beeld artefacten

1. Doel van de meting

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

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)