

2018 • 2019

Faculteit Industriële ingenieurswetenschappen

master in de industriële wetenschappen: nucleaire technologie

Masterthesis

Design en validatie van een modulair antropomorf testobject voor de validatie van de buisstroommodulatie bij gecombineerde thorax-abdomen CT-onderzoeken

PROMOTOR :

Prof. dr. Wouter SCHROEYERS

PROMOTOR :

Prof. dr. ir. Hilde BOSMANS

COPROMOTOR :

Mevr. Annelies JACOBS

Katrien Houbrechts

Scriptie ingediend tot het behalen van de graad van master in de industriële wetenschappen: nucleaire technologie, afstudeerrichting nucleaire technieken / medisch nucleaire technieken

Gezamenlijke opleiding UHasselt en KU Leuven



KU LEUVEN



KU LEUVEN

2018 • 2019

Faculteit Industriële ingenieurswetenschappen
master in de industriële wetenschappen: nucleaire technologie

Masterthesis

Design en validatie van een modulair antropomorf testobject voor de validatie van de buisstroommodulatie bij gecombineerde thorax-abdomen CT-onderzoeken

PROMOTOR :

Prof. dr. Wouter SCHROEYERS

PROMOTOR :

Prof. dr. ir. Hilde BOSMANS

COPROMOTOR :

Mevr. Annelies JACOBS

Katrien Houbrechts

Scriptie ingediend tot het behalen van de graad van master in de industriële wetenschappen: nucleaire technologie, afstudeerrichting nucleaire technieken / medisch nucleaire technieken



KU LEUVEN

Woord vooraf

Deze masterproef is de afsluiting van mijn 4-jarige opleiding industrieel ingenieur in de nucleaire technologie aan de UHasselt en KU Leuven. In deze masteropleiding heb ik me met veel toewijding toegespitst op medische nucleaire technieken. Het was me een waar genoegen om deze verworven kennis zo goed mogelijk om te zetten in de praktijk, en het UZ Leuven vormde hiervoor de ideale omgeving.

Graag wil ik van dit voorwoord gebruik maken om enkele personen te bedanken die me geholpen en ondersteund hebben bij het verwezenlijken van deze masterproef. In de eerste plaats wil ik prof. dr. ir. Hilde Bosmans bedanken, die me de kans heeft gegeven om dit onderzoek uit te voeren binnen het UZ Leuven. Ik ben dankbaar voor de mogelijkheid om me te kunnen verdiepen in de medische wereld, maar ook voor haar eindeloze ideeën en suggesties. Hiernaast wil ik mijn externe copromotor Annelies Jacobs, stralingsfysicus in het UZ Leuven, bedanken voor al haar tijd en moeite. Ondanks de vrijheid die ik heb gekregen, voelde ik me steeds gesteund en kon ik op de juiste momenten bijsturing verwachten. Ik wil haar bedanken om me te volgen in mijn enthousiasme. Ook richt ik graag een woord van dank aan mijn interne promotor prof. dr. Wouter Schroeyers, opleidingshoofd nucleaire technologie aan de UHasselt, voor de kritische blik die nodig was om dit onderzoek naar een hoger niveau te tillen. Daarnaast wil ik ook mijn ouders, medestudenten en vrienden bedanken voor hun geduld tijdens de stressvolle periodes in mijn opleiding. In het speciaal nog een laatste woord van dank aan Gert-Jan voor de technische ondersteuning van mijn masterproef.

Inhoudstafel

Woord vooraf	1
Lijst van tabellen	5
Lijst van figuren	7
Verklarende woordenlijst	9
Abstract	11
Abstract in English	13
1 Inleiding	15
2 Achtergrond	17
2.1 Computertomografie (CT): de basisprincipes	17
2.2 Buisstroommodulatie	18
2.3 Verschillende fabrikanten	20
2.4 Grootheden	22
3 Materialen & methoden	25
3.1 Huidig protocol voor de kwaliteitscontrole: validatie van buisstroommodulatie.....	25
3.1.1 Evaluatie van de test voor buisstroommodulatie	25
3.1.2 Optimalisatie van de test voor buisstroommodulatie	26
3.2 Studie van de buisstroommodulatierepons en relatie tot de WED.....	26
3.2.1 Buisstroommodulatierepons in patiënten	27
3.2.2 Buisstroommodulatierepons in testobjecten	27
3.3 Modulair antropomorf testobject voor de validatie van buisstroommodulatie.....	29
4 Resultaten	31
4.1 Huidig protocol voor de kwaliteitscontrole: validatie van buisstroommodulatie.....	31
4.1.1 Evaluatie van de test voor buisstroommodulatie	31
4.1.2 Optimalisatie van de test voor buisstroommodulatie	33
4.2 Studie van de buisstroommodulatierepons en relatie tot de WED.....	34
4.2.1 Buisstroommodulatierepons in patiënten	34
4.2.2 Buisstroommodulatierepons in testobjecten	36
4.3 Modulair antropomorf testobject voor de validatie van buisstroommodulatie.....	43
5 Discussie	47
5.1 Huidig protocol voor de kwaliteitscontrole: validatie van buisstroommodulatie.....	47
5.1.1 Evaluatie van de test voor buisstroommodulatie	47
5.1.2 Optimalisatie van de test voor buisstroommodulatie	48
5.2 Studie van de buisstroommodulatierepons en relatie tot de WED.....	49
5.2.1 Buisstroommodulatierepons in patiënten	49
5.2.2 Buisstroommodulatierepons in testobjecten	50
5.3 Modulair antropomorf testobject voor de validatie van buisstroommodulatie.....	52
6 Conclusie	55
Bibliografie.....	57
Annex	61
Annex A: Automatisch berekenen van de WED	61

Lijst van tabellen

Tabel 1: Samenvatting van de vier meest voorkomende AEC-strategieën	21
Tabel 2: Afmetingen vierkante PMMA van 1 cm dik en corresponderende WED	29
Tabel 3: Parameters van het ontwikkeld modulair PMMA fantoom	30
Tabel 4: Overzicht van de grootheden volgende uit puntsgewijze analyse	33
Tabel 5: Voorkeursinstellingen voor het uitvoeren van de TCM-test.....	33
Tabel 6: Algemene scanparameters voor het thorax en het gecombineerde thorax-abdomen protocol.....	37
Tabel 7: $CTDI_{vol}$ voor het gemiddelde Lungman fantoom gescand met verschillende buisspanningen	38
Tabel 8: WED en mA in de constante gebieden van het Celt fantoom	39

Lijst van figuren

Figuur 1: Het principe van een CT-scanner met roterende röntgenbron en detectorrij	17
Figuur 2: Opbouw röntgenbuis	18
Figuur 3: Angulaire buisstroommodulatie	19
Figuur 4: Longitudinale buisstroommodulatie	19
Figuur 5: Gecombineerde buisstroommodulatie	19
Figuur 6: Voorbeeld van een mA- en WED-profiel verkregen met MATLAB	27
Figuur 7: Het Lungman fantoom met additionele borstplaten (links), topogram van het Lungman fantoom verlengd m.b.v. PMMA (rechts).....	28
Figuur 8: Het CelT fantoom (links) met bijhorend topogram (rechts).....	28
Figuur 9: Omzetting patiënteigenschappen in PMMA ellipsen met corresponderende WED	30
Figuur 10: Nabootsing van een patiënt (thorax en abdomen) met elliptische PMMA schijven samengehouden door piepschuim	30
Figuur 11: Een reproduceerbaar en accuraat z-modulatieprofiel als resultaat van de TCM-test	31
Figuur 12: TCM-test voor Toshiba met een gepiekt modulatieprofiel als resultaat	32
Figuur 13: Evolutie van de TCM-respons voor twee CT-scanners van het type Toshiba Aquillion One Vision	32
Figuur 14: Golvend mA-profiel zichtbaar bij een thorax-abdomen scan van Philips.....	34
Figuur 15: Daling in WED genegeerd door Philips AEC-systeem	35
Figuur 16: Voorlopen van de mA op de WED bij DoseRight	35
Figuur 17: Een tweetrapsstijging van de mA bij het gebruik van CARE Dose 4D	36
Figuur 18: Een mA- en WED-profiel van Toshiba	36
Figuur 19: Buisstroommodulatie in het Lungman fantoom (3 patiënttypes).....	37
Figuur 20: Buisstroommodulatie in het gemiddelde Lungman fantoom bij verschillende buisspanningen	38
Figuur 21: Buisstroommodulatie in het CelT fantoom	39
Figuur 22: Correlatie WED en mA voor het CelT fantoom gescand met het thorax protocol	39
Figuur 23: Nabootsing patiënt m.b.v. PMMA platen: 30x30 cm ² – 26,5x26,5 cm ² – 30x30 cm ²	40
Figuur 24: Thorax-abdomen scan met begin reconstructievenster abdomen ter hoogte van de longen	40
Figuur 25: Thorax-abdomen scan met begin reconstructievenster abdomen ter hoogte van het abdomen	40
Figuur 26: Thorax scan van een patiënt nagebootst met vierkante PMMA platen	41
Figuur 27: Topogram van het trapsgewijs PMMA fantoom	41
Figuur 28: Thorax scan van het trapsgewijze PMMA fantoom	42
Figuur 29: Thorax-abdomen scan van het trapsgewijze PMMA fantoom	42
Figuur 30: Thorax-abdomen scan van een trapsgewijs PMMA fantoom met verschillende pitch.....	42
Figuur 31: Thorax-abdomen scan van een modulair PMMA fantoom met verschillende pitch	42
Figuur 32: Scanopstelling ontworpen modulair testobject.....	43
Figuur 33: Modulatierepons in het ontworpen modulair testobject.....	44
Figuur 34: Verband tussen buisstroom en WED voor drie patiënttypes en bijhorend testobject	45

Figuur 35: Invloed keuze reconstructievenster in thorax-abdomen scan van modulair antropomorf testobject.....	45
Figuur 36: Stappen van automatisch contouren: (a) originele afbeelding, (b) gevolg van tresholding, (c) resultaat na smoothing en opvullen gaten, (d) afbeelding na edge detection, (e) resultaat van automatisch contouren	61

Verklarende woordenlijst

AAPM	<i>American association of physicists in medicine</i>
AEC	<i>automatic exposure control</i>
ALARA	<i>as low as reasonably achievable</i>
ARBIS	algemeen reglement betreffende de bescherming van de bevolking, van de werknemers en van het leefmilieu tegen de gevaren van de ioniserende stralingen
BHPA	<i>Belgian hospital physicists association</i>
CT	<i>computed tomography</i>
CTDI_{vol}	<i>volume CT dose index</i>
DLP	<i>dose-length product</i>
DRN	diagnostisch referentieniveau
FANC	federaal agentschap voor nucleaire controle
HU	<i>Hounsfield units</i>
PMMA	polymethylmethacrylaat, plexiglas
QA	<i>quality assurance</i>
ROI	<i>region of interest</i>
SPR	<i>scan projection radiograph</i>
TCM	<i>tube current modulation</i>
WED	water equivalente diameter

Abstract

Om de stralingsdosis aan patiënten te reduceren zijn sinds 2000 alle CT-toestellen uitgerust met TCM-systemen (*tube current modulation* of buisstroommodulatie). Voor een optimaal gebruik van dit systeem dat de stralingsblootstelling automatisch regelt, is een goede kennis van de werking noodzakelijk. Dit vereist een secuur testprotocol dat de werking van buisstroommodulatie kan blootleggen. Deze masterproef bestudeert vooreerst de jaarlijkse QA-testen, gevolgd door een meer gedetailleerde studie van de buisstroommodulatie in testobjecten en patiënten. Dit leidt tot het ontwikkelen van een antropomorf testobject om het huidig testprotocol te vervolledigen.

Visuele analyse van alle uitgevoerde TCM-testen tussen 2014 en 2018 toont aan dat eenvoudige CTDI fantomen geschikt zijn om de basisprincipes van buisstroommodulatie te testen. CTDI fantomen zijn echter te eenvoudig om het volledig gedrag te evalueren. Daarentegen zijn bestaande antropomorfe fantomen duur en niet altijd voldoende flexibel om het volledige bereik van patiënten te simuleren. Analyse van de buisstroom in functie van het attenuatieprofiel van testobjecten en patiënten, heeft getoond dat de modulatierepons in PMMA fantomen representatief is voor het gedrag waargenomen bij patiënten. Hieruit vloeit een ontwerp van een testobject voort bestaande uit elliptische PMMA schijven die de thorax en het abdomen van een patiënt nabootsen. Het testobject draagt bij tot een veelzijdige validatie van de buisstroommodulatie bij gecombineerde thorax-abdomen CT-onderzoeken.

Abstract in English

Since the year 2000, all CT scanners have been equipped with tube current modulation systems (TCM) for reducing the radiation dose delivered to patients. For optimal use of this system which automatically controls the radiation exposure, a good understanding of its workings is crucial. This requires a precise test procedure that can reveal the principles of TCM. This master's thesis first studies the performed tests during routine medical physics QA testing, followed by a study of the tube current modulation response in test objects and patients. This provides the opportunity to design a modular, anthropomorphic phantom which will complete the current quality control procedures.

Visual analysis of all TCM tests performed between 2014 and 2018 shows that simple CTDI phantoms are suitable for testing the basic principles of tube current modulation. However, CTDI phantoms are too simple to evaluate the entire behavior. On the other hand, existing anthropomorphic phantoms are expensive and not always sufficiently flexible to simulate the full range of patients. Studying the tube current as a function of the attenuation characteristics of test objects and patients, indicates that the modulation response in PMMA phantoms is representative of the behavior observed in patients. This study results in a phantom design comprised of elliptical PMMA disks, that mimics the thorax and abdomen region of a patient. This test object will contribute to the validation of TCM in combined thorax-abdomen CT scans.

1 Inleiding

Het medisch gebruik van ioniserende straling is alomtegenwoordig. Naast het openen van nieuwe perspectieven voor diagnostiek en verbeterde patiëntenzorg, veroorzaakt ioniserende straling ook potentiële gezondheidsrisico's. Er is behoefte aan het optimaliseren van medische beeldvormingsonderzoeken zodat individuen niet aan een hogere dosis aan ioniserende straling dan vereist worden blootgesteld om een beeld van adequate diagnostische kwaliteit te produceren. Zo zijn CT-onderzoeken wereldwijd verantwoordelijk voor de grootste stralingsdosis. Ze dragen bij tot 43% van de totale collectieve dosis ondanks het feit dat ze slechts 6% van alle röntgenonderzoeken vertegenwoordigen. Meer specifiek richt dit onderzoek zich op thorax-abdomen CT, omdat dit een van de meer gebruikelijke CT-onderzoeken met hogere dosis is [1].

Om de dosis aan de patiënten te reduceren, zijn tegenwoordig alle CT-toestellen uitgerust met systemen die de blootstelling aan straling automatisch regelen (AEC - *automatic exposure control*). Buisstroommodulatie (TCM - *tube current modulation*) is een efficiënte methode om de dosis ontvangen bij CT-scans te beheren. Elk van deze systemen heeft, afhankelijk van de fabrikant van het CT-toestel, verschillende specificaties en werkt enigszins anders. Wel gemeenschappelijk is hun fundamenteel principe, namelijk de vereiste beeldkwaliteit en stralingsdosis op een reproduceerbare manier beheren door de buisstroom aan te passen aan de vorm, grootte en attenuatie van de patiënt. AEC-systemen hebben heel wat voordelen: consistentie van de beeldkwaliteit, betere beheersing van de stralingsdosis gegeven aan de patiënt, vermindering van bepaalde beeldartefacten en verminderde belasting van de röntgenbuis wat tot meer uitgebreide scanoperaties kan leiden [2], [3].

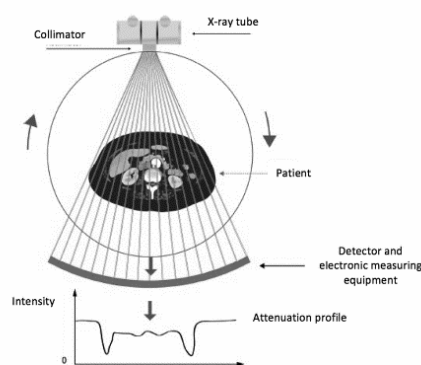
De uitdaging voor de radiologen en de stralingsfysici is om een adequate beeldkwaliteit te bereiken met een zo klein mogelijke stralingsblootstelling voor de patiënt. Dit is in overeenstemming met het ALARA-principe (*as low as reasonably achievable*). Naast de implementatie van AEC-systemen, moeten die ook correct en optimaal ingesteld en gebruikt worden zodat een maximale dosisreductie kan worden bekomen. Dit vereist een goede kennis van de werking van het gebruikte systeem. Hiernaast is het essentieel dat de werking van buisstroommodulatie jaarlijks wordt nagegaan tijdens de kwaliteitscontrole van het CT-toestel. Hiervoor is een eenvoudige test beschikbaar, die in beperkte mate de werkwijze van het AEC-systeem controleert. Bijgevolg gebeurt binnen het UZ Leuven onderzoek omtrent buisstroommodulatie om deze techniek zo efficiënt mogelijk te kunnen gebruiken en te testen, wat de patiënten ten goede komt [4], [5].

Het algemeen doel van deze masterproef is bijdragen tot een beter inzicht in de buisstroommodulatie, en meer specifiek hoe de werking van deze techniek getest kan worden. Dit verslag voorziet allereerst algemene informatie als aanloop naar het eerste deel van het onderzoek: de analyse van het huidig protocol gebruikt door het UZ Leuven voor de kwaliteitscontrole van CT-toestellen, met de focus op het testen van de buisstroommodulatie. Vervolgens wordt de buisstroommodulatierepons en een eventuele correlatie tussen de TCM-output en de water equivalente diameter (WED) bestudeerd en besproken. Dit gebeurt zowel voor patiënten als testobjecten. Op basis van beide onderzoeken wordt overgegaan naar het uiteindelijke doel, het ontwerpen van een modulair antropomorf testobject dat geschikt is voor de predictie en validatie van de buisstroommodulatie bij gecombineerde thorax-abdomen CT-onderzoeken.

2 Achtergrond

2.1 Computertomografie (CT): de basisprincipes

Het proces van CT-beeldacquisitie omvat het meten van de transmissie van röntgenstralen doorheen een patiënt. Het kwantificeren gebeurt met een rij van detectoren die synchroon met de röntgenbuis rond de patiënt roteren zoals geïllustreerd in Figuur 1. Hierdoor kan de absorptie van de röntgenstralen in de volledige doorsnede van de patiënt in kaart worden gebracht. Vervolgens gebeurt een opdeling in pixels van de doorsnede van de patiënt om zo een CT-afbeelding te bekomen. Hierbij krijgt iedere pixel een waarde toegekend die gekoppeld is aan de attenuatie van de röntgenstralen door het weefsel op de overeenkomstige positie. Dit wordt ook wel de lineaire attenuatiecoëfficiënt μ genoemd die afhangt van de samenstelling van het materiaal, de dichtheid van het materiaal en de fotonenergie [6].



Figuur 1: Het principe van een CT-scanner met roterende röntgenbron en detectorrij [7]

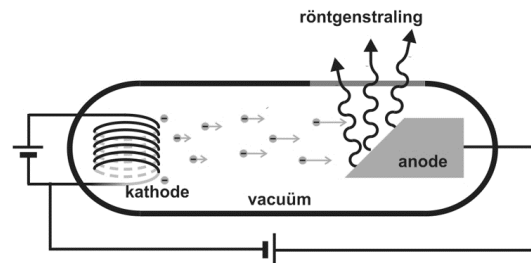
Om het uiteindelijke CT-beeld te bekomen, wordt de matrix van lineaire attenuatiecoëfficiënten omgezet in een overeenkomstige matrix van CT-nummers uitgedrukt in Hounsfield units (HU). De HU-schaal is gedefinieerd ten opzichte van de lineaire attenuatiecoëfficiënt van water zoals weergegeven in formule (1). Met alle CT-beelden die telkens een dunne dwarsdoorsnede van de patiënt voorstellen, kan vervolgens een driedimensionale afbeelding worden gereconstrueerd [6].

$$\text{CT nummer} = \frac{\mu_{\text{weefsel}} - \mu_{\text{water}}}{\mu_{\text{water}}} \cdot 1000 \text{ HU} \quad (1)$$

De CT-beeldacquisitie wordt voorafgegaan door een 2D *scan projection radiograph* (SPR). Het verkrijgen van een SPR gebeurt met een statische (niet-roterende) röntgenbuis, een nauw gecollimeerde waaiervormige bundel en een bewegende tafel. De bijhorende stralingsblootstelling voor de patiënt is klein in vergelijking met de stralingsblootstelling tijdens een CT-scan. Desondanks is de SPR een snelle en eenvoudige manier om een 2D-weergave van de patiënt te verkrijgen en wordt gebruikt voor het plannen van de start- en eindpositie van de eigenlijke CT-scan. Bovendien leiden AEC-systemen hieruit informatie af over de transmissie van röntgenstralen doorheen de patiënt, om zo de optimale buisstroom te berekenen [6].

De röntgenstralen gebruikt voor CT-beeldacquisitie worden opgewekt in een röntgenbuis (Figuur 2). Aan de basis van deze röntgenbron ligt de kathode. Dit is een filament dat opwarmt doordat er een stroom doorheen vloeit en waardoor bijgevolg elektronen worden vrijgegeven. Onder hoogspanning versnellen deze elektronen in vacuüm richting de anode, een schietschijf waar de productie van röntgenstralen plaatsvindt. De hoeveelheid en kwaliteit

van de geproduceerde straling waaraan de patiënt wordt blootgesteld, kan worden geregeld door de elektrische grootheden van de röntgenbuis aan te passen. De buisstroom, uitgedrukt in milliampère (mA), bepaalt het aantal röntgenstralen gegenereerd aan de anode per tijdseenheid. Door de buisstroom te vermenigvuldigen met de blootstellingduur kan de hoeveelheid straling die de patiënt per bestraling bereikt worden gekwantificeerd. Dit is beter bekend als de buislading of mAs [8].



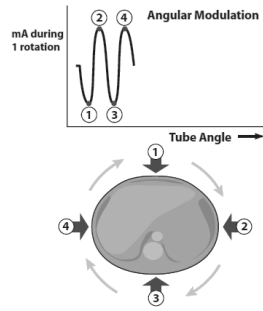
Figuur 2: Opbouw röntgenbuis [9]

2.2 Buisstroommodulatie

De verwezenlijking van de buisstroommodulatie gebeurt volgens de grootte en vorm van de patiënt en de attenuatie van de gescande lichaamsdelen. De operator selecteert een indicator van de gewenste beeldkwaliteit, ook wel kwaliteitsparameter genoemd. Vervolgens past het systeem de buisstroom aan om de vooraf bepaalde beeldkwaliteit te verkrijgen. Om dezelfde beeldkwaliteit te behouden, zullen er in sterker attenuerende gebieden meer röntgenstralen de patiënt moeten bereiken. De informatie die nodig is voor de werking van de buisstroommodulatie wordt in de eerste plaats verkregen via een of twee SPR's van de patiënt. De modulatie kan op verschillende manieren gebeuren. Men onderscheidt: angulaire, longitudinale en gecombineerde buisstroommodulatie [10], [11].

Angulaire buisstroommodulatie

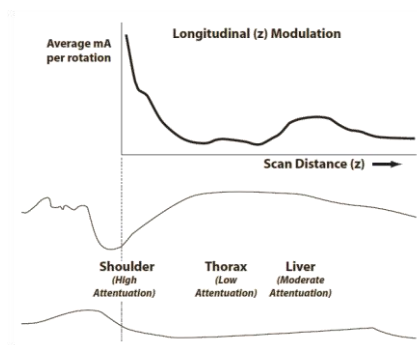
Bij angulaire buisstroommodulatie, in het xy-vlak, wordt de buisstroom gemoduleerd tijdens elke omwenteling van de röntgenbuis. Voor patiënten veroorzaken de laterale projecties in het algemeen een grotere verzwakking van de stralingsbundel dan anterieure-posterieure (AP) projecties, in het bijzonder in de asymmetrische gebieden van het lichaam zoals de schouders of het bekken. Bijgevolg gebeurt de wijziging van de buisstroom typisch sinusvormig, zoals geïllustreerd in Figuur 3, op basis van de attenuatie-informatie uit de SPR. Bijkomend kan dit nagenoeg real-time worden bijgestuurd in overeenstemming met de gemeten attenuatie van de vorige 180°-projectie (online feedback). Het doel van de modulatie in het xy-vlak is om de fotonflux aan de detector constant te houden terwijl de röntgenbuis roteert rond de patiënt. Dit om een uniforme dwarsdoorsnede van de patiënt te bekomen. De ruis aanwezig in CT-beelden wordt namelijk overheerst door de metingen waarbij het minst aantal röntgenstralen de detectoren bereiken [3], [4].



Figuur 3: Angulaire buisstroomodulatie [12]

Longitudinale buisstroomodulatie

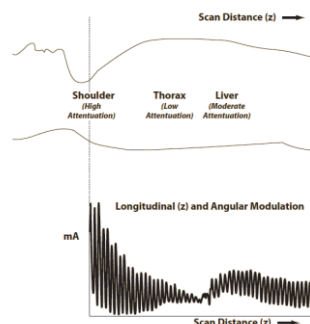
Hiernaast wordt bij longitudinale (z-as) buisstroomodulatie (Figuur 4) de buisstroom aangepast voor elke rotatie van de röntgenbuis, rekening houdend met variaties in de attenuatie langs de z-as van de patiënt. Het doel van de z-as modulatie is om relatief uniforme ruisniveaus in de verschillende anatomische gebieden te produceren. Toegepast op een thorax-abdomen-CT betekent dit dat de buisstroom relatief laag zal zijn in het thoraxgebied, omdat de bundel hier minder verzwakt wordt door de aanwezigheid van met lucht gevulde longen. Daarentegen zal de buisstroom hoger liggen in het gebied van het abdomen aangezien hier een hogere densiteit heerst [3], [4].



Figuur 4: Longitudinale buisstroomodulatie [12]

Gecombineerde buisstroomodulatie

In de praktijk wordt vaak gecombineerde buisstroomodulatie gebruikt, waarvan de werking is gevisualiseerd in Figuur 5. Een combinatie van angulaire- en longitudinale buisstroomodulatie, dus een aanpassing van de buisstroom in de x-, y- en z-richting, zorgt dat de scanner de patiënt op elk punt van de beeldacquisitie blootstelt aan een optimale hoeveelheid straling [3].



Figuur 5: Gecombineerde buisstroomodulatie [12]

2.3 Verschillende fabrikanten

Buisstroommodulatie heeft als doel om bij alle patiënten een adequate beeldkwaliteit te bereiken met een minimale dosis, en dus minimale buisstroom, aangepast aan de attenuatie-eigenschappen van het individu. Fabrikanten van CT-scanners gebruiken verschillende meetwaarden om de beeldkwaliteit te beoordelen. Sommigen hanteren de eenvoudige maat van beeldruis en proberen deze constant te houden in alle dwarsdoorsneden, terwijl andere fabrikanten hogere ruisniveaus accepteren in meer attenerende delen met een hoger contrast. Zo zorgt de aanwezigheid van vet in dikkere patiënten voor een hoger contrast. Bijgevolg kunnen anatomische structuren in deze patiënten worden gevisualiseerd bij een hoger ruisniveau. In tegenstelling tot slanke patiënten en kinderen, is een lager ruisniveau vereist omdat hier geen versterking van het contrast is door de afwezigheid van vet. Bovendien kan het anatomische detail dat in beeld moet worden gebracht kleiner zijn. Het werkingsprincipe van volgende vier fabrikanten komt aan bod: General Electric (GE), Philips, Siemens en Toshiba¹ [13].

General Electric (GE) Healthcare Technologies

Het gecombineerde buisstroommodulatiesysteem van GE staat gekend als AutomA 3D, en bestaat uit twee delen: AutomA biedt longitudinale AEC en SmartmA biedt angulaire AEC. De twee delen kunnen afzonderlijk of in combinatie worden gebruikt. Als kwaliteitsparameter gebruikt GE de ruisindex. Deze index is gerelateerd aan de standaarddeviatie van pixelwaarden in het centrale gebied van een uniform waterfantom. De scanner baseert zich op de SPR van de patiënt om de buisstroom aan te passen en een gegeven ruisniveau te bereiken zoals gedefinieerd in de ruisindex, en dit gedurende de volledige scan. Bovendien kan de operator met dit systeem het bereik definiëren waarbinnen de modulatie van de buisstroom kan gebeuren door een minimum en maximum mA-limiet te selecteren [10], [14].

Philips Medical Systems

Het Philips AEC-systeem DoseRight bestaat uit drie componenten: *automatic current selection* (ACS), D-DOM (angulaire AEC) en Z-DOM (longitudinale AEC). ACS bepaalt de maximale mAs per snede voor elke patiënt op basis van het meest attenerende gebied in het scanvolume. Daarna kan Z-DOM of D-DOM de buisstroom moduleren (verminderen) ten opzichte van deze waarde voor de minder attenerende gebieden. Dit gebeurt op basis van variaties in de samenstelling van anatomische regio's die te zien zijn op de SPR. Bovendien gebruikt DoseRight feedback van de vorige rotatie om de buisstroom bij angulaire AEC te optimaliseren [3], [13].

Voor het instellen van het vereiste beeldkwaliteitsniveau maakt het Philips-systeem gebruik van een referentie-afbeelding. De gebruiker selecteert een referentiebeeld dat overeenkomt met een gewenst patiëntonderzoek. Vervolgens gebeurt een vergelijking van deze referentiegegevens met de SPR van de te scannen patiënt. De buisstroom wordt zo ingesteld dat 90% van de beelden dezelfde of minder ruis zal hebben dan de referentie-afbeelding, terwijl de resterende 10% van de afbeeldingen een hogere ruis heeft dan het referentiebeeld. Het DoseRight-systeem is dan ook gebaseerd op de hypothese dat patiënten van verschillende grootte, verschillende niveaus van beeldruis vereisen [3], [4], [12], [14].

¹ Toshiba behoort sinds 2016 tot de Canon Group. In januari 2018 werd er een officiële naamswijziging aangekondigd van Toshiba Medical Systems naar Canon Medical Systems. In deze studie nog genoemd als Toshiba wanneer over de CT-toestellen wordt gesproken [32].

Siemens Medical Solutions

Siemens maakt gebruik van een gecombineerd buisstroombmodulatiesysteem genaamd CARE Dose 4D. Het systeem werkt met automatische buisstroombmodulatie volgens de attenuatie van de patiënt op basis van de SPR. Dit gebeurt in combinatie met een real-time online feedbacksysteem om de voorspelde buisstroom te verfijnen. Om het beeldkwaliteitsniveau te bepalen, maakt CARE Dose 4D gebruik van het concept van kwaliteitsreferentie-mAs. Voor elke patiënt zal een kwaliteit nagestreefd worden overeenkomstig met het niveau in een referentiepatiënt (75 kg) die gescand zou worden met de kwaliteitsreferentie-mAs. De gebruiker kan eveneens de modulatiesterkte selecteren: zwak, sterk of gemiddeld. Hiermee kan de mate van verandering in buisstroom worden vastgelegd [4], [14].

Net als Philips DoseRight streeft het CARE Dose 4D-systeem geen constante beeldruis na voor regio's met verschillende attenuatie en voor patiënten van verschillende grootte. Als de gemeten attenuatie kleiner is dan die van de referentiepatiënt, neemt de mA af om de beeldkwaliteit te behouden. Is de berekende attenuatie groter dan die van de referentiepatiënt, dan zal de buisstroom toenemen om de vastgelegde beeldkwaliteit te handhaven [14], [15].

Toshiba (Canon) Medical Systems

Toshiba's AEC-systeem is gekend als SureExposure 3D en werkt op basis van het selecteren van een welbepaalde standaarddeviatie als streefwaarde. Ook deze fabrikant gebruikt de attenuatie-informatie van de SPR om overeenkomstig met de geselecteerde beeldkwaliteit de buisstroomcurve op te stellen. De variatie van de buisstroom kan worden gelimiteerd door het instellen van een minimum en maximum mA. Het doel is om een constante ruis gedurende de volledige scan te bekomen [15].

Overzicht AEC-systemen

Tussen de fabrikanten zijn er duidelijke verschillen in de gebruikte referenties voor de beeldkwaliteit en de manier waarop een aanvaardbare beeldkwaliteit wordt gedefinieerd. Dit heeft allemaal invloed op de implementatie van de automatische buisstroombmodulatie. De grote lijnen zijn bekend, maar de fabrikanten geven niet alle aspecten van hun implementatie vrij. Tabel 1 geeft een overzicht van de algemene aanpak van de AEC-systemen voor de fabrikanten GE, Toshiba, Siemens en Philips [13].

Tabel 1: Samenvatting van de vier meest voorkomende AEC-strategieën [12]

Fabrikant	Naam AEC-systeem	Kwaliteitsparameter	Doel
GE	AutomA 3D	Ruisindex	Constante beeldruis ongeacht de attenuatie, m.b.v. buisstroomen binnen voorgeschreven minimum- en maximumwaarden
Toshiba	SureExposure	Standaarddeviatie	Constante beeldkwaliteit ongeacht de attenuatie, gebaseerd op een referentie-mAs voor een patiënt van standaardformaat
Philips	DoseRight	Referentie-afbeelding	Behoud van dezelfde beeldkwaliteit als in het referentiebeeld, ongeacht de attenuatie

2.4 Grootheden

De volume CT dosis index ($CTDI_{vol}$) en het dosis lengte product (DLP) worden vaak gebruikt in CT-onderzoeken om een beeld te krijgen van de stralingsdosis ontvangen door patiënten. $CTDI_{vol}$ vertegenwoordigt enkel de output van de CT-scanner gemeten in een standaardfantoom; bijkomende correctie voor de scanlengte zit omvat in het DLP. Echter is de patiëntdosis naast de output van de CT-scanner ook afhankelijk van de grootte en de attenuatie van de patiënt. Daarom is het verkrijgen van accurate informatie over eigenschappen van de patiënt van cruciaal belang voor het schatten van de ontvangen dosis tijdens een CT-onderzoek. Hiervoor werd door AAPM Task Group 220 de grootheid water equivalente diameter geïntroduceerd [16], [17].

Volume CT dosis index ($CTDI_{vol}$) en dosis lengte product (DLP)

$CTDI_{vol}$ is een gestandaardiseerde maat die de output van de CT-scanner representeert en het mogelijk maakt om verschillende CT-toestellen onderling te vergelijken. Deze grootheid wordt gemeten met behulp van PMMA cilinders met een diameter van 16 cm en 32 cm, respectievelijk als referentie voor het hoofd en de romp van een patiënt. De dosismetingen gebeuren in het midden en aan de periferie van deze fantomen. Vervolgens kunnen deze waarden worden gecombineerd met behulp van een gewogen gemiddelde zoals weergegeven in formule (2). Wanneer bijkomend de pitch (tafelbeweging t.o.v. snededikte) in rekening wordt gebracht, resulteert dit in de grootheid $CTDI_{vol}$ (formule (3)) [18].

$$CTDI_w = \frac{1}{3} \cdot CTDI_{100}^{centraal} + \frac{2}{3} \cdot CTDI_{100}^{perifeer} \quad \text{met } CTDI_{100} = \int_{-50mm}^{50mm} D(z) dz \quad (2)$$

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{pitch} \quad (3)$$

De DLP houdt rekening met de lengte van de scan, en wordt bepaald door de $CTDI_{vol}$ -waarde te vermenigvuldigen met de scanlengte (formule (4)) [18].

$$DLP = CTDI_{vol} \cdot \text{scanlengte} \quad (4)$$

De beperking van $CTDI_{vol}$ en DLP is dat ze surrogaten zijn voor de dosis van de patiënt. De informatie over de scanneroutput ($CTDI_{vol}$) is namelijk voor slechts een zeer specifieke gestandaardiseerde conditie gedefinieerd. Ondanks dat de $CTDI_{vol}$ overeenkomt met wat gemeten wordt in een CTDI fantoom van bijvoorbeeld 32 cm diameter, komt dit niet overeen met wat in de meeste patiënten zou worden waargenomen [16].

Water equivalente diameter (WED)

De water equivalente diameter (WED) is een grootheid die in tegenstelling tot $CTDI_{vol}$ en DLP wel rekening houdt met patiënteigenschappen. De WED van een object komt overeen met de diameter van een watercilinder die eenzelfde attenuatie van de röntgenbundel veroorzaakt als het object. Bijgevolg kan de grootte en de attenuatie van een patiënt worden gekarakteriseerd m.b.v. de WED, om vervolgens in de patiëntdosis in rekening te worden gebracht [16].

Voor een *region of interest* (ROI) die de volledige doorsnede van de patiënt omvat exclusief irrelevante objecten, kan de WED worden berekend met formule (5) gebaseerd op het AAPM report 220.

$$WED = 2 \sqrt{\left[\frac{1}{1000} \overline{CT(x, y)}_{ROI} + 1 \right] \frac{A_{ROI}}{\pi}} \quad (5)$$

waar $\overline{CT(x, y)}_{ROI}$ het gemiddelde CT-nummer van de ROI is en A_{ROI} de totale oppervlakte van de ROI [16].

3 Materialen & methoden

3.1 Huidig protocol voor de kwaliteitscontrole: validatie van buisstroommodulatie

Volgens het ARBIS, de Belgische wetgeving omtrent stralingsbescherming en nucleaire veiligheid, dienen alle röntgentoestellen jaarlijks gecontroleerd te worden door een erkend deskundige in de medische stralingsfysica. Per toesteltype is hiervoor een protocol opgesteld en zijn specifieke aanvaardbaarheidscriteria vastgelegd waaraan het toestel moet voldoen. Het opstellen van het protocol gebeurt binnen een werkgroep van de Belgische vereniging van ziekenhuisfysici (BHPA) en wordt door het FANC vastgelegd in een wettekst [19].

Het BHPA-protocol voor de kwaliteitscontrole van CT-toestellen, gepubliceerd in 2012, bestaat uit een opsomming van testen, waarvan één van de testen de evaluatie van de buisstroommodulatie omvat. In deze test wordt de buisstroommodulatie afzonderlijk gecontroleerd voor de modulatie in het xy-vlak en de modulatie langs de z-as. Dit gebeurt met een 16 cm en 32 cm CTDI fantoom, waarover een meer gedetailleerde beschrijving te vinden is in [5]. Daarentegen staat in het protocol niet beschreven met welke scanparameters deze test uitgevoerd moet worden, deze keuze laat men over aan de stralingsfysicus. In het UZ Leuven wordt hiervoor meestal een klassiek abdomen CT-onderzoek gebruikt. Dit onderzoeksprotocol kan variaties vertonen tussen de verschillende scanners vermits het afhankelijk is van de fabrikant en van de voorkeur van de radiologen [20].

Na enkele jaren van implementatie van deze test uit het BHPA-protocol door het UZ Leuven, is het aangewezen om te evalueren of deze test op een correcte manier wordt geïnterpreteerd en geïmplementeerd. Dit gebeurt door na te gaan of alle geteste scanners van de verschillende fabrikanten een gewenst resultaat geven voor de TCM-test en voldoen aan de voorwaarden geformuleerd in het protocol. Naast het produceren van een accuraat resultaat, wordt binnen het UZ Leuven ook aandacht geschonken aan de reproduceerbaarheid van de test. Dit maakt het mogelijk om de resultaten van de TCM-test over verschillende jaren heen te vergelijken, wat tot nieuwe inzichten kan leiden. Indien de huidige test niet in staat is om een reproduceerbaar resultaat als output te geven, moet de TCM-test binnen het UZ Leuven verder worden geoptimaliseerd.

3.1.1 Evaluatie van de test voor buisstroommodulatie

Voor evaluatie werden alle beschikbare gegevens van de uitgevoerde TCM-testen verzameld en geanalyseerd. Van belang hierbij was om de juiste data te selecteren aangezien er doorheen de jaren kleine maar ook grote wijzigingen in het uitvoeren van de test hebben plaatsgevonden. Bijgevolg werd niet de volledige gegevensverzameling gebruikt voor verdere analyse, maar enkel de periode tussen 2014 en 2018. De gebruikte gegevensverzameling strekt zich uit over 12 verschillende ziekenhuizen waar over een periode van vijf jaar in totaal 114 CT-kwaliteitscontroles zijn uitgevoerd. De dataset omvat 28 verschillende CT-scanners van de volgende vier fabrikanten: GE, Siemens, Philips en Toshiba. Om de accuraatheid en reproduceerbaarheid van de verzamelde TCM-testen te verifiëren, werd zowel visuele inspectie van de TCM-output gehanteerd alsook puntsgewijze analyse. De focus lag in dit onderzoek vooral op de modulatie volgens de z-as.

Het protocol is geschikt voor het testen van de buisstroommodulatie wanneer (1) het resultaat zinvol en reproduceerbaar is en (2) de test in staat is om te verifiëren of de respons overeenkomt met de doelstellingen van de fabrikant die het TCM-systeem heeft ontwikkeld. Voor de z-modulatie worden deze eisen in het protocol getest door na te gaan of het systeem voldoet aan volgende twee vragen bij het uitvoeren van de TCM-test: ‘Verhoogt de mA bij de overgang van een klein naar groot testobject? Verlaagt de mA bij de overgang van groot naar klein testobject?’ [20].

3.1.2 Optimalisatie van de test voor buisstroommodulatie

Uit de evaluatie van het huidige protocol volgde dat de TCM-test concreter gespecificeerd moet worden, wil men de resultaten gebruiken voor kwantitatieve analyse. Dit houdt in dat alle aspecten van het protocol een duidelijke en meer gedetailleerde omschrijving nodig hebben zodat iedere stralingsfysicus binnen het UZ Leuven de test op eenzelfde manier uitvoert. Door het meevolgen van kwaliteitscontroles, interactie met stralingsfysici, en de waargenomen verschillen in de gegevensverzameling van de uitgevoerde TCM-testen, konden aandachtspunten omtrent het uitvoeren van de test worden geïnventariseerd. Er zal onder andere meer aandacht geschonken moeten worden aan het positioneren van de fantomen.

Hiernaast stellen we voor om te streven naar een minimaal verschil in scanparameters tussen de verschillende fabrikanten en toesteltypes. Bij het uitvoeren van de TCM-test gebruiken stralingsfysici meestal het klassiek abdomen protocol beschikbaar in het systeem van de scanner. Door de scanparameters van dit onderzoeksprotocol te vergelijken voor de vier fabrikanten, kon voor iedere producent een overzicht van de scaninstellingen worden opgesteld zodat deze (nagenoeg) overeenkomen met de concurrentie. Dit maakt analyse tussen meerdere fabrikanten mogelijk.

Het doel was dus om de verschillen ten gevolge de persoonlijke werkingsprincipes van de stralingsfysici te elimineren, alsook de scaninstellingen tussen de verschillende fabrikanten meer gelijkaardig te krijgen. Dit biedt het UZ Leuven de mogelijkheid om meer kwantitatieve informatie uit haar data te halen. Bijgevolg kan men vroegtijdig fouten detecteren door afwijkingen op te merken in de trend van de modulatierepons verkregen doorheen de jaren. Ook sneller bijsturen en/of optimaliseren in het geval van afwijkende resultaten wordt mogelijk. Dit door kennis verworven uit vorige jaren, van meerdere toestellen en uit andere ziekenhuizen.

3.2 Studie van de buisstroommodulatierepons en relatie tot de WED

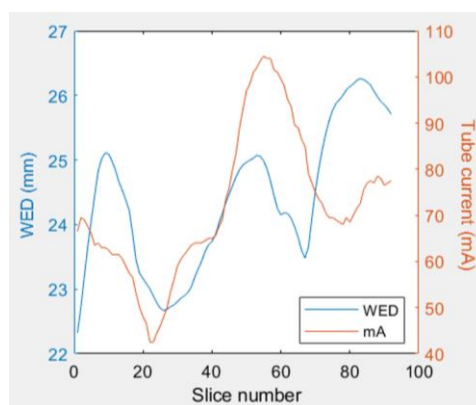
Door retrospectief de buisstroommodulatierepons na te gaan, hebben we getracht een beter beeld te krijgen van de werking van deze techniek en de eventuele beperkingen. In dit onderzoek werd het gedrag van de buisstroommodulatie in zowel patiënten als testobjecten bestudeerd. Dit bood de kans om beide resultaten te vergelijken en bijgevolg een conclusie te trekken of de modulatierepons in testobjecten representatief is voor patiënten. Een betere kennis van de werking en een inzicht in het verwantschap tussen patiënten en testobjecten, vormt een sterke basis voor het ontwikkelen van een fantoom voor de validatie van buisstroommodulatie in sectie 3.3.

Dit onderzoek omvatte 3 verschillende CT-scanners in het UZ Leuven campus Gasthuisberg met elk hun specifiek gecombineerd thorax-abdomen protocol, waarbij zowel de thorax als het abdomen in beeld worden gebracht in één scan. De eerste scanner was een Philips *Ingenuity Core* (zaal 12) waarbij het protocol ‘G02 TH ABD in één /Abdomen’ werd bestudeerd. Voor het toestel Siemens *Somatom Definition Flash* (zaal 13) werd gekozen voor het protocol ‘G1 Thorax Abdomen All in one’. En als laatste volgde een onderzoek van het protocol ‘2 Th Abd in 1 screening zonder C’ op de CT-scanner Toshiba *Aquilion One Vision* (zaal 14).

Voor scanners in het UZ Leuven is het mogelijk om automatisch TCM-informatie alsook de WED te extraheren voor alle scans van Philips en Siemens dankzij het programma DOSE van Qaelum. Daarentegen is dit niet mogelijk voor de scans verkregen op een toestel van Toshiba. Het is eveneens mogelijk om deze stap zelf te automatiseren met behulp van MATLAB zoals beschreven in [21]. Binnen dit onderzoek werd de offline aanpak m.b.v. MATLAB toegepast omwille van praktische redenen. Een korte beschrijving van de implementatie van het programma kan gevonden worden in annex A.

3.2.1 Buisstroommodulatierepons in patiënten

Voor de drie bovenstaand vernoemde scanners, werden minstens 30 scans per toestel verzameld van het bestudeerde onderzoeksprotocol. De analyse van deze scans gebeurde m.b.v. het opgestelde MATLAB programma om zo voor iedere snede TCM-informatie en de WED te bekomen. Dit resulteerde voor iedere scan in een profiel van de buisstroom en de WED in functie van de snedelocatie, zoals geïllustreerd in Figuur 6. Zoals ook aangegeven in [22], was de verwachting bij de start van het onderzoek dat de buisstroom en de WED hetzelfde profiel zouden vertonen. Het bestuderen van het verloop van beide profielen gebeurde visueel en elke afwijking van het verwachte resultaat werd genoteerd. Zo kon worden nagegaan of dit effect meermaals voorkwam binnen de patiëntendata en of dit vervolgens ook zichtbaar was bij het scannen van fantomen met activatie van het TCM-systeem. Bovendien kon een eventueel verband worden gezocht tussen verschillende TCM-grootheden en de eigenschappen van de patiënt.



Figuur 6: Voorbeeld van een mA- en WED-profiel verkregen met MATLAB

3.2.2 Buisstroommodulatierepons in testobjecten

Na de patiëntenstudie werd het gedrag van de buisstroommodulatie bij het scannen van fantomen bestudeerd. Meer specifiek lag de focus op de modulatierepons van de fabrikant Siemens. Omdat het CT-toestel van deze fabrikant dat gebruikt werd in de patiëntenstudie (zaal 13) niet ter beschikking was, werden de verschillende fantomen gescand op het toestel

Siemens *Somatom Definition Edge* (zaal 16). Aangezien beide toestellen dezelfde modulatie gebruiken, namelijk CARE Dose 4D, volgde de aanname dat de buisstroomodulatie zich hetzelfde zou gedragen in deze twee scanners. Bij het scannen werden verschillende parameters aangepast zoals het onderzoeksprotocol, de buisspanning en de positie van de reconstructievensters. Het onderzoek van de eigenschappen van de buisstroomodulatie vond plaats met volgende fantomen: het Lungman fantoom, het CelT fantoom en zelf opgebouwde fantomen m.b.v. PMMA schijven.

Lungman fantoom

Het Lungman fantoom is een antropomorf thoraxfantoom dat beschikt over optionele borstplaten die gebruikt kunnen worden om een patiënt met een groter lichaamstype te simuleren. Zo is het mogelijk om een dunne, een gemiddelde en een dikke patiënt na te bootsen. Het Lungman fantoom is ontworpen in Japan, waardoor de dikke patiënt die wordt gesimuleerd in werkelijkheid niet overeenstemt met een westerse dikke patiënt. Omdat dit fantoom een beperkte lengte heeft voor een volledige thorax-abdomen scan en de uitbreiding voor het abdomen niet ter beschikking was, werden meerdere vierkante PMMA platen gebruikt om het fantoom te verlengen. Platen van 26,5 cm x 26,5 cm voor de dunne en gemiddelde patiënt, en 30 cm x 30 cm voor de dikke patiënt. In Figuur 7 is zowel het fantoom als de opstelling met de PMMA uitbreiding weergegeven.



Figuur 7: Het Lungman fantoom met additionele borstplaten (links), topogram van het Lungman fantoom verlengd m.b.v. PMMA (rechts) [23]

CelT fantoom

Daarnaast werd het CelT (*CT elliptical test*) fantoom gescand. Dit fantoom is ontworpen om consistentietesten mogelijk te maken van automatische buisstroom- (en spannings-) modulatiesystemen beschikbaar op CT-scanners. Het CelT fantoom bestaat uit vier ellipsoïden met verschillende afmetingen, zoals zichtbaar op Figuur 8, om attenuatieniveaus te bieden vergelijkbaar aan deze in patiënten. Het fantoom is gevuld met gedestilleerd water om een homogene uniforme samenstelling te creëren [24].



Figuur 8: Het CelT fantoom (links) met bijhorend topogram (rechts)

PMMA fantomen

Naast de commerciële fantomen, is er in het UZ Leuven voldoende PMMA voorhanden om zelf fantomen samen te stellen. Allereerst werd gewerkt met vierkante PMMA platen met een dikte van 1 cm en volgende afmetingen in centimeter: 16x16, 20x20, 26,5x26,5 en 30x30.

Tabel 2 geeft de bijhorende WED van deze platen.

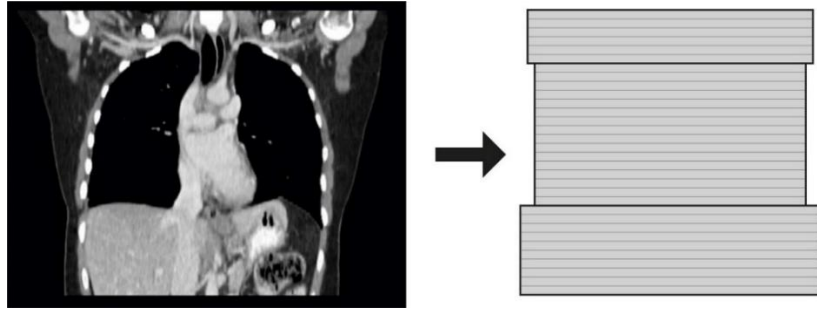
Tabel 2: Afmetingen vierkante PMMA van 1 cm dik en corresponderende WED

Afmetingen PMMA (cm)	WED (cm)
16 x 16	19,10
20 x 20	23,88
26,5 x 26,5	31,65
30 x 30	35,82

3.3 Modulair antropomorf testobject voor de validatie van buisstroommodulatie

In het huidig protocol wordt het 16 cm en 32 cm CTDI fantoom gebruikt voor het testen van buisstroommodulatie. Deze fantomen zijn geschikt om de fundamentele werking van buisstroommodulatie te controleren, maar ze zijn te eenvoudig voor de evaluatie van het volledig gedrag van het TCM-systeem. Bijgevolg gebeurt het nagaan van de werking van buisstroommodulatie vaak retrospectief. Bij het uitvoeren van een acceptatietest zijn er echter nog geen patiënten gescand en kan de werking dus niet retrospectief worden nagegaan. Een antropomorf testobject zou wellicht geschikt zijn om te voorspellen of de modulatie goed zal werken voor patiënten. Dit is niet mogelijk met de twee CTDI fantomen gebruikt in het huidig protocol, aangezien ze zeer verschillend zijn van reële patiënten. Bovendien heeft binnen het UZ Leuven minstens één fabrikant aangehaald dat anatomische informatie wordt gebruikt bij het opstellen van het modulatieprofiel. Een andere situatie waarin een antropomorf testobject gewenst is, is bij het optimaliseren van scanparameters. Om te bepalen welke instellingen van het TCM-systeem het beste resultaat geven, zijn vergelijkende studies nodig bij 'patiënten'. Het is beter als dergelijke studies gebeuren met testobjecten. We zouden ons kunnen beperken tot het testen van bestaande antropomorfe fantomen, zoals het Lungman fantoom. Doordat deze fantomen duur zijn en slechts een beperkte range van patiënten kunnen simuleren, kan dit nooit veralgemeend ingevoerd worden in andere centra.

Om deze beperkingen te omzeilen, hebben we besloten om een nieuw testobject te ontwerpen. Meer bepaald het uitwerken van een betaalbaar en multifunctioneel antropomorf testobject om patiënten na te bootsen a.d.h.v. PMMA platen. Voor het design werd volgende werkwijze gehanteerd: de 32 patiënten uit de patiëntenstudie van het Siemens CT-toestel *Somatom Definition Flash* werden ingedeeld in drie klassen op basis van de aangeduide $CTDI_{vol}$ van de scan. De patiënten met een $CTDI_{vol}$ tussen 6 mGy en 8 mGy werden aanschouwd als dunne patiënten, ligt de $CTDI_{vol}$ tussen 9 mGy en 12 mGy behoorden deze personen tot de gemiddelde patiënt en een dikke patiënt werd gedefinieerd door een $CTDI_{vol}$ tussen 17 mGy en 20 mGy. Voor iedere klasse gebeurde een berekening van de gemiddelde WED voor de schouders, de longen en de bovenbuik zoals voorgesteld in Figuur 9. Eveneens werd de gemiddelde lengte bepaald die deze drie regio's innemen in een gecombineerde thorax-abdomen scan.



Figuur 9: Omzetting patiënteigenschappen in PMMA ellipsen met corresponderende WED

Er volgde een verwerking van deze berekende gegevens tot een PMMA fantoom dat de thorax en het abdomen van ieder patiënttype nabootst, zoals geïllustreerd in Figuur 10. Met als doel een multifunctioneel ontwerp, werd besloten om het fantoom op te bouwen uit elliptische PMMA schijven met een dikte van 1 cm en verschillende afmetingen die overeenkomen met de WED gevonden in de drie bestudeerde regio's van de patiënten. Er volgde ook de keuze om de verhouding van de korte en lange as voor de verschillende ellipsen constant te houden, zodat een ellips met welbepaalde dimensies deel kan uitmaken van meerdere patiënttypes. De gevonden verhouding voor een standaardpatiënt bedroeg gemiddeld 1:1,6. Tabel 3 geeft een overzicht van de eigenschappen van de drie ontworpen fantomen, waarbij benaderingen zijn gebeurd met het oog op multifunctionaliteit. De bepaling van de afmetingen van de ellipsen gebeurde aan de hand van formule (5), met 120 HU als CT-nummer voor PMMA gemiddeld over het volledige bereik van de buisspanning.



Figuur 10: Nabootsing van een patiënt (thorax en abdomen) met elliptische PMMA schijven samengehouden door piepschuim

Tabel 3: Parameters van het ontwikkeld modulair PMMA fantoom

Patiënttype	WED (cm)	PMMA ellips		Aantal PMMA van dikte 1 cm	
		Korte as (cm)	Lange as (cm)		
dun	schoulers	23,27	18,00	28,80	6
	longen	21,12	17,00	27,20	16
	bovenbuik	24,63	19,00	30,40	10
gemiddeld	schoulers	26,68	20,00	32,00	6
	longen	25,38	19,00	30,40	16
	bovenbuik	27,80	21,00	33,60	10
dik	schoulers	30,83	22,00	35,20	6
	longen	29,16	21,00	33,60	16
	bovenbuik	31,65	23,00	36,80	10

4 Resultaten

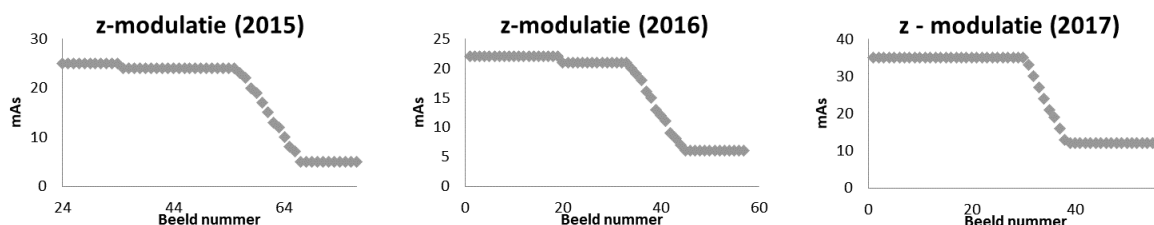
4.1 Huidig protocol voor de kwaliteitscontrole: validatie van buisstroomodulatie

4.1.1 Evaluatie van de test voor buisstroomodulatie

Visuele inspectie

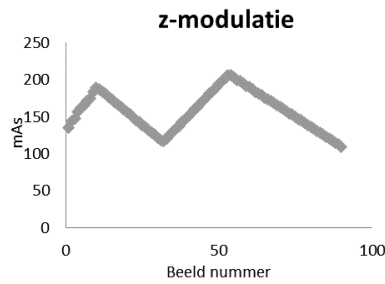
Om na te gaan of de implementatie van de test voor buisstroomodulatie een reproduceerbaar resultaat voortbrengt, werd het profiel van de z-modulatie in de dataset van de TCM-testen visueel geëvalueerd. Hierbij werd ook gekeken of het resultaat zinvol was en voldeed aan de doelstellingen van een TCM-systeem. Dit resulteerde in de observatie dat GE, Siemens en Philips overtuigend slaagden voor deze beoordeling. Voor Siemens gaf de TCM-test een realistisch en reproduceerbaar modulatieprofiel voor alle 17 toestellen uit de dataset. Ook voor Philips en GE vertoonde alle CT-toestellen een correct en reproduceerbaar resultaat, met respectievelijk drie en vier bestudeerde toestellen in de gegevensverzameling.

Figuur 11 toont drie z-modulatieprofielen als resultaat van de jaarlijkse TCM-test voor eenzelfde toestel van GE. Bij het bestuderen van de evolutie doorheen de jaren is zichtbaar dat de buisstroomodulatie volgens de z-as steeds hetzelfde profiel aanneemt, wat erop wijst dat de TCM-test voor dit toestel als reproduceerbaar kan worden beschouwd. Daarentegen kan niets gezegd worden over de reproduceerbaarheid op kwantitatief vlak aangezien uit de grafieken blijkt dat de scannerinstellingen ieder jaar verschillen. Het modulatieprofiel vertoont dezelfde vorm, maar de ligging is niet constant in de tijd. De overige fabrikanten vertonen een gelijkaardig profiel aan GE: een duidelijke daling van de buisstroom bij overgang van het 32 cm CTDI fantoom naar het 16 cm CTDI fantoom.

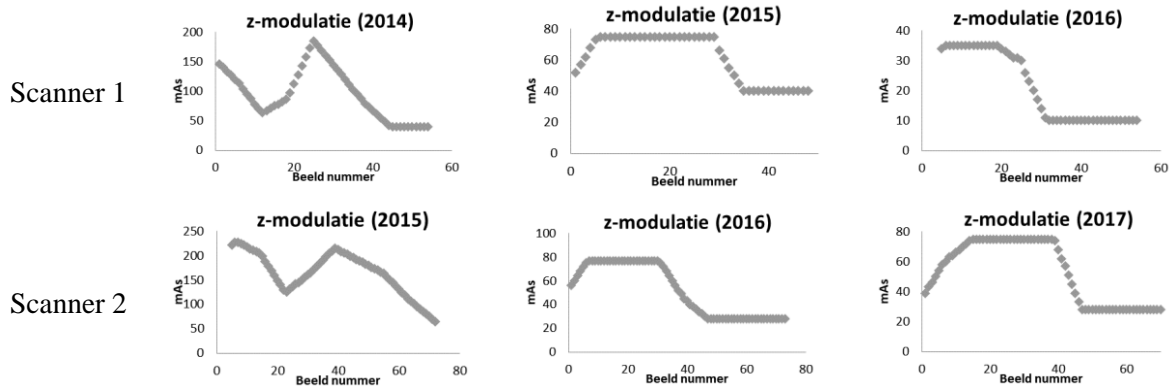


Figuur 11: Een reproduceerbaar en accuraat z-modulatieprofiel als resultaat van de TCM-test

Voor de vier bestudeerde toestellen van Toshiba zijn de resultaten van de TCM-test erg uiteenlopend. Voor één toestel kan duidelijk geconcludeerd worden dat de test nagenoeg ieder controlejaar een ander modulatieprofiel vertoont. Hiernaast bevindt zich in de dataset een CT-scanner van Toshiba die een reproduceerbaar resultaat aflevert, dus een terugkerend verloop in de tijd, maar het profiel bestaat uit pieken gelijkaardig aan Figuur 12. Er zijn dus geen gebieden met een constante buisstroom aanwezig, zoals wel zichtbaar bij de andere fabrikanten uit de gegevensverzameling. Dit kan niet als een accuraat testresultaat worden beschouwd. De resterende twee toestellen, beide Toshiba *Aquillion One Vision*, vertonen in de eerste jaren van de dataset een analoog profiel met scherpe fluctuaties. Vanaf 2015 en 2016 vertoont de TCM-test wel een constant resultaat in de tijd en is het profiel bovendien quasi gelijkaardig aan de overige fabrikanten. De evolutie voor deze twee toestellen van een modulatieprofiel met pieken naar een meer zinvolle respons, wordt weergegeven in Figuur 13.



Figuur 12: TCM-test voor Toshiba met een gepiekt modulatieprofiel als resultaat



Figuur 13: Evolutie van de TCM-respons voor twee CT-scanners van het type Toshiba Aquillion One Vision

Puntsgewijze analyse

Naast het visueel bestuderen van de reproduceerbaarheid per toestel, werden de AEC-systemen van de verschillende fabrikanten onderling vergeleken. Om dit te verwezenlijken, werden op basis van de gegevensverzameling van de TCM-testen per fabrikant de volgende grootheden berekend: de relatieve maximum-minimum-mA-verhouding van de TCM-respons (formule (6)) en de helling van de buisstroom bij de overgang tussen het grote en kleine CTDI fantoom (formule (7)). Deze helling kan worden gezien als een soort TCM-tijdsrespons van het systeem, m.a.w. hoe snel het AEC-systeem reageert bij een verandering van de eigenschappen van het gescande fantoom. Voor Toshiba werden er geen berekeningen gedaan, de grootheden kunnen namelijk niet als relevant worden beschouwd aangezien voor de beschikbare dataset de TCM-test geen consistent resultaat geeft.

$$\text{relatieve verandering } mA = \frac{mA_{\max} - mA_{\min}}{mA_{\max}} \quad (6)$$

$$\text{helling } mA = \frac{\Delta mA}{\Delta \text{beeldlocatie (mm)}} = \frac{mA_2 - mA_1}{\text{beeldlocatie}_2 - \text{beeldlocatie}_1} \quad (7)$$

De verhouding van de maximale buisstroom t.o.v. de minimale buisstroom gemeten tijdens de TCM-test schommelt voor alle fabrikanten (GE, Siemens en Philips) rond een factor 4 à 5. Wanneer deze waarden relatief worden uitgedrukt t.o.v. de maximale buisstroom, levert dit driemaal hetzelfde resultaat op. De gemiddelde relatieve verandering in buisstroom tussen het grote en kleine CTDI fantoom bedraagt 75% van de maximale buisstroom. Daarentegen is er wel een duidelijk verschil tussen de fabrikanten bij het bekijken van de helling van de buisstroom bij de overgang tussen het grote en kleine testobject, m.a.w. de modulatiesnelheid. De helling van GE bedraagt ongeveer 1 mAs/mm, voor Siemens is dit 3 mAs/mm en voor Philips 8 mAs/mm. Tabel 4 geeft een overzicht van alle berekende grootheden.

Tabel 4: Overzicht van de grootheden volgende uit puntsgewijze analyse

	max mA / min mA		
	Absoluut	Relatief t.o.v. max mA	Helling (mAs/mm)
GE	4,63	0,75	1,07
Siemens	4,42	0,74	3,17
Philips	5,15	0,76	7,74

4.1.2 Optimalisatie van de test voor buisstroombmodulatie

Na het evalueren van de resultaten van de test voor buisstroombmodulatie, volgde de vaststelling dat kwantitatieve analyse van de beschikbare gegevens geen betrouwbare basis vormt om verdere conclusies te trekken. Dit is het gevolg van vele inconsistenties tussen de uitgevoerde TCM-testen uit de dataset, zoals de scanvolgorde van de CTDI fantomen en het gebruik van verschillende scaninstellingen. Wanneer men de gegevens van de uitgevoerde testen optimaal wil benutten, is er nood aan kleine toevoegingen aan en/of veranderingen van de test beschreven in het BHPA-protocol. Daaropvolgend gebeurde optimalisatie van deze TCM-test door toevoeging van concrete scaninstellingen en richtlijnen omtrent het uitvoeren van de test. Er werd een beknopt overzicht opgesteld voor de stralingsfysici van de voorkeursinstellingen en de aandachtspunten tijdens het uitvoeren van de controle, om zo meer continuïteit te bereiken in de uitgevoerde testen bij het opvolgen van deze voorschriften.

Voorkeursinstellingen

Voor het uitvoeren van de TCM-test wordt een klassiek abdomen protocol beschikbaar op het toestel geselecteerd. Vervolgens worden de parameters van dit onderzoeksprotocol aangepast naar de waarden weergegeven in Tabel 5. Indien deze parameters niet haalbaar zijn voor het te controleren toestel, wordt aangeraden een waarde te gebruiken die zo goed mogelijk de gerapporteerde instellingen benadert. Zo is de collimatie sterk afhankelijk van het toesteltype, neem hiervoor de kleinst mogelijke waarde. De streefwaarde voor de pitch is 1.

Tabel 5: Voorkeursinstellingen voor het uitvoeren van de TCM-test

	GE	Toshiba	Philips	Siemens
Buisspanning (kV)	120	120	120	120
Collimatie (mm)	16/64x0,625	0,5x80	16x0,75 64x0,625	afhankelijk van toesteltype
Pitch	0,938	0,813	0,9	1
Snededikte (mm)	5	5	5	5

Aandachtspunten

De TCM-test wordt uitgevoerd zoals beschreven in het BHPA-protocol voor de jaarlijkse kwaliteitscontrole van een CT-scanner [20]. Volgende opsomming is een aanvulling hierop om inconsistenties in het uitvoeren te vermijden:

- scan van het grote (32 cm) naar het kleine (16 cm) CTDI fantoom;
- vermijd een luchtspleet tussen de twee fantomen;
- zorg dat de minimum- en maximumlimiet van de buisstroombmodulatie niet wordt bereikt;
- beschikt het toestel (Siemens) over CARE kV: schakel dit uit tijdens de test.

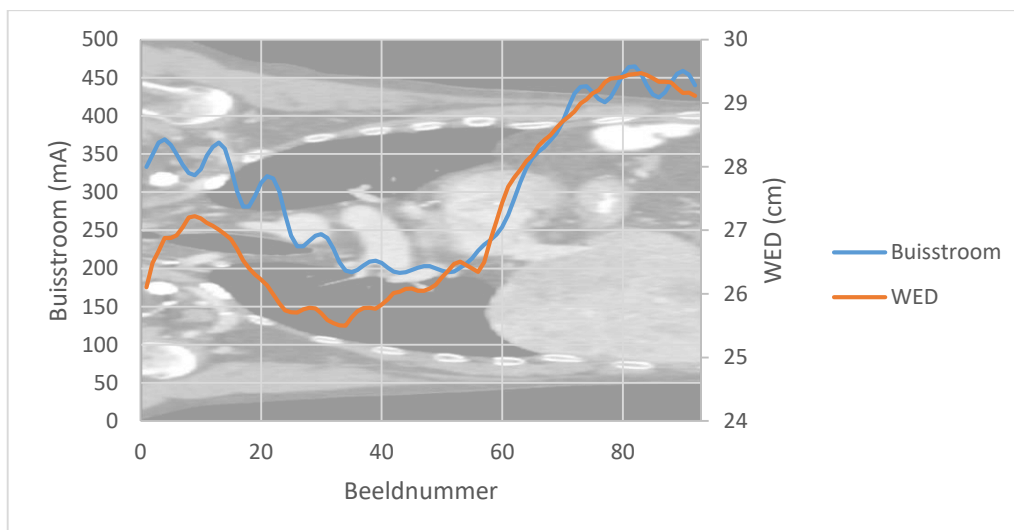
4.2 Studie van de buisstroombmodulatierepons en relatie tot de WED

4.2.1 Buisstroombmodulatierepons in patiënten

Iedere patiënt uit de patiëntendata onderging een thorax-abdomen scan op een CT-toestel van Siemens, Philips of Toshiba. Per individu gebeurde een analyse van het profiel van de mA en de WED, er vanuit gaande dat beide eigenschappen afgestemd zijn op elkaar. De WED omvat namelijk informatie over de attenuatie van de patiënt, die dan weer gebruikt wordt door het AEC-systeem om de optimale buisstroom te bepalen. Steunende op de verwachting dat het mA-profiel dezelfde algemeen vorm zou vertonen als het profiel van de WED, werden enkele merkwaardigheden gedetecteerd.

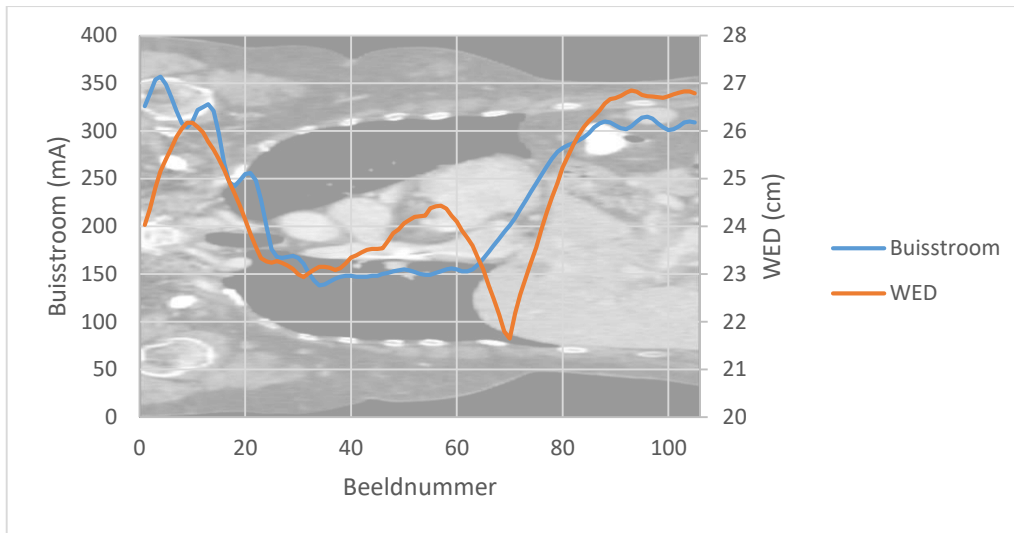
Philips Ingenuity Core

Opvallend bij de modulatierepons van Philips, is de golvende buisstroom die voornamelijk aanwezig is in de schouderregio en de bovenbuik, zoals zichtbaar in Figuur 14. Dit effect is waargenomen in ongeveer 80% van alle scans van deze fabrikant. Hierbij wordt in meer dan de helft van de gevallen het fenomeen enkel opgemerkt ter hoogte van de schouders en verloopt de buisstroombmodulatie vloeiend in het overige gedeelte van de scan. Philips is de enige fabrikant in dit onderzoek waarbij dit sinusoïdaal profiel in de buisstroom wordt waargenomen bij het bestuderen van de z-modulatie.

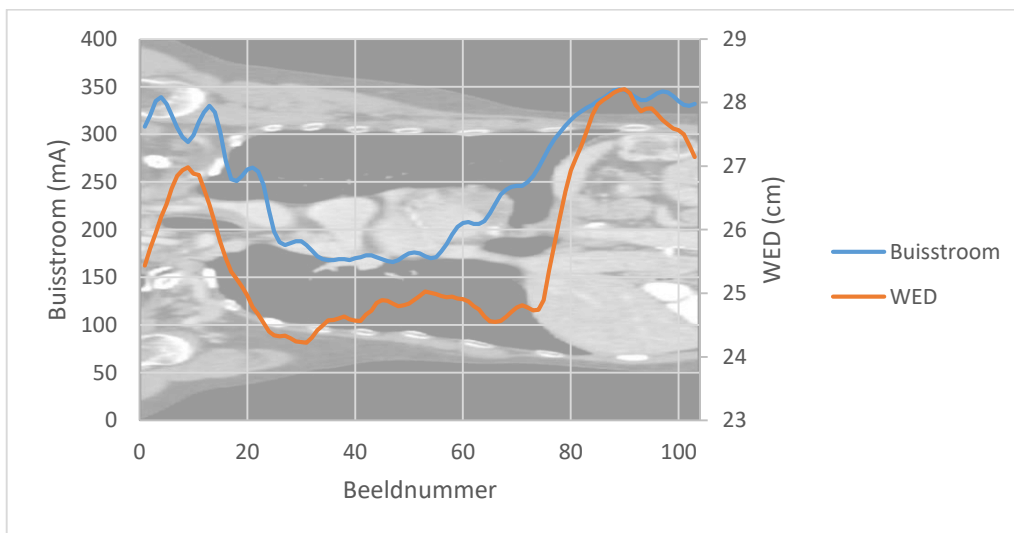


Figuur 14: Golvend mA-profiel zichtbaar bij een thorax-abdomen scan van Philips

Hiernaast volgt uit de resultaten van de patiëntenstudie dat de buisstroom voorloopt op de WED. Zo is in Figuur 15 zichtbaar dat een daling van de WED (ter hoogte van beeldnummer 70) gevolgd door een sterke toename van de WED, wordt genegeerd door het TCM-systeem. De buisstroom zal de daling in attenuatie niet mee volgen, maar al lichtjes beginnen stijgen om de sterke sprong in de WED te kunnen overbruggen. Dit geeft de indruk dat het systeem vooruitkijkt i.p.v. zich enkel te focussen op de attenuatie in de snede in kwestie. Dit idee weerspiegelt zich eveneens in Figuur 16. Wanneer de toename van de WED te snel evolueert voor de buisstroom, zal de mA eerder beginnen stijgen dan de WED om het uiteindelijke doel toch tijdig te kunnen bereiken. In dit voorbeeld stijgt de buisstroom vanaf beeldnummer 55, terwijl de attenuatie pas terug toeneemt vanaf beeldnummer 75.



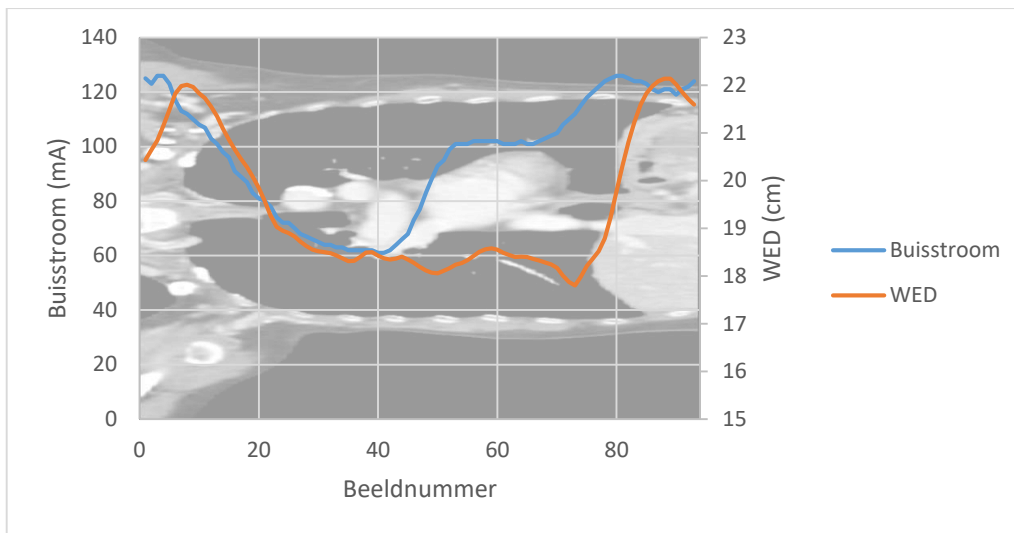
Figuur 15: Daling in WED genegeerd door Philips AEC-systeem



Figuur 16: Voorlopen van de mA op de WED bij DoseRight

Siemens Somatom Definition Flash

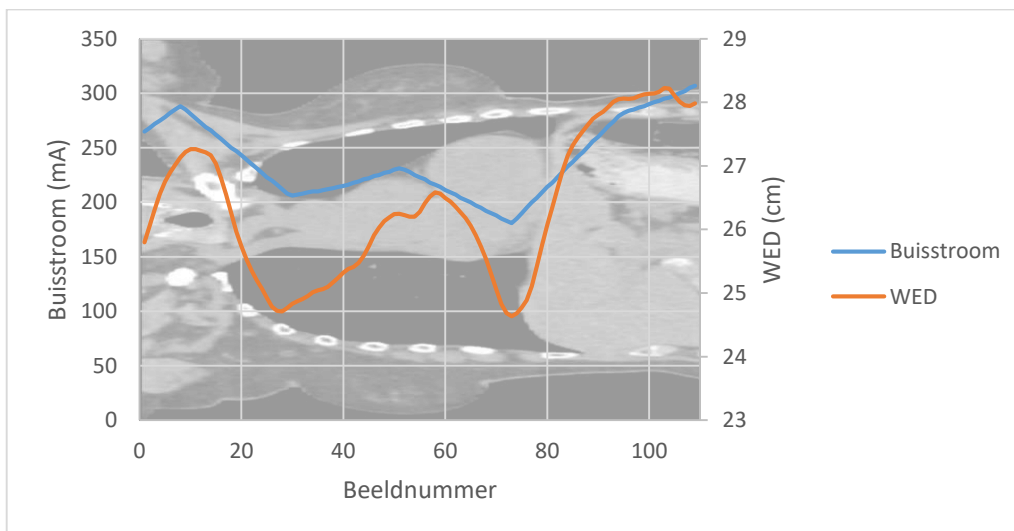
Analoog aan Philips, is bij visuele inspectie van de buisstroommodulatierepons van Siemens voorlopen van de buisstroom op de WED zichtbaar. Het modulatiesysteem is veelomvattend, de focus ligt niet lokaal maar het volledige attenuatieprofiel van de patiënt wordt in rekening gebracht. Zo vindt bij deze fabrikant ook het negeren van plotse overgangen in de WED plaats, met het idee dat het systeem verder vooruitkijkt. Wat specifiek opvalt bij de buisstroommodulatie van Siemens is dat er in sommige scans een tweetrapsstijging van de buisstroom wordt waargenomen, analoog aan Figuur 17. Deze stijging vindt ongeveer plaats in het midden van de longen, een gebied waar de WED nagenoeg constant blijft. Van de 32 bestudeerde patiënten, werd er viermaal een tweetrapsstijging waargenomen. Bij de meeste patiënten schommelt de WED sterker ter hoogte van de longen en werd dit fenomeen niet geobserveerd.



Figuur 17: Een tweetrapsstijging van de mA bij het gebruik van CARE Dose 4D

Toshiba Aquilion One Vision

Het AEC-systeem van Toshiba vertoont een heel ander modulatieprofiel dan de vorige twee fabrikanten. De modulatie van de buisstroom gebeurt eerder lineair, zoals zichtbaar in Figuur 18, terwijl de systemen van Philips en Siemens de mA eerder vloeiend aanpassen. Er is ook nauwelijks voorlopen van de buisstroom zichtbaar, de knikpunten van de WED komen redelijk goed overeen met de knikpunten van de buisstroom.



Figuur 18: Een mA- en WED-profiel van Toshiba

4.2.2 Buisstroommodulatierepons in testobjecten

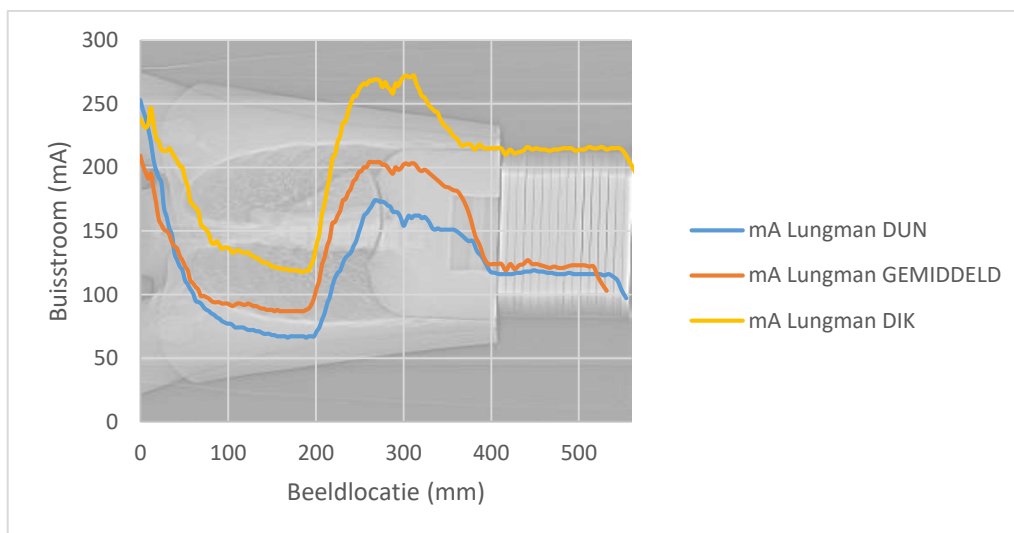
De resultaten beschreven in 4.2.1 geven meer inzicht in het verloop van de buisstroom in patiënten. Deze sectie bestudeert opnieuw de buisstroommodulatie, maar deze keer in testobjecten. Voor dit deel van het onderzoek werden volgende fantomen gescand op het toestel Siemens *Somatom Definition Edge*: het Lungman fantoom, het CelT fantoom en zelfgecreëerde fantomen m.b.v. PMMA platen. Naast een algemene analyse van de buisstroommodulatierepons, volgde het bestuderen van de invloed van verschillende parameters op de modulatie, zoals het protocol en de buisspanning. De algemene scanparameters van de gebruikte protocollen zijn weergegeven in Tabel 6.

Tabel 6: Algemene scanparameters voor het thorax en het gecombineerde thorax-abdomen protocol

Instellingen	Thorax protocol (G02_Thorax_zonder_contrast)	Thorax-abdomen protocol (G1_Thorax_Abdomen_All_in_one)
Collimatie (mm)	128x0,6	128x0,6
Pitch	1,2	0,6
Buisspanning	CARE kV	CARE kV
Snededikte (mm)	3	3
Rotatietijd (s)	0,5	0,5

Lungman fantoom

Door de optionele borstplaten kon het Lungman fantoom gebruikt worden om zowel een dunne, een gemiddelde als een dikke patiënt voor te stellen. Het scannen van de drie nagebootste patiënttypes gebeurde met het 'G1 Thorax Abdomen All in One' protocol, waarbij CARE kV werd uitgeschakeld zodat de buisspanning handmatig op een vaste waarde kon worden ingesteld. Figuur 19 illustreert de algemene werking van buisstroommodulatie voor de drie patiëntafmetingen. Wanneer gescand met dezelfde instellingen, ligt bij een dikke patiënt de buisstroom hoger dan bij een magere patiënt aangezien een grotere omvang meer attenuatie veroorzaakt. Het modulatieprofiel in een gemiddelde patiënt bevindt zich tussen dit van een dunne en dikke patiënt. Bovendien is zichtbaar dat de modulatie zich over een groter bereik uitstrekt bij het scannen van dikkere patiënten. De afwijking van het mA-profiel voor de gemiddelde patiënt in het laatste deel van het fantoom, namelijk de PMMA platen, vormt een toevallige bijkomende test. Er werden vierkante platen van 26,5 cm x 26,5 cm gebruikt voor de dunne en gemiddelde patiënt, en 30 cm x 30 cm voor de dikke patiënt. Dit verklaart waarom de modulatie voor de dunne en gemiddelde patiënt eenzelfde niveau aanneemt in het laatste gedeelte, de attenuatie is immers hetzelfde.



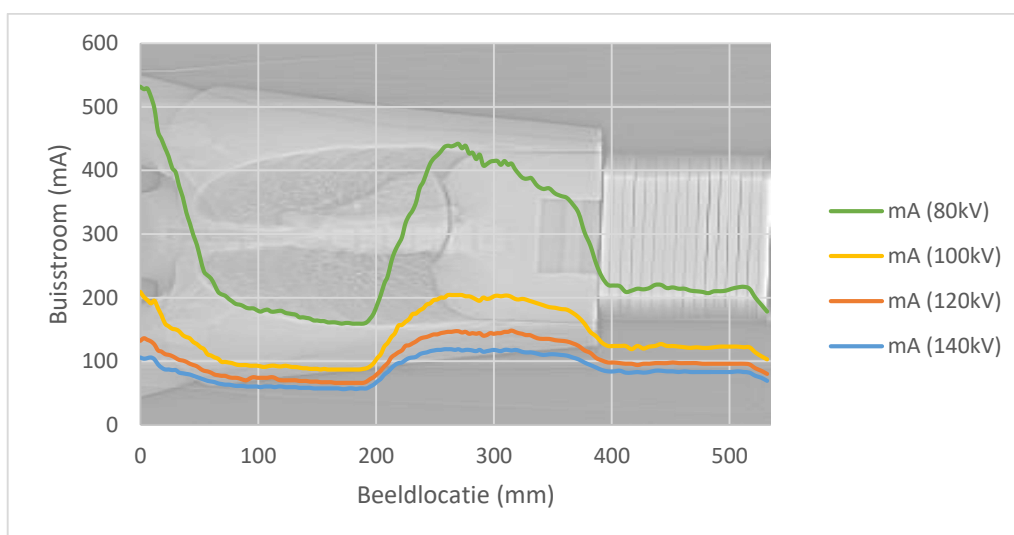
Figuur 19: Buisstroommodulatie in het Lungman fantoom (3 patiënttypes)

Bij het scannen van het Lungman fantoom werd opgemerkt dat de buisstroommodulatie afhankelijk is van de ingestelde buisspanning zoals zichtbaar in onderstaande Figuur 20. Wanneer een lage kV-waarde wordt geselecteerd, zal de buisstroom fluctueren in een groot bereik. Voor het gemiddelde Lungman fantoom verandert bij 80 kV de buisstroom tussen 160 mA in de longen en 530 mA in de schouders. Bij selectie van de hoogst mogelijke

buisspanning, namelijk 140 kV, verandert de buisstroom nauwelijks tussen de verschillende anatomische regio's van de patiënt. Er is een fluctuatie in het Lungman fantoom zichtbaar tussen 60 mA en 120 mA, ongeveer een zesde van het bereik bij 80 kV. Ondanks de beperkte modulatie bij toenemende buisspanning, neemt de $CTDI_{vol}$ toe. $CTDI_{vol}$ t.o.v. de waarde bij 120 kV, de standaard buisspanning in dit protocol, bedraagt +27,5% bij 140 kV en -20,5% bij 80 kV. De exacte waarden zijn weergegeven in Tabel 7. Dit algemeen effect werd opgemerkt voor ieder patiënttype: dun, gemiddeld en dik.

Tabel 7: $CTDI_{vol}$ voor het gemiddelde Lungman fantoom gescand met verschillende buisspanningen

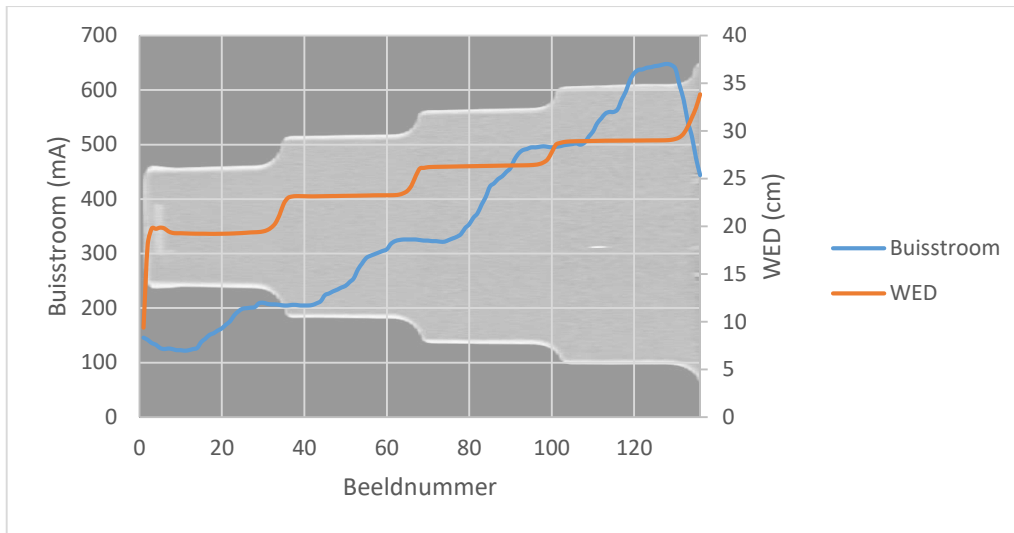
Buisspanning (kV)	$CTDI_{vol}$ (mGy)
80	4,38
100	4,60
120	5,79
140	7,38



Figuur 20: Buisstroommodulatie in het gemiddelde Lungman fantoom bij verschillende buisspanningen

CeIT fantoom

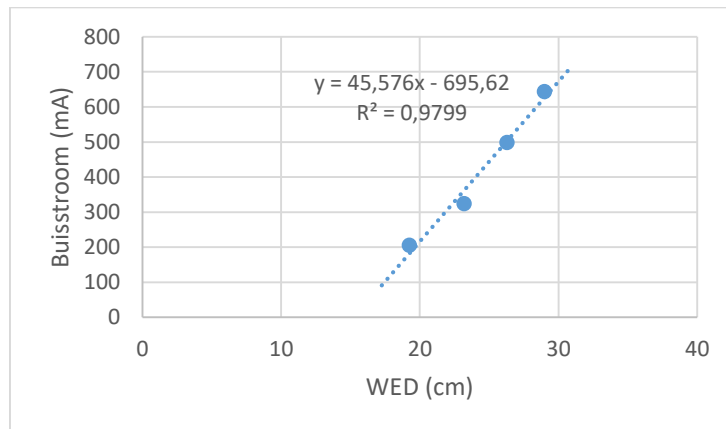
In tegenstelling tot het Lungman fantoom, werd het CeIT fantoom door zijn beperkte lengte gescand met het 'G02 Thorax zonder Contrast' protocol i.p.v. een volledig gecombineerd thorax-abdomen scan uit te voeren op het Siemens *Somatom Definition Edge* CT-toestel. Uit Figuur 21 kan worden afgeleid dat de buisstroommodulatie problemen heeft om de veranderingen in de WED te volgen. Het profiel van de buisstroom wijkt af van de WED in o.a. de afwezigheid van duidelijke constante gebieden. Bovendien komen de gebieden met constante WED niet perfect overeen met de gebieden waarin de buisstroom constant is. Wanneer de WED van de 4 ellipsen wordt gecombineerd met de gemiddelde waarden van de mA in de nakomende constante gebieden, leidt dit tot de resultaten in Tabel 8. Een lineaire rechte geeft de beste relatie tussen de WED en de buisstroom, zoals weergegeven in Figuur 22.



Figuur 21: Buisstroommodulatie in het CelT fantoom

Tabel 8: WED en mA in de constante gebieden van het CelT fantoom

	WED (cm)	Buisstroom (mA)
1	19,26	205,29
2	23,20	324,71
3	26,30	498,72
4	29,00	644,04

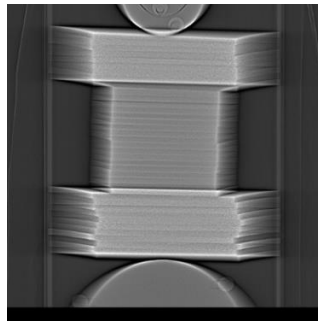


Figuur 22: Correlatie WED en mA voor het CelT fantoom gescand met het thorax protocol

PMMA fantoom

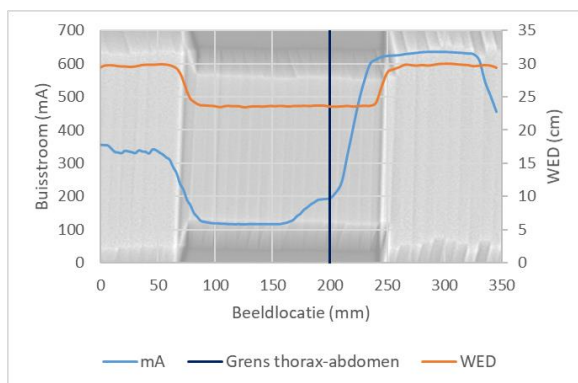
Primitieve nabootsing patiënt m.b.v. PMMA

Met behulp van vierkante PMMA platen van 1 cm dik, werd de algemene opbouw (schouders - longen - bovenbuik) nagebootst van de bestudeerde patiënten die een gecombineerde thorax-abdomen CT hebben ondergaan. Het fantoom bestaat uit 8 platen van 30 cm x 30 cm (schouders), gevolgd door 17 platen van 26,5 cm x 26,5 cm die de longregio voorstellen, en vervolgens weer 10 platen van 30 cm x 30 cm voor de bovenbuik. Figuur 23 geeft deze opstelling weer.

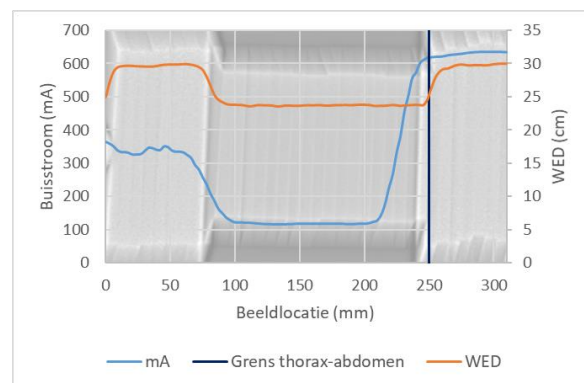


Figuur 23: Nabootsing patiënt m.b.v. PMMA platen: 30x30 cm² – 26,5x26,5 cm² – 30x30 cm²

Tijdens het uitvoeren van de metingen met het protocol ‘G1 Thorax Abdomen All in One’ werd opgemerkt dat de keuze van het reconstructievenster een invloed heeft op de buisstroombmodulatie. Bij het gebruik van dit onderzoeksprotocol wordt in één keer een scan van de thorax en het abdomen verkregen, maar beide delen worden wel afzonderlijk gereconstrueerd. De gebruiker dient na het maken van het topogram twee vensters te selecteren, een voor de reconstructie van de thorax en een ander voor de reconstructie van het abdomen. Wanneer het venster voor abdomen zo wordt gekozen dat het nog een deel van de longen omvat, in deze opstelling de kleinere PMMA platen, zal er een sprong zichtbaar zijn ter hoogte van het geselecteerde begin van het abdomen zoals te zien in Figuur 24. Wanneer men het begin van het abdomen laat overeenkomen met het begin van de 30 cm x 30 cm PMMA platen zoals aangeduid op Figuur 25, is er geen tussensprong in de buisstroom zichtbaar. De buisstroom blijft constant in de longen en begint pas te stijgen wanneer het abdomen zal beginnen. De CTDI_{vol} bij 80 kV bedraagt 5,38 mGy bij de keuze van het venster ter hoogte van de longen en 5,24 mGy wanneer het venster start ter hoogte van het abdomen.



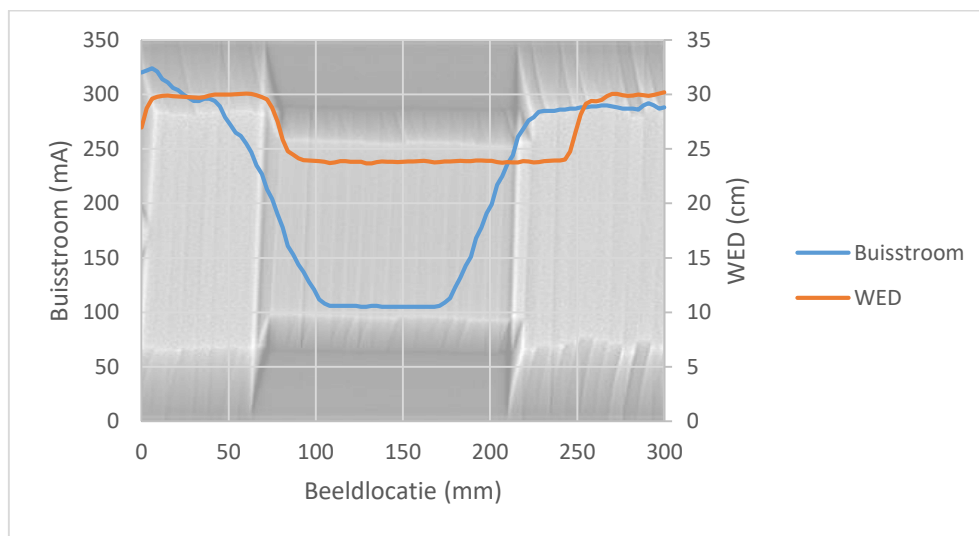
Figuur 24: Thorax-abdomen scan met begin reconstructievenster abdomen ter hoogte van de longen



Figuur 25: Thorax-abdomen scan met begin reconstructievenster abdomen ter hoogte van het abdomen

In bovenstaande figuren (Figuur 24 en Figuur 25) valt eveneens op dat de buisstroom in het abdomen 1,8 keer groter is dan deze in de schouders, ondanks dat beide regio's dezelfde attenuatie veroorzaken. Ze zijn namelijk opgebouwd uit dezelfde PMMA platen. Eenzelfde WED resulteert dus niet in dezelfde buisstroom bij het gebruik van ‘G1 Thorax Abdomen All in One’ protocol. Bij het scannen van het fantoom in dezelfde richting, maar nu met de instelling ‘voeten eerst’ i.p.v. ‘hoofd eerst’, resulteerde dit in hetzelfde modulatieprofiel. Ook hier was de buisstroom in de laatste sectie van het fantoom hoger, ondanks dit nu de schouders voorstelde i.p.v. de bovenbuik. Dit elimineert de veronderstelling dat het TCM-systeem verwacht dat het abdomen zal beginnen, een gebied met grotere attenuatie. Wanneer het fantoom werd gescand met het ‘G02 Thorax zonder Contrast’ protocol i.p.v. met een

gecombineerd thorax-abdomen protocol, is dit effect niet meer zichtbaar. Met dit onderzoeksprotocol is de buisstroom hetzelfde voor alle PMMA platen van dezelfde grootte, onafhankelijk of dit de schouders of het abdomen vertegenwoordigt, zoals zichtbaar is de grafiek hieronder (Figuur 26).



Figuur 26: Thorax scan van een patiënt nagebootst met vierkante PMMA platen

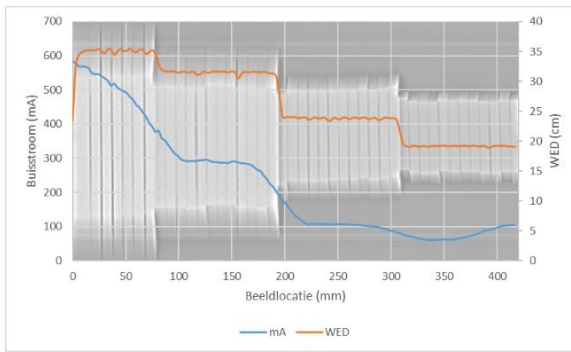
Trapsgewijs PMMA fantoom

Om de modulatie respons bij trapsgewijze afname van de WED te bestuderen en het verband tussen de buisstroom en de WED na te gaan, werd een eenvoudig fantoom geconstrueerd m.b.v. PMMA. Het fantoom bestaat uit vierkante PMMA platen van achtereenvolgens 30 cm x 30 cm, 26,5 cm x 26,5 cm, 20 cm x 20 cm en 16 cm x 16 cm zoals zichtbaar op het topogram (Figuur 27).

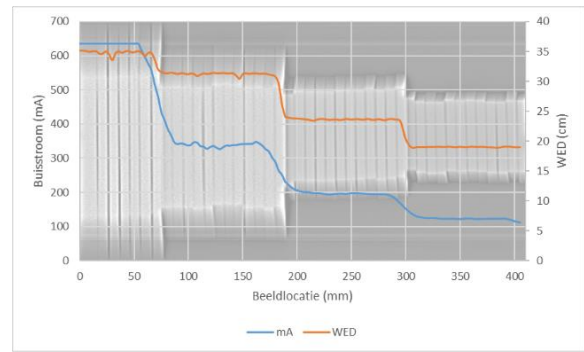


Figuur 27: Topogram van het trapsgewijs PMMA fantoom

De modulatie respons werd bekeken voor het enkelvoudig thorax protocol (Figuur 28) en het gecombineerde thorax-abdomen protocol (Figuur 29), beide met de standaard scaninstellingen zoals opgesomd in Tabel 6. Bij het vergelijken van de buisstroommodulatie in beide protocollen, valt op dat de modulatie voor het thorax-abdomen protocol het profiel van de WED beter volgt en duidelijke gebieden met constante mA vertoont. De helling van de buisstroomcurve in dit onderzoeksprotocol is steiler, zoals ook opgemerkt kon worden in de primitieve PMMA patiënt (vergelijking Figuur 25 en Figuur 26), waardoor de mA sneller naar het gewenste niveau kan worden gebracht.

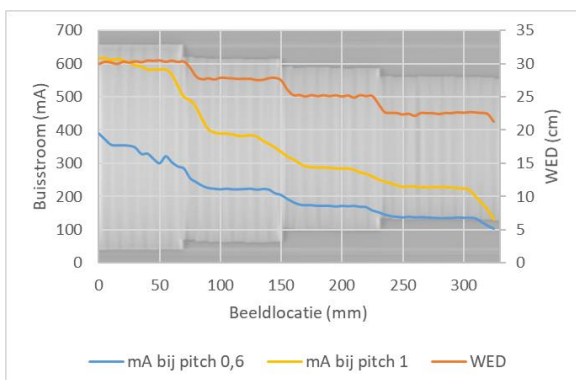


Figuur 28: Thorax scan van het trapsgewijze PMMA fantoom

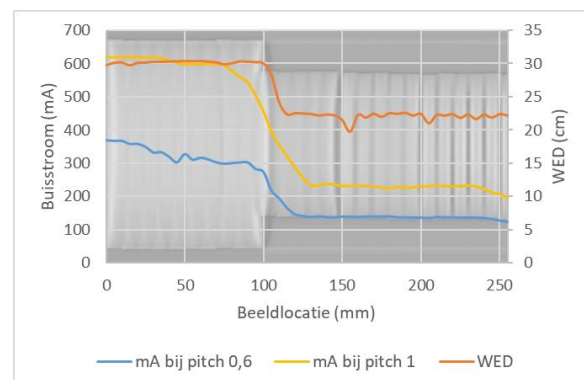


Figuur 29: Thorax-abdomen scan van het trapsgewijze PMMA fantoom

Op basis van bovenstaande resultaten vormden we de hypothese dat dit het gevolg was van een verschillende pitch in beide protocollen. De pitch bedraagt namelijk 0,6 in het gecombineerde thorax-abdomen protocol en staat ingesteld op 1,2 voor het thorax protocol. Om onze redenering te bekrachtigen dat bij een grotere pitch de buisstroom langs de z-as minder optimaal kan worden aangepast (minder rotaties van de buis), werden testobjecten gescand met eenzelfde onderzoeksprotocol waarbij enkel een aanpassing van de pitch plaatsvond. Zo werd gescand met het ‘G1 Thorax Abdomen All in One’ protocol met een ingestelde pitch van 0,6 en vervolgens een pitch van 1. Een grotere pitch kon niet worden ingesteld omdat de buisstroom dan zijn maximumlimiet zou bereiken. Het resultaat van deze metingen is weergegeven in Figuur 30 en Figuur 31. Beide testobjecten zijn opgebouwd uit elliptische PMMA schijven, eveneens gebruikt in het modulair antropomorf testobject (zie verder, sectie 4.3). Er kan vastgesteld worden dat de helling van de buisstroom bij een verandering van de attenuatie gelijk is voor een pitch van 0,6 en 1, ongeacht of deze verandering trapsgewijs gebeurt (Figuur 30) of via een plotse sprong (Figuur 31). Een verhoging van de pitch zorgt wel dat de buisstroom bij hogere mA-waarden komt te liggen. Als gevolg van eenzelfde helling van de buisstroom, dus dezelfde modulatiesnelheid, maar een groter bereik van de buisstroom, zal bij een grotere pitch de buisstroom eerder moeten beginnen dalen of stijgen om het groter verschil in de buisstroom te overbruggen. Zichtbaar op onderstaande figuren, is dat het gewenste niveau later wordt bereikt dan bij een kleinere pitch. Zo zal in Figuur 31 een constante buisstroom worden ingesteld in het tweede gedeelte van het fantoom vanaf een beeldlocatie van 120 mm bij een pitch van 0,6, en pas bij 130 mm bij een ingestelde pitch van 1. Er is verder onderzoek nodig om te achterhalen waarom het gecombineerde thorax-abdomen protocol toelaat de buisstroom sneller aan te passen.



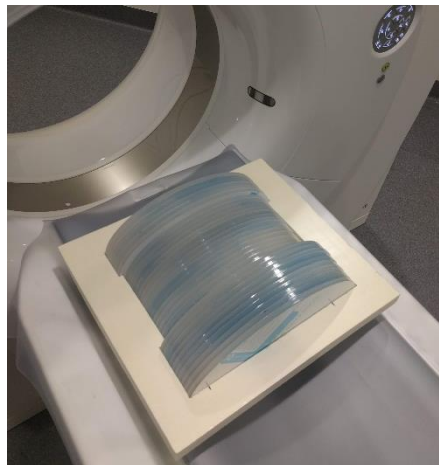
Figuur 30: Thorax-abdomen scan van een trapsgewijs PMMA fantoom met verschillende pitch



Figuur 31: Thorax-abdomen scan van een modulair PMMA fantoom met verschillende pitch

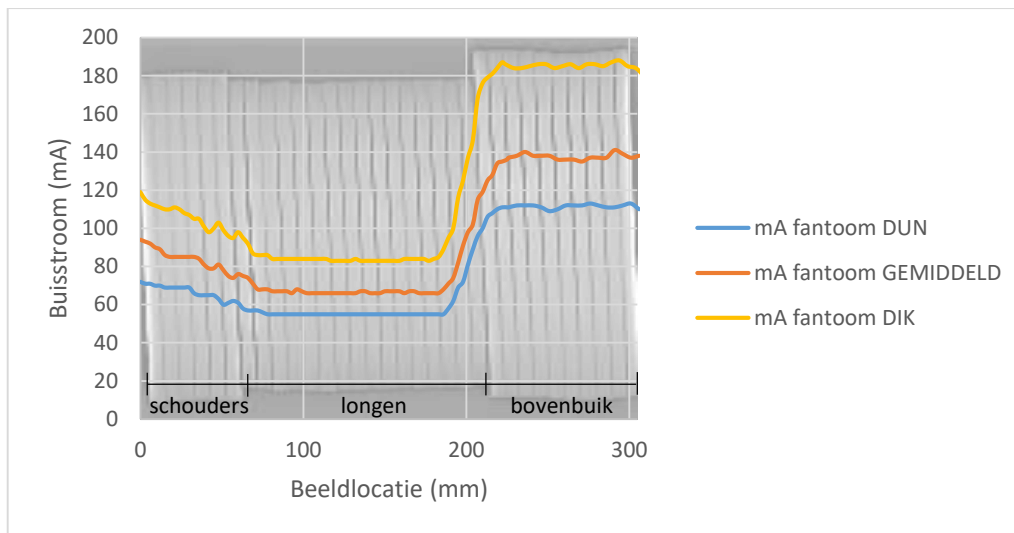
4.3 Modulair antropomorf testobject voor de validatie van buisstroommodulatie

Uit de studie van alle uitgevoerde TCM-testen volgt dat eenvoudige CTDI fantomen bruikbaar zijn om de basisprincipes van buisstroommodulatie te controleren. Daarentegen zijn ze niet geschikt om het volledige gedrag in patiënten te voorspellen. Meer geschikt hiervoor zijn antropomorfe fantomen zoals het Lungman fantoom. Deze fantomen zijn niet altijd voorhanden wegens hun hoge kostprijs en kunnen slechts een beperkt bereik van patiënten voorstellen. Vandaar volgt het ontwerp voor een betaalbaar en multifunctioneel antropomorf testobject dat bijdraagt tot een veelzijdige validatie van de buisstroommodulatie, toegespitst op gecombineerde thorax-abdomen CT-onderzoeken. Voor de validatie van het ontwerp gebaseerd op elliptische PMMA schijven, werd het modulair testobject gescand op het Siemens *Somatom Definition Edge* CT-toestel met het 'G1 Thorax Abdomen All in One' protocol. Om kwantitatieve vergelijking mogelijk te maken tussen het testobject en de patiënten uit de dataset, werd CARE kV uitgeschakeld en een constante buisspanning van 120 kV geselecteerd. De opstelling is zichtbaar in Figuur 32.



Figuur 32: Scanopstelling ontworpen modulair testobject

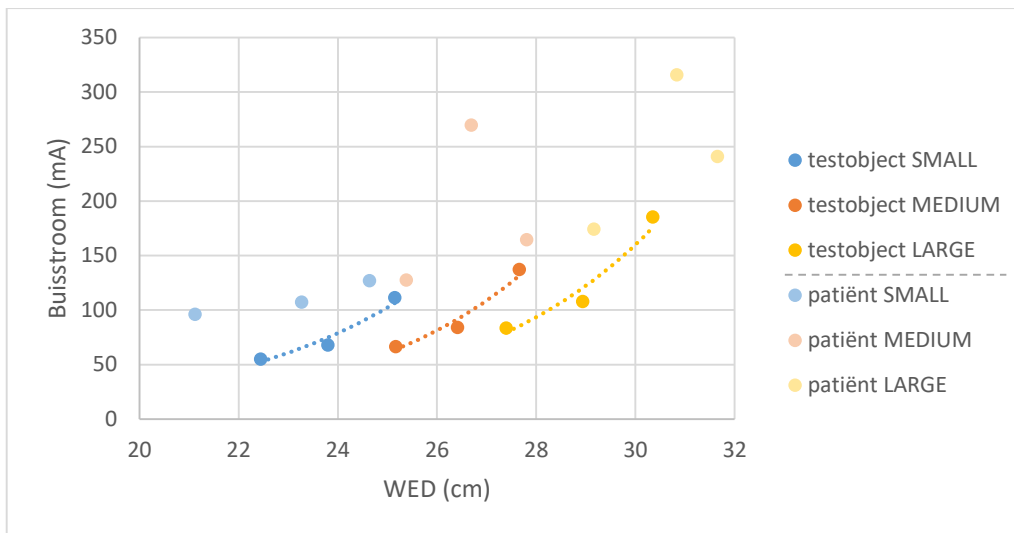
Het ontworpen testobject kan drie patiënttypes simuleren: een dunne, een gemiddelde en een dikke patiënt. Figuur 33 illustreert het verloop van de buisstroom in deze drie testobjecten. Dit modulatieprofiel is zeer gelijkaardig voor elk nagebootst patiënttype, met een hogere mA waar de WED groter is. De procentuele verandering is vrijwel hetzelfde voor de drie patiënttypes. De WED in alle regio's van het gemiddelde fantoom ligt 10% hoger dan in het dunne fantoom. De WED voor het dikke fantoom bedraagt +20% t.o.v. het dunne fantoom. Bij het vergelijken van de buisstroomprofielen in het gemiddelde en dikke fantoom t.o.v. het dunne fantoom, nemen de mA-waarden redelijk consistent toe in de drie regio's. De buisstroom wordt verhoogd met een factor van gemiddeld 1,22 en 1,59 voor respectievelijk het gemiddelde en dikke fantoom. Benaderend komt dit neer op een toename van 10% in de buisstroom wanneer de WED met 1 cm verhoogt. In de schouderregio en de bovenbuik is de toename wat sterker dan in de longen. Dit verschil is niet noemenswaardig en kan eventueel het gevolg zijn van het feit dat de buisstroom in het middenstuk van het fantoom een zeer constant verloop vertoont, terwijl in de andere twee secties meer schommelingen aanwezig zijn. Desondanks houdt de buisstroom een redelijk constant niveau aan in de longen en de bovenbuik. Het gebied met constante mA is minder uitgesproken in de schouderregio. In het begin van het fantoom is er al sprake van een vloeiende overgang naar een lagere buisstroom.



Figuur 33: Modulatorrespons in het ontworpen modulair testobject

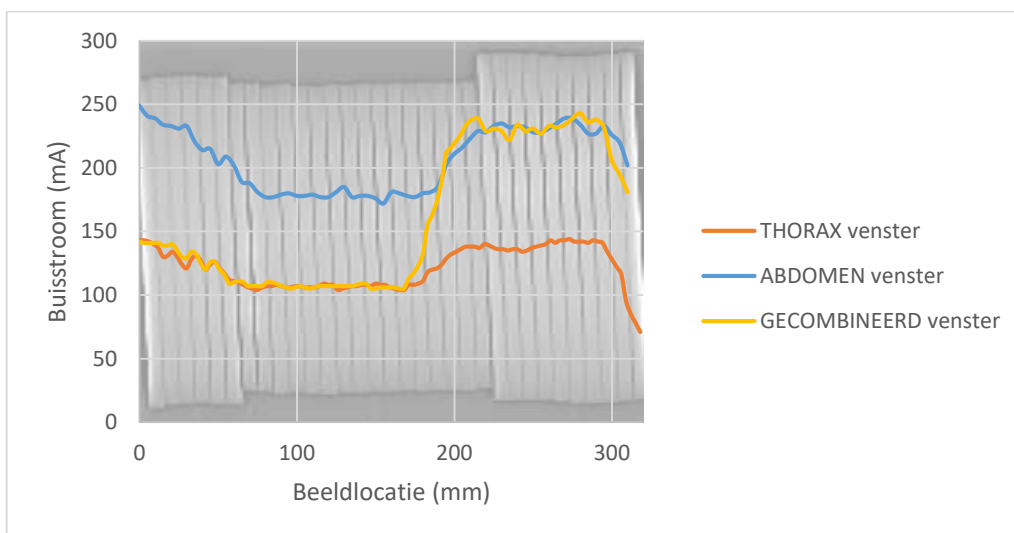
Om te valideren of het ontworpen fantoom representatief is voor de buisstroombmodulatie-respons in patiënten, werd voor het testobject het verband nagegaan tussen de buisstroom en de WED. Dit in de drie verschillende regio's: schouders, longen en bovenbuik. Dit gebeurde eveneens voor de patiënten die ingedeeld werden in drie klassen als basis voor het ontwerp van het testobject. Zowel de patiënten als testobjecten zijn gescand met het gecombineerde thorax-abdomen protocol en een buisspanning van 120 kV. De patiëntendata is afkomstig van het toestel Siemens *Somatom Definition Flash* (zaal 13), de metingen van het ontworpen testobject gebeurde op het *Somatom Definition Edge* CT-toestel (zaal 16). Aangezien beide toestellen CARE Dose 4D gebruiken, worden ze in deze vergelijking gelijkwaardig gesteld.

Een concrete kwantitatieve vergelijking wordt bemoeilijkt door het feit dat er bij de patiënten uit de gegevensverzameling nauwelijks een trend zichtbaar was in de correlatie tussen de WED en de mA gevonden in de verschillende regio's. Overigens varieert deze trend zeer sterk van individu tot individu. Figuur 34 geeft de correlatie tussen de buisstroom en de WED weer voor drie types patiënten en hun bijhorend testobject. Voor het elk testobject (dun, gemiddeld en dik) wordt er een exponentiële trendlijn getekend die de samenhang toont tussen de gevonden mA-WED-correlaties in de drie regio's van het testobject (volgens toenemende WED: longen, schouders en bovenbuik). Deze trendlijn dient als visuele ondersteuning bij het verifiëren of de waargenomen correlaties tussen de WED en de buisstroom in patiënten gelijkaardig zijn aan de correlaties gevonden in de testobjecten. De trendlijn is exponentieel gekozen aangezien de buisstroom in het abdomen, dus bij grotere WED, extra hoog zal zijn als gevolg van het abdomen reconstructievenster. Door de aanwezigheid van de twee afzonderlijke reconstructievensters in het bestudeerde onderzoeksprotocol, met een verschil in voorgeschreven vereisten voor de beeldkwaliteit, kunnen de correlaties tussen de WED en de mA gevonden in de drie verschillende fantoomgroottes niet gecombineerd worden. Het dunne fantoom lijkt tot op zekere hoogte representatief voor de correlatie gevonden in magere patiënten. Daarentegen is de correlatie tussen de WED en de mA in gemiddelde en dikke patiënten minder eenduidig, en vooral de gevonden correlatie in de longen wijkt sterk af van de trend waargenomen in het testobject. Zoals aangehaald zal in het testobject de buisstroom met 10% toenemen bij een verhoging van de WED met 1 cm, voor de patiënten varieert dit tussen 7% en 44%. De grote spreiding wijst op de afwezigheid van een sterke correlatie in patiënten. Buiten de twee extremen opgemerkt in de longregio, kan gesteld worden dat de buisstroom in patiënten hoger ligt dan in gelijkaardige testobjecten.



Figuur 34: Verband tussen buisstroom en WED voor drie patiënttypes en bijhorend testobject

Om de invloed van de keuze van het reconstructievenster in het gecombineerde thorax-abdomen protocol na te gaan, werd het ontworpen fantoom gescand met de positie van beide vensters op drie verschillende manieren gedefinieerd: (1) het fantoom valt volledig binnen het thorax venster, (2) het fantoom valt volledig binnen het abdomen venster, (3) de eerste twee secties van het fantoom behoren tot het thorax venster, de laatste sectie tot het abdomen venster. Het verloop van de buisstroom bij deze drie instellingen is weergegeven in Figuur 35. Er is duidelijk zichtbaar dat de buisstroom in het abdomen venster hoger ligt dan in het thorax venster, ongeacht waar dit reconstructievenster start. In het onderzoeksprotocol staat gedefinieerd dat het abdomen een hogere buisstroom vereist, en bijgevolg een hogere dosis krijgt dan de thorax. De $CTDI_{vol}$ bedraagt 3,58 mGy en 5,59 mGy wanneer het fantoom zich respectievelijk volledig in het thorax of abdomen venster bevindt, en 5,09 mGy bij een combinatie van beide vensters.



Figuur 35: Invloed keuze reconstructievenster in thorax-abdomen scan van modulair antropomorf testobject

5 Discussie

5.1 Huidig protocol voor de kwaliteitscontrole: validatie van buisstroommodulatie

5.1.1 Evaluatie van de test voor buisstroommodulatie

Visuele inspectie

Uit visuele inspectie van de resultaten van alle TCM-testen uitgevoerd tussen 2014 en 2018, kan worden besloten dat de testen zoals beschreven in de testprotocollen van de medische fysici, geschikt zijn voor het controleren van de fundamentele werking van longitudinale buisstroommodulatie voor CT-scanners van de fabrikanten GE, Siemens en Philips. De test toont zowel een zinvol resultaat, namelijk grotere attenuatie leidt tot hogere buisstroom, als een reproduceerbaar resultaat, consistentie in de tijd. Dit is niet het geval voor alle toestellen van de fabrikant Toshiba. Er werden merkwaardige vaststellingen gedaan die nader studiewerk vereisen m.b.t. wat er in realiteit in patiënten gebeurt. In andere onderzoeken waar ze eveneens gebruik maken van eenvoudige CTDI fantomen voor het bestuderen van de buisstroommodulatie zoals [5], [25] en [26] vertonen de CT-scanners van Toshiba eveneens een gepiekt modulatieprofiel.

Een verklaring van de fabrikant voor dit merkwaardig profiel is het feit dat het gebruikte testobject niet antropomorf is terwijl het AEC-systeem van Toshiba een reële patiënt verwacht [25]. Vanaf 2015-2016 wordt wel een realistisch modulatieprofiel verkregen met behulp van eenvoudige CTDI fantomen. Deze ommekeer is het gevolg van een software-update van de CT-scanner naar versie 7.0. Dit houdt een verbetering van het scanogram (SPR van Toshiba) in, wat de accuraatheid van het AEC-systeem ten goede komt. Bijgevolg is de mA-berekening verbeterd bij sterke veranderingen van het attenuatieniveau, waardoor de pieken bij de overgang van het 16 cm naar 32 cm CTDI fantoom verdwijnen [7], [27]. Bij de huidige testen voor buisstroommodulatie op Toshiba CT-toestellen die beschikken over een recente softwareversie, wordt nu wel een logisch resultaat bekomen met de CTDI fantomen. Het vroegere falen van de test voor de fabrikant Toshiba was vermoedelijk het gevolg van een suboptimale TCM-kwaliteit, en onderstreept meteen het belang om de test van buisstroommodulatie door te voeren. De test heeft immers getoond dat er een probleem was.

Puntsgewijze analyse

Uit het kwantitatieve gedeelte van dit onderzoek volgt dat de drie fabrikanten GE, Siemens en Philips gelijkaardig zijn wanneer wordt vergeleken op vlak van de relatieve verhouding van de maximum tot minimum buisstroom. De procentuele verandering in de buisstroom bij de overgang van het 32 cm CTDI fantoom naar het 16 cm CTDI fantoom is m.a.w. hetzelfde voor alle scanners van deze drie fabrikanten. Daarentegen zouden volgens artikel [25] Siemens en Philips gelijkaardig zijn terwijl de verhouding voor GE vijf maal hoger zou liggen. De berekeningen in dit artikel zijn echter uitgevoerd met andere scaninstellingen dan onze dataset.

Hiernaast valt op dat de helling van de buisstroommodulatie bij verandering van attenuatie voor Philips steiler is, en het AEC-systeem dus sneller zal reageren dan de systemen van Siemens en GE. Het AEC-systeem van GE heeft als doel de beeldruis constant te houden voor alle beelden binnen een scan, terwijl CT-scanners van Philips en Siemens hogere ruiswaarden toelaten in meer attenerende delen van de scan. Om in elk beeld een constante ruis te krijgen

i.p.v. een hogere ruis bij grotere attenuatie, moet het AEC-systeem de mA aanpassen aan de attenuatie-eigenschappen van de patiënt. Het behouden van een constante ruis doorheen de scan vereist snellere aanpassingen dan wanneer meer ruis wordt toegelaten in sterker attenuerende delen [25]. Onze resultaten spreken dit tegen en tonen aan dat de aanpassing van de buisstroom voor de verschillende verzwakkingsniveaus in het fantoom belangrijker is in een Philips-scanner dan in systemen van GE en Siemens.

Het is belangrijk om deze resultaten kritisch te interpreteren aangezien de accuraatheid van sommige elementen uit onze gegevensverzameling in vraag kan worden gesteld. We hebben bovendien maar één aspect van het TCM-systeem bestudeerd, namelijk de z-modulatie. GE laat toe om een minimale en maximale buisstroom in te stellen. Op basis van de dataset kan niet worden gegarandeerd of de scaninstellingen tijdens het uitvoeren van de TCM-test zo zijn gekozen dat het AEC-systeem niet tegen zijn limieten aanliep. Bijkomstig kan op basis van de test niet worden achterhaald of het voorgeprogrammeerde TCM-systeem of het geselecteerde onderzoeksprotocol de buisstroom voluit laat moduleren. Dit verhoogt de onzekerheid op de berekening van de maximum-minimum-mA-verhouding. Daarnaast speelt de snededikte een belangrijke rol in het berekenen van de helling van de buisstroom. De snededikte kan variëren van scanner tot scanner, maar eveneens in de loop van de controlejaren voor eenzelfde scanner. In de gegevensverzameling werd de snededikte gebruikt tijdens een TCM-test niet altijd gerapporteerd.

Ook andere scanparameters zijn niet vastgelegd binnen het BHPA-protocol en kunnen variëren binnen eenzelfde fabrikant, zowaar ook binnen eenzelfde scanner. Zo toont [14] aan dat het variëren van heel wat scaninstellingen een invloed heeft op de buisstroommodulatie en een ander effect kan veroorzaken bij de verschillende fabrikanten. Bovendien worden de TCM-testen uitgevoerd door verschillende stralingsfysici met elk hun eigen werkingsprincipe. Zo zal de ene fysicus scannen van het kleine naar het grote CTDI fantoom, terwijl de andere zal beginnen met het grote fantoom. Door al deze onzekerheden is, zoals ook aangehaald in artikel [25], visuele vergelijking van de mA-profielen een meer gepaste methode dan puntsgewijze analyse zoals hier uitgevoerd. De berekende waarden dienen eerder ter illustratie van de grote variaties die binnen de resultaten van eenzelfde test van het BHPA-protocol aanwezig kunnen zijn. We raden aan om toch een kwantitatieve vergelijking te ambiëren in de toekomst en daarom in de eerste plaats de scanparameters vast te leggen en bijkomend concrete procedures op te stellen.

5.1.2 Optimalisatie van de test voor buisstroommodulatie

De TCM-test van het BHPA-protocol hebben we aangevuld met voorkeursinstellingen en aandachtspunten om een betere systematiek in het uitvoeren van de test te bekomen. Wanneer de stralingsfysici de aandachtspunten mee in acht nemen, zullen al enkele inconsistenties verdwijnen in de uitgevoerde TCM-testen. Daarentegen zullen de verschillen als gevolg van de scaninstellingen niet volledig geëlimineerd kunnen worden. Het opstellen van één lijst met scanparameters voor alle verschillende toesteltypes en fabrikanten is onmogelijk. Bovendien wordt het resultaat van buisstroommodulatie beïnvloed door een zeer breed gamma aan eigenschappen [14]. Het is bijgevolg onhaalbaar om de variaties op alle parameters uit te schakelen. Door de beperkte tijdsspanne van deze masterproef kunnen we de gevolgen van de verbeterde procedure niet meer verifiëren. Desondanks zal de toevoeging van deze

voorschriften de mogelijkheid tot kwantitatieve analyse van de resultaten enkel bevorderen, maar of dit voldoende is om betrouwbare conclusies te trekken werd binnen dit onderzoek niet vastgesteld.

Bij de richtlijnen omtrent het uitvoeren van de test wordt vermeld dat de stralingsfysicus moet zorgen dat de buisstroommodulatie zijn minimum- en maximumlimiet niet bereikt. Dit kan men eenvoudig oplossen door de instellingen van het TCM-systeem aan te passen, en is belangrijk om kwantitatieve analyse van de resultaten van de TCM-testen mogelijk te maken. Daarentegen kan in vraag worden gesteld of door het aanpassen van de scaninstellingen er nog wel effectief getest wordt wat de modulatierepons in patiënten zou zijn. Bijkomend wordt ook gevraagd om CARE kV uit te schakelen, om vergelijking tussen verschillende CT-toestellen en fabrikanten mogelijk te maken. Ook hier wordt een aspect uitgesloten dat relevant kan zijn in patiënten. Verschillende buisspanningen hebben namelijk een invloed op het gedrag van TCM-systemen [14]. De TCM-test van het huidig BHPA-protocol is dus geoptimaliseerd om de basisprincipes van buisstroommodulatie meer kwantitatief te testen, maar geeft slechts een beperkt beeld van het werkelijke gedrag in patiënten. Hiervoor kan het nuttig zijn een bijkomende testprocedure met een meer antropomorf fantoom uit te werken, om naast de fundamentele werking ook een beeld te krijgen van de modulatierepons in patiënten.

5.2 Studie van de buisstroommodulatierepons en relatie tot de WED

5.2.1 Buisstroommodulatierepons in patiënten

Na het bestuderen van de buisstroommodulatierepons van de fabrikanten Philips en Siemens in gecombineerde thorax-abdomen CT-onderzoeken, kan over het algemeen worden gesteld dat de buisstroom het attenuatieprofiel van de patiënten redelijk goed volgt wanneer dit geleidelijk verandert. Doen er zich echter abrupte schommelingen in de WED voor, dan zijn er sterkere afwijkingen tussen het mA- en het WED-profiel aanwezig. Het golvend mA-profiel van Philips kon binnen deze masterproef niet worden verklaard. Voor Toshiba zorgt de manier van lineair bijsturen dat de buisstroom minder nauwkeurig kan worden aangepast aan de attenuatie-eigenschappen van de patiënt. Al deze waarnemingen zijn gebaseerd op visuele inspectie van de buisstroommodulatierepons over de gehele patiëntendata.

Hiernaast is in de dataset opgevallen dat sterke schommelingen in het WED-profiel voornamelijk voorkomen bij vrouwen. Door de aanwezigheid van de borsten is er een grotere kans op plotse veranderingen in de attenuatie langs de z-as. Deze sterke overgangen zullen door het systeem worden genegeerd zoals zichtbaar in Figuur 15, of vragen tijd vooraleer de buisstroom is aangepast naar het gewenste niveau zoals in Figuur 16. Op dit moment kunnen we echter de TCM niet zomaar afkeuren wanneer het profiel van de WED en de buisstroom verschilt. Voor het eenduidig bepalen of de buisstroommodulatie in een patiënt goed of slecht is, zal het vergelijken van beide profielen o.a. gekoppeld moeten worden aan de beeldkwaliteit. Ondanks grote verschillen in de mA- en de WED-curve, kan een modulatie alsnog als goed worden bestempeld wanneer er een optimaal compromis tussen de beeldkwaliteit en de dosis aan de patiënt wordt bereikt. De fabrikanten moeten in praktijk wellicht compromissen sluiten wanneer het WED-profiel niet perfect gevolgd kan worden. Het compromis kan bestaan in de selectie van een iets lagere dosis of omgekeerd, door te

compenseren met meer dosis en dus een hogere buisstroom. Het zijn goede redenen om het testprotocol verder uit te werken, en zelfs om een testobject te ontwikkelen die hierin meer inzicht kan brengen.

Voor een meer objectieve beoordeling van de kwaliteit van de buisstroommodulatierepons, moeten er dus meerdere aspecten in rekening worden gebracht zoals de beeldkwaliteit en de patiëntendosis. Dit zou eventueel mogelijk zijn door het opstellen van een geschikte kwaliteitsparameter die een indicatie geeft van de accuraatheid van de modulatie. Aangezien de fabrikanten van CT-toestellen verschillende parameters gebruiken om de gewenste beeldkwaliteit te definiëren, is het lang niet zeker dat er één kwaliteitsparameter kan gevonden worden. In de praktijk van de medische stralingsfysica is het mogelijk eenvoudiger: fysici evalueren gewoonlijk het eindproduct in termen van dosis en beeldkwaliteit, onafhankelijk van de implementatie door de fabrikanten.

In dit onderzoek hebben we vergelijkingen gemaakt tussen de buisstroom en de WED voor iedere snede. De aanwezigheid van het voorlopen van de buisstroom op de WED en het negeren van sterke overgangen van de attenuatie, maakt het onmogelijk voor iedere snede een sterke correlatie te vinden tussen deze twee grootheden. Kwantitatief werd voor elke patiënt uit de dataset nagegaan of er een verband tussen de buisstroom en de WED kon worden vastgesteld. Bij de meeste patiënten was er nauwelijks een correlatie aanwezig tussen beide grootheden indien bestudeerd voor iedere snede. Om het voorlopen van de buisstroom en het vooruitkijken van het systeem te elimineren, werden bijkomend louter de scangebieden met constante buisstroom en attenuatie vergeleken. Dit resulteerde in een sterkere correlatie tussen de mA en de WED. De correlatie gevonden in een welbepaalde patiënt is echter niet geldig voor de andere patiënten uit de gegevensverzameling, gescand op hetzelfde CT-toestel met dezelfde scaninstellingen. Dit toont aan dat AEC-systemen een complex gegeven zijn, en in hun geheel dienen bekeken te worden. Bijkomend bemoeilijkt dit de zoektocht naar een kwaliteitsparameter om de buisstroommodulatierepons te beoordelen. Deze parameter zal een soort van gemiddelde moeten zijn om lokale afwijkingen niet onmiddellijk af te straffen.

5.2.2 Buisstroommodulatierepons in testobjecten

Bij het bestuderen van verschillende testobjecten gescand op het toestel Siemens *Somatom Definition Edge*, lijkt de buisstroommodulatie in het Lungman fantoom te voldoen aan de vooropgestelde doelen van de fabrikant. De buisstroom neemt toe wanneer de attenuatie toeneemt, en omgekeerd. De sterkte van deze verandering wordt mee bepaald door de ingestelde buisspanning voor het maken van de scan. Een hogere buisspanning zal resulteren in een lagere buisstroom en een meer bescheiden modulatie. Dit is het gevolg van het feit dat het systeem de beeldkwaliteit wilt behouden. Bij het verminderen van de buisspanning bij gelijke buislading zou de beeldruis aanzienlijk verhogen en wordt bijgevolg gecompenseerd door een toename in de buisstroom om de beeldkwaliteit te behouden [28]. Het resultaat van een toenemende modulatie bij lagere buisspanning werd eveneens waargenomen in artikel [14] alhoewel hier voor Siemens de effecten niet consistent waren in het volledige fantoom, wat in ons onderzoek wel het geval is.

Ook in het CelT fantoom betekent een toename van de WED, een toename in de buisstroom. Daarentegen gebeurt dit wel met enige vertraging wanneer gescand met het thorax protocol. Willen we dit fantoom gebruiken om de werking van de buisstroommodulatie te bestuderen, dan is het belangrijk dat er een onderzoeksprotocol wordt geselecteerd dat toelaat de buisstroom voldoende snel bij te sturen. Bij het nabootsen van hetzelfde principe van het CelT

fantoom m.b.v. PMMA platen, maar nu met langere gebieden van constante WED, kan de buisstroombmodulatie grondiger worden ontleed. Het mA- en het WED-profiel komen hier beter overeen doordat de lengte van dit fantoom meer tijd biedt aan het modulatiesysteem om zich aan te passen en te stabiliseren.

Het Lungman fantoom, maar ook de zelf gecreëerde fantomen met PMMA lijken geschikt om informatie te verzamelen over de werking van buisstroombmodulatie. Tijdens het scannen van deze verschillende fantomen met verschillende protocollen, werd duidelijk dat de vooraf ingestelde parameters van de onderzoeksprotocollen mee een rol spelen in welke mate de buisstroombmodulatie het attenuatieprofiel van de patiënt kan volgen. Zichtbaar bij het gecombineerde thorax-abdomen protocol (Figuur 29), is dat het systeem veel sneller de buisstroom kan wijzigen dan wanneer gescand met het thorax protocol (Figuur 28). Een waargenomen verschil tussen beide onderzoeksprotocollen is de ingestelde pitch. Verder onderzoek (Figuur 30 en Figuur 31) heeft aangetoond dat de snelheid waarmee de buisstroom kan worden aangepast echter onafhankelijk is van de pitch. De helling van de modulatierepons bij een verandering van de attenuatie blijft namelijk ongewijzigd bij aanpassing van de pitch, en is dus niet de oorzaak van het sneller bijsturen in het gecombineerde thorax-abdomen protocol. Bijkomend is het niveau van de buisstroom in beide protocollen nagenoeg gelijk. De ondervinding dat het veranderen van de buisstroom meer tijd vraagt wanneer grotere verschillen in mA-waarden overbrugt moet worden, is hier niet van toepassing. In dit deel van het onderzoek werd bijkomend de mAs per snede geanalyseerd, omdat deze grootte pitch- en rotatietijdafhankelijk is in vergelijking tot de buisstroom [14]. Desondanks bleef de modulatiesnelheid (helling van de mAs bij verandering van attenuatie) verschillend voor de twee vergeleken onderzoeksprotocollen. Welke scaninstelling(en) er dan wel voor zorgen dat de buisstroombmodulatie het attenuatieprofiel beter kon benaderen in het gecombineerde thorax-abdomen protocol dan in het thorax protocol, kon binnen deze masterproef niet worden vastgesteld. Dit is werk voor de toekomst.

Bijkomend werd opgemerkt dat bij het gebruik van het onderzoeksprotocol 'G1 Thorax Abdomen All in One', de operator twee reconstructievensters dient te selecteren, voor de thorax en voor het abdomen. Voor beide vensters geldt een ander diagnostisch referentieniveau (DRN). Het DRN is de dosiswaarde die bij een routineonderzoek van een patiënt met een normaal postuur niet overschreden zou mogen worden [29]. Het niveau voor de thorax in dit onderzoeksprotocol bedraagt 8 mGy, voor het abdomen ligt dit hoger namelijk 10 mGy. Aangezien er een hogere dosis voor de beeldkwaliteit nodig is in het geselecteerde abdomen reconstructievenster, verduidelijkt dit waarom de buisstroom in het abdomen hoger ligt dan in de thorax ondanks dat beide regio's dezelfde attenuatie zouden veroorzaken (Figuur 25). De verklaring dat dit het gevolg is van een buisstroom die voorloopt en het TCM-systeem dat zich voorbereidt om een regio met grotere attenuatie te scannen, werd ontkracht door het scannen van het ontworpen antropomorf testobject met verschillende posities voor de reconstructievensters (Figuur 35). Het verschil in DRN tussen beide vensters verklaart bovendien de tweetrapsstijging die zichtbaar was bij sommige patiënten uit de gegevensverzameling (Figuur 17). Het reconstructievenster voor het abdomen startte in deze gevallen ter hoogte van de longen waardoor er een sprong in de buisstroom kon worden waargenomen aangezien er een hogere dosis wordt gevraagd. Het is mogelijk dat het venster in meerdere patiënten uit de gegevensverzameling suboptimaal werd gekozen, maar dat door sterke schommelingen in de buisstroom deze sprong niet werd opgemerkt. Wanneer deze bevinding wordt toegepast in de praktijk en de operator het venster voor het abdomen correct kiest, kan dit eventueel leiden tot een kleine dosisreductie.

Het scannen van testobjecten en het aanpassen van verschillende parameters, heeft nogmaals de complexiteit van AEC-systemen benadrukt alsook onze beperkte kennis over hun implementatie. Buisstroommodulatiesystemen zijn zeer slim, ze beschikken over een complex en diepgaand algoritme. De opgestelde buisstroomcurve is gebaseerd op het volledige attenuatieprofiel van de scan, en is meer dan een lokale berekening. Bovendien worden de eigenschappen van het geselecteerde protocol mee in rekening gebracht. Andere protocollen vertonen andere profielen voor de buisstroom, zoals ook waargenomen in [30]. Zo bepaalt de maximale snelheid waarmee de buisstroom kan worden aangepast, mee op welk moment de buisstroom begint te stijgen of te dalen. Naast de helling van de buisstroom bij een verandering in attenuatie, is ook het niveau van de buisstroom verschillend in een ander protocol. Logischerwijs zal dit hoger liggen wanneer bepaalde lichaamsdelen of reconstructiekernels een lagere ruis, en dus een hogere dosis, vragen.

Om een geïnstalleerd TCM-systeem te valideren, heeft een antropomorf fantoom zoals het Lungman fantoom een grote waarde. Het is echter moeilijk om dit testobject op te dringen in acceptatieprotocollen gezien de kostprijs. Bijkomend is het fantoom heterogeen wat het automatisch berekenen van ruisparameters bemoeilijkt. Als gevolg van de Japanse oorsprong van dit fantoom, kan er ook slechts een beperkt bereik van patiënten worden gesimuleerd. We hebben geponeerd dat een eenvoudiger fantoom opgebouwd uit PMMA ook al een getrouw beeld van de werking van buisstroommodulatie moet kunnen laten zien. De aspecten die zich afspelen in patiënten gescand met een Siemens CT-toestel, waren immers tot op zekere hoogte ook zichtbaar in CTDI fantomen en in modulair opgebouwde fantomen uit vierkante PMMA platen. Door deze platen sterker af te stellen op de patiënt, zou een nog accurater beeld van buisstroommodulatierepons kunnen worden verkregen. Zo zouden ellipsvormige PMMA platen de vorm van een patiënt beter benaderen, en kan de afmetingen van de platen afgestemd worden op de WED die gevonden wordt in patiënten. Dit zou moeten resulteren in een betaalbaar en multifunctioneel testobject dat bijdraagt tot een veelzijdige validatie van de buisstroommodulatie bij gecombineerde thorax-abdomen CT-onderzoeken, en de huidige testprotocollen vervolledigt.

5.3 Modulair antropomorf testobject voor de validatie van buisstroommodulatie

Binnen deze masterproef is het testobject-ontwerp in beperkte mate gevalideerd. Eerste testen tonen aan dat het TCM-systeem wordt geactiveerd en de basisprincipes van buisstroommodulatie zichtbaar zijn. De buisstroom stijgt bij toenemende attenuatie, en omgekeerd. Deze verandering gebeurt uniform in het volledige fantoom, namelijk bij een toename van de WED met 1 cm zal de buisstroom met 10% verhogen. In patiënten is er geen uniforme verandering over het volledige scanbereik zichtbaar, waarbij vooral de buisstroom in de longen afwijkt van de verandering in de schouders en de bovenbuik. Uit de vergelijking van de correlatie tussen de WED en de buisstroom voor de drie patiënttypes en bijhorend testobject, kunnen we stellen dat ons ontwerp tot op beperkte hoogte representatief is voor de modulatierepons in patiënten. Voor de volledige patiëntendata werd geen concreet verband gevonden tussen de buisstroom en de WED. In het testobject is er daarentegen wel een trend zichtbaar voor de buisstroom bepaald door het TCM-systeem bij een welbepaalde WED. Aangezien in het testobject gebieden met constante WED aanwezig zijn zonder sterke schommelingen, kan deze trend veel moeilijker worden teruggevonden in patiënten.

Bovendien ligt de buisstroom in patiënten hoger dan in het uniform testobject. Binnen dit onderzoek is hier is niet onmiddellijk een verklaring voorhanden. Een goede start kan zijn om het testobject ook op CT-toestellen van andere fabrikanten te scannen. Aanvullend op het voorspellen van het gedrag van de buisstroommodulatie in patiënten, heeft het ontwerp aangetoond dat het geschikt is om het effect van het reconstructievenster waargenomen in patiënten te valideren.

Een meer kwantitatieve vergelijking tussen de modulatierepons in het testobject en het gedrag in patiënten, vereist nog verdere studies. Voor een kwantitatieve validatie van het testobject-ontwerp zou er een mogelijkheid gevonden moeten worden om de modulatierepons in patiënten meer kwantitatief te inventariseren. De studies binnen dit onderzoek leidde voorlopig nog niet tot een oplossing voor dit probleem, maar we stellen voor om verder te zoeken naar een kwaliteitsparameter om de buisstroommodulatierepons te beoordelen. Deze kwaliteitsparameter moet geschikt zijn voor zowel heterogene patiënten als dit homogeen testobject. Bijkomend zijn extra metingen noodzakelijk voor verdere algemene validatie van het ontwerp. Zo gebeurde het scannen van de drie testobjecten met 120 kV en eveneens met 100 kV. De verschillende buisspanningen hebben een eerste indruk gegeven of in het testobject-ontwerp de overgangen in attenuatie niet te groot of te klein zijn. Bij een grotere buisspanning, zal de buisstroom lager liggen en de modulatie meer bescheiden zijn. Dit kan tot gevolg hebben dat de veranderingen in attenuatie onvoldoende zijn om de modulatierepons duidelijk te bestuderen. Daarentegen zal een lagere buisspanning een ruime modulatie veroorzaken, waardoor de afmetingen van het fantoom eventueel ongeschikt kunnen zijn aangezien TCM-systemen tijd nodig hebben om veranderingen van de buisstroom uit te voeren. 100 kV en 120 kV resulteerde in een duidelijk modulatieprofiel, maar de uiterste buisspanningen (80 kV en 140 kV) zijn binnen dit onderzoek niet gevalideerd aangezien deze instellingen minder voorkomen bij patiënten. Verder is ons testobject ontworpen met multifunctionaliteit als een van de eisen. Het testobject kan dus eenvoudig worden uitgebreid naar andere CT-onderzoeken. Door met de volgorde van de verschillende ellipsen te spelen, blijft dit testobject niet beperkt tot gecombineerde thorax-abdomen CT-scans. Om te verifiëren of deze aanpak werkt, is het testen van andere protocollen, naast het gebruikte 'G1 Thorax Abdomen All in One' protocol, essentieel.

Op basis van de verkregen resultaten kunnen al onmiddellijk enkele verbeteringen aan het fantoom worden voorgesteld. Zo toont Figuur 33 dat er geen constante buisstroom aanwezig is in de schouderregio. De eerste sectie van het fantoom is te kort om het TCM-systeem de kans te geven om te stabiliseren vooraleer de buisstroom aangepast wordt als gevolg van een verandering in de attenuatie. Omdat ons testobject ontwikkeld is met het oog op multifunctionaliteit, kan de eerste sectie van het testobject eenvoudig verlengd worden door bijvoorbeeld vijf elliptische PMMA schijven vooraan toe te voegen. Ondanks gebieden van constante WED, zal de buisstroom kleine schommelingen vertonen. Deze subtiele oscillaties lijken het gevolg van de modulaire opbouw van het fantoom. Luchtspleten tussen de PMMA schijven moeten vermeden worden wilt men een constante curve verkrijgen voor kwantitatieve analyse. Dit kan verbeterd worden door een beter passende mal te voorzien die alle platen goed tegen elkaar houdt.

Ondanks de beperkte validatie en de voorgestelde verbeteringen, kunnen we stellen dat we erin geslaagd zijn om een betaalbaar en multifunctioneel testobject te ontwerpen. Bovendien is het ontwerp geschikt is voor de validatie van buisstroommodulatie, en is het in grote lijnen representatief voor het gedrag waargenomen in patiënten. In welke mate kwantitatieve predictie van het TCM-systeem mogelijk is, dient nog verder onderzocht te worden. Dit

testobject-ontwerp zal nooit de resultaten geven van het antropomorf Lungman fantoom, maar voor deze kostprijs en het ruim toepassingsgebied kan dit wel een plaats bemachtigen in de jaarlijkse medische fysica *quality assurance* testen voor CT-scanners. Een alternatief voor onze aanpak is het Catphan Body Annuli, een uniforme uitbreiding voor het Catphan-fantoom verkrijgbaar in verschillende ronde en ovale maten [31]. Vermits de uitbreiding niet ter beschikking was, kon deze opstelling niet getest worden binnen het kader van deze masterproef.

6 Conclusie

Het BHPA-protocol geeft een goede aanzet tot het testen van TCM-systemen. Met behulp van twee CTDI fantomen kan de fundamentele werking van buisstroommodulatie aangetoond worden, maar de modulatierepons toont een grote afhankelijkheid van de geselecteerde scanparameters en varieert voor verschillende scanners. Opvolgmetingen in de tijd zijn enkel mogelijk als de testprocedures en scaninstellingen beter worden vastgelegd dan momenteel het geval is bij *quality assurance* testen.

De analyse van buisstroommodulatie bij patiënten heeft aangetoond dat de modulatierepons soms afwijkt van wat theoretisch verwacht zou kunnen worden, en dat dit bovendien scanner specifiek is. In patiënten is er zelden een sterke correlatie te vinden tussen de WED en de buisstroom. Dit kan toegeschreven worden aan het TCM-systeem dat een andere doelstelling probeert te bereiken dan constante ruis in alle sneden, wat men verwacht bij een perfecte mA-WED-relatie. Deze observaties hebben geleid tot het uitvoeren van testen met meer antropomorfe testobjecten die voor handen waren. Het Lungman fantoom lijkt voorspellend voor het gedrag in patiënten, terwijl het CelT fantoom enkel bij onderzoeksprotocollen met voldoende snelle modulatie illustratief is voor de TCM. Het Lungman fantoom is echter duur, kan slechts een beperkt bereik van patiënten simuleren, en is heterogeen waardoor geautomatiseerde berekeningen van ruisparameters niet evident zijn. Uiteindelijk hebben we een nieuw fantoom concept uitgewerkt, waar de patiënten door middel van ellipsvormige PMMA platen met verschillende WED worden nagebootst. De eerste resultaten tonen alvast dat de TCM geactiveerd werd en dat de modulaties visueel goed lijken op het gedrag in patiënten. Het ontwerp lijkt geschikt voor de validatie van buisstroommodulatie, maar in welke mate kwantitatieve predictie van het TCM-systeem mogelijk is, vraagt nog verdere studies.

Bibliografie

- [1] World Health Organization, „Chapter 1: Scientific background,’ *Communicating Radiation Risk in Paediatric Imaging*, pp. 12-27, 2016.
- [2] M. Söderberg, Automatic exposure control in CT: an investigation between different manufacturers considering radiation dose and image quality, Lund: Lund University, 2008.
- [3] Medicines and Healthcare products Regulatory Agency, „Report 05016: CT scanner automatic exposure control systems,’ 2005.
- [4] C. H. McCollough, M. R. Bruesewitz en J. M. Kofler, „CT Dose Reduction and Dose Management Tools: Overview of Available Options,’ *RadioGraphics*, pp. 503-512, 2006.
- [5] H. Bosmans, K. Lemmens, J. Malone en R. Oyen, „Quality assurance in CT with the Belgian protocol And the new European acceptability criteria,’ *Radiation Protection Dosimetry*, pp. 1-9, 2012.
- [6] International atomic energy agency, „Chapter 11: Computed Tomography,’ in *Diagnostic Radiology Physics: A Handbook for Teachers and Students*, Vienna, 2014, pp. 257-290.
- [7] *Principle of computed tomography*. [Art]. Bayer radiology.
- [8] K. Maher, Basic Physics of Digital Radiography, WikiBooks, 2006.
- [9] *Röntgenbuis*. [Art]. NatuurkundeUitgelegd.nl.
- [10] M. Söderberg en M. Gunnarsson, „Automatic exposure control in computed tomography: an evaluation of systems from different manufacturers,’ *Acta Radiologica*, pp. 625-634, 2010.
- [11] C. J. Martin en S. Sookpeng, „Setting up computed tomography automatic tube current modulation systems,’ *Journal of Radiological Protection*, pp. 74-95, 2016.
- [12] S. L. Rego, L. Yu, M. R. Bruesewitz, T. J. Vrieze, J. M. Kofler en C. H. McCollough, Artists, *CARE Dose4D CT Automatic Exposure Control System: Physics Principles and Practical Hints*. [Art]. CT Clinical Innovation Center, Department of Radiology, Mayo Clinic.
- [13] T. J. Wood, C. S. Moore, A. Stephens, J. R. Saunderson en A. W. Beavis, „A practical method to standardise and optimise the Philips DoseRight 2.0 CT automatic exposure control system,’ *Journal of Radiological Protection*, pp. 495-506, 2015.
- [14] M. D, N. P, P. G en B. R, „Evaluating the impact of scan settings on automatic tube current modulation in CT using a novel phantom,’ *British Journal of Radiology*, 2017.

- [15] R. D. MacDougall, P. L. Kleinman en M. J. Callahan, „Size-based protocol optimization using automatic tube current modulation and automatic kV selection in computed tomography,’ *Journal of applied clinical medical physics*, pp. 328-341, 2016.
- [16] AAPM Task Group 220, „Use of Water Equivalent Diameter for Calculating Patient Size and Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in CT,’ 2014 .
- [17] C. Anam, F. Haryanto, R. Widita, I. Arif, G. Dougherty en D. McLean, „The impact of patient table on size-specific dose estimate (SSDE),’ *Australasian Physical & Engineering Sciences in Medicine*, pp. 153-158, 2016.
- [18] UC Davis Health, „Radiation Dose Reporting,’ 2012. [Online]. Available: <https://health.ucdavis.edu/radiology/RadiationDose.html>.
- [19] Federaal agentschap voor nucleaire controle (FANC), „Kwaliteitscontrole van röntgentoestellen voor medische diagnose,’ [Online]. Available: https://afcn.fgov.be/fr/system/files/kwaliteitscontrole_voor_medische_diagnose.pdf.
- [20] Belgische Vereniging van Ziekenhuis Fysici, *Belgisch Protocol voor Jaarlijkse Kwaliteitscontrole van X-stralenapparatuur: De CT scanner*, 2009.
- [21] C. Anam, F. Haryanto, R. Widita, I. Arif en G. Dougherty, „Automated Calculation of Water-equivalent Diameter Based on AAPM Task Group 220,’ *Journal of applied clinical medical physics*, pp. 320-33, 2016.
- [22] C. Anam, F. Haryanto, R. Widita, I. Arif en G. Dougherty, „The Profile of Size-Specific Dose Estimate (SSDE) along the Longitudinal Axis in CT Using Tube Current Modulation (TCM),’ *International Information Institute*, pp. 377-382, 2017.
- [23] Kyoto Kagaku, „H-1 Multipurpose Chest Phantom N1 II LUNGMAN’,’ [Online]. Available: https://www.kyotokagaku.com/products/detail03/pdf/ph-1_catalog.pdf.
- [24] North Wales Medical Physics, „The CelT Phantom,’ 2005. [Online]. Available: <http://www.betsiresearch.wales.nhs.uk/sitesplus/documents/836/brochure%20for%20printing%20A5%20New%20July%2016%203.pdf>.
- [25] G. R. Iball, A. C. Moore en E. J. Crawford, „A routine quality assurance test for CT automatic exposure control systems,’ *Journal of applied clinical medical physics*, pp. 291-306, 2016.
- [26] S. Sookpeng, C. J. Martin en D. J. Gentle, „Comparison of different phantom designs for CT scanner automatic tube current modulation system tests,’ *Journal of radiological protection*, pp. 735-761, 2013.
- [27] Toshiba Medical Systems Corporation, „V7.0 Image Quality Improvements,’ 2014.
- [28] A. R. Seyal, A. Arslanoglu, S. F. Abboud, A. Sahin, J. M. Horowitz en V. Yaghmai, „CT of the Abdomen with Reduced Tube Voltage in Adults: A Practical Approach,’ *RadioGraphics*, pp. 1922-1939, 2015.

- [29] Nederlandse Commissie voor Stalingsdosimetrie, „Diagnostische Referentie Niveaus,’ 2012. [Online]. Available: <https://radiationdosimetry.org/drn>.
- [30] A. E. Papadakis, K. Perisinakis en J. Damilakis, „Automatic exposure control in CT: the effect of patient size, anatomical region and prescribed modulation strength on tube current and image quality,’ *European Radiology*, pp. 2520-2531, 2014.
- [31] The Phantom Laboratory, „Catphan® Body Annuli,’ 2018. [Online]. Available: <https://www.phantomlab.com/catphan-accessories>.
- [32] CMSE, „Canon announces corporate name change of Toshiba medical systems corporation to Canon medical systems corporation,’ Canon Medical Systems, 4 januari 2018. [Online]. Available: <https://nl.medical.canon/canon-announces-corporate-name-change>.

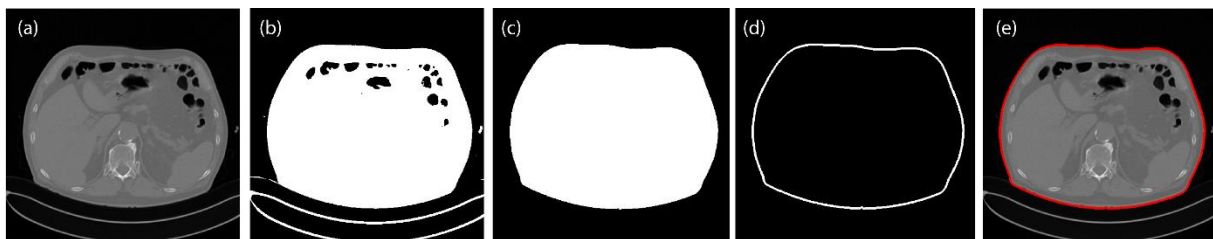
Annex

Annex A: Automatisch berekenen van de WED

Het geïmplementeerde MATLAB programma voor de extractie van TCM-informatie alsook de WED is gebaseerd op artikel [21].

In het MATLAB programma wordt allereerst de volledige scan ingelezen en gebeurt een conversie van de CT-data naar Hounsfield units (HU). Voor Toshiba is deze conversie niet nodig aangezien bij het inladen van de scan in MATLAB, de data onmiddellijk in HU beschikbaar zijn. De achtergrond voor iedere slice verkregen met een toestel van Toshiba moet echter wel uniform gemaakt worden vooraleer verdere verwerking kan plaatsvinden.

Vervolgens gebeurt een automatische randdetectie van de patiënt of het fantoom om de ROI te onderscheiden van achtergrondstructuren zoals de patiëntentafel. Dit kan worden gerealiseerd door gebruik te maken van *thresholding* gevolgd door *edge detection* om het grootste oppervlak te behouden. Bepaling van de drempelwaarde om de patiënt van de achtergrond te onderscheiden gebeurde via trial-and-error. Doorheen de gegevensverzameling werd de drempelwaarde gevarieerd, om daaropvolgend het resultaat van de randdetectie visueel te inspecteren ter bevestiging dat dit overeenkomt met de werkelijke omtrek van de patiënt of het fantoom. Figuur 36 geeft de verschillende tussenstappen weer om de uiteindelijke omtrek van de patiënt of het fantoom te bepalen.



Figuur 36: Stappen van automatisch contouren: (a) originele afbeelding, (b) gevolg van *thresholding*, (c) resultaat na *smoothing* en opvullen gaten, (d) afbeelding na *edge detection*, (e) resultaat van automatisch contouren

Na het automatisch contouren, kan voor iedere snede de WED worden berekend overeenkomstig met formule (5). Dit resulteert in een WED-profiel over het volledige scanbereik. Eveneens wordt voor iedere snede bijkomende informatie opgehaald uit de DICOM-header zoals de buisstroom om dit vervolgens weg te schrijven naar Excel voor verdere analyse.

Voor validatie werden de WED-waarden afkomstig van het MATLAB-programma vergeleken met de waarden verkregen met het programma DOSE van Qaelum, en dit voor drie scans per geëvalueerd toestel. Dit resulteerde in een afwijking kleiner dan 1% (2 mm) waaruit gesteld kan worden dat het geautomatiseerd berekenen van de WED als accuraat mag worden beschouwd. Voor scans van Toshiba kon geen validatie met het programma DOSE gebeuren, maar aangezien de aanpak voor iedere fabrikant hetzelfde is, werd aangenomen dat de foutmarge in dit geval dezelfde grootteorde zou hebben als de overige twee gevalideerde producenten.