Accurate lengte berekening van pijpbeenderen bij fractuur met behulp van SiGrid als kalibratie van röntgenafbeeldingen





Multidisciplinaire Opdracht Bachelor Technische Geneeskunde Jeroen Butterman, Inge Rikkers, Susan Verkroost en Eline Vreman

Accurate lengte berekening van pijpbeenderen bij fractuur met behulp van SiGrid als kalibratie van röntgenafbeeldingen

Datum van publicatie: 24 juni 2019

Opleiding: Bachelor Technische Geneeskunde

Auteurs (studentnummer): Jeroen Butterman(s1801937), Inge Rikkers (s1773313),

Susan Verkroost (s1789392) en Eline Vreman (s1588532)

Medisch begeleiders Elisabeth TweeSteden Ziekenhuis Tilburg: Dr. J.M.M. Heyligers en Drs. S. Kleinveld

Technisch begeleider Universiteit Twente: MSc. T. Boers

Voorwoord

Op dinsdag 23 april 2019 zijn wij vol enthousiasme begonnen aan ons Multidisciplinaire Opdracht om onze bachelor Technische Geneeskunde aan de Universiteit Twente af te kunnen ronden. Tijdens deze opdracht hebben wij ons gefocust op het verhogen van de nauwkeurigheid van afmetingen in röntgenafbeeldingen door middel van een kalibratie. Daarnaast was het erg leerzaam en interessant om experimenten met de röntgenapparatuur op de universiteit Twente te doen.

Wij willen graag onze medisch begeleiders van het Elisabeth TweeSteden Ziekenhuis Tilburg, Dr. J.M.M. Heyligers en Drs. S. Kleinveld, bedanken voor de leuke opdracht, de medische feedback en de leerzame dag die we in het ziekenhuis hebben gehad. Hierbij mochten we meekijken bij meerdere operaties en hebben we een algemene indruk gekregen. Ook willen wij onze technisch begeleider van de Universiteit Twente, MSc. T. Boers, bedanken voor de begeleiding tijdens de experimenten en de kritische blik op ons verslag en denkwijze. Tevens willen wij onze tutor, Thijs Bussink, bedanken voor het begeleiden en in goede banen leiden van dit proces. Tot slot bedanken wij alle overige betrokkenen, waaronder de medewerkers van de Universiteit Twente en het ETZ in Tilburg, voor hun bijdragen aan onze opdracht.

Wij wensen u veel leesplezier toe.

Jeroen Butterman, Inge Rikkers, Susan Verkroost en Eline Vreman

Enschede, 17 juni 2019

Samenvatting

Op dit moment kunnen de afmetingen van botten niet nauwkeurig op een röntgenafbeelding bepaald worden. Doordat de daadwerkelijke afmetingen van het bot niet bepaald kunnen worden, kan dit preoperatief zorgen voor een verkeerde keuze van het osteosynthese materiaal (OSM). Dit kan leiden tot verspilling van het osteosynthese materiaal (OSM) en een langere OK-duur. Tevens kan dit resulteren in een langer openliggende wond, wat een hoger risico op infectie geeft. Het doel van dit onderzoek is om een kalibratie van pijpbeenderen op röntgenafbeeldingen te realiseren.

Om een antwoord te kunnen geven op de onderzoeksvraag wordt als eerst een fysisch röntgenonderzoek uitgevoerd. Met behulp van munten werden verschillende variabelen onderzocht: afstand röntgenbron tot detectieplaat (A); afstand röntgenbron tot onderkant fantoom in verhouding met afstand onderkant fantoom tot detectieplaat (B/C); en de loodrechte afstand tussen het middelpunt van het fantoom en de middellijn van de stralingsbundel (D). Uit dit onderzoek kan worden geconcludeerd dat de variabele verhouding B/C een grote invloed heeft op de vergroting van het fantoom in de röntgenafbeelding, ten opzichte van variabele A en variabele D.

Met behulp van een referentieobject werd een kalibratie het meest haalbaar geacht. Hierdoor werd de SiGrid (een siliconenmatje met een raster erin) bedacht en in het klinisch röntgenonderzoek getest. In dit onderzoek werd gebruik gemaakt van kippenpoten en werd de klinische setting nagebootst. In dit onderzoek zijn metalen rasters op verschillende wijzen aangebracht om de eerste conceptversies van de SiGrid te testen. Met een verschil van 0,044 cm tussen de daadwerkelijke lengte van het bot en de bepaalde lengte van het bot, omgerekend op basis van de breedte van het raster, is SiGrid variant optie 2 het beste. Sigrid optie 2 is zo gevormd en aangebracht dat deze zichtbaar is in zowel de anteriorposterior als de laterale röntgenafbeelding.

Op basis van de onderzoeken wordt aanbevolen om de SiGrid te gebruiken voor het kalibreren van röntgenafbeeldingen. Een vervolgonderzoek zou zich kunnen richten op de effectiviteit van de SiGrid met betrekking tot menselijke botten; de invloed van overprojectie op de kwaliteit van de röntgenafbeelding; en de ideale afmetingen van de SiGrid. Aanvullend kan met een vervolgonderzoek gekeken worden hoe de SiGrid in de praktijk toepasbaar is. Tot slot wordt een aanvulling met betrekking tot röntgen backscatter gegeven.

Inhoudsopgave

1. Inleiding	1
2. Theoretisch kader	2
2.1 Anatomie, fysiologie en pathofysiologie	2
2.2 Botfracturen	4
2.3 Fractuurbehandeling	5
2.4 Röntgen	5
2.4.1 Verzwakking röntgenstraling	6
2.4.2 Divergentie en vergroting	7
3. Interview	7
3.1 Methode	7
3.2 Resultaten	8
3.3 Conclusie	9
4. Fysisch röntgenonderzoek	9
4.1 Hypothese	10
4.2 Methode	11
4.2.1 MATLAB	12
4.2.2 SPSS	13
4.3 Resultaten	13
4.4 Conclusie	18
5. Tussenevaluatie	19
6. Mogelijke oplossingen	20
6.1.1 Referentieobjecten	20
6.1.2 Optimaliseren technologie voor lokalisatie bot	22
6.1.3 Uitwendige oriëntatie en positie bepaling van het bot	23
6.2 Afweging	24
6.3 SiGrid	26
7. Klinisch röntgenonderzoek	27
7.1 Hypothese	27
7.2 Methode	28
7.3 Resultaten	32
7.4 Conclusie	34
8. Discussie	34
9. Aanbevelingen	40
9.1 Aanvulling	41
Referenties	.43

Bijlagen	45
1. Vormen van straling	45
2. Protocol interview	46
3. Uitgewerkt interview	46
4. Protocol fysisch röntgenonderzoek	49
4.1 Variabele A	50
4.2 Variabele verhouding B/C & D	50
4.3 Analyse	52
5. MATLAB-script fysisch onderzoek	53
5.1 Script voor Bucky-Potter	53
5.2 Script voor C-boog variabele verhouding B/C	54
5.3 Script voor C-boog variabele D	54
6. Resultaten fysisch onderzoek	55
6.1 Variabele A	55
6.2 Variabele verhouding B/C	55
6.3 Variabele D	56
7. Tabel referentieobjecten	57
8. Protocol klinisch röntgenonderzoek	59
8.1 Stappenplan	59
8.2 Analyse	60
9. MATLAB-script klinisch onderzoek	62
10. Resultaten klinisch onderzoek	63
10.1 SiGrid optie 1	63
10.2 SiGrid optie 2	64
10.3 SiGrid optie 4	65
10.4 SiGrid optie 5	67

1. Inleiding

Het gebruiksprotocol van (her)steriliseren van osteosynthese materiaal (OSM) is de afgelopen tien jaar veranderd. Zo werd voorheen de gehele materiaalset gesteriliseerd na iedere chirurgische behandeling, terwijl hedendaags wordt gewerkt met individueel verpakt OSM voor eenmalig gebruik.¹ Dit alles wordt gedaan om de infectiepreventie en de traceerbaarheid van OSM te bevorderen [1]. Dit betekent in de klinische praktijk dat geopend OSM met enige regelmaat weggegooid moet worden, wanneer blijkt dat de voorspelde afmetingen van het bot niet overeenkomen in vivo. Uiteindelijk kan een foutieve keuze voor de afmetingen van het OSM leiden tot onnodige kosten en een langere operatieduur. Door de langere operatieduur ontstaat een grotere kans op complicaties voor de patiënt [2].

In 2012 werden 1291 mensen met botfracturen per 100.000 inwoners geregistreerd, waarvan bijna 14% werden geopereerd [3]. Voordat een fractuur wordt behandeld op de traumachirurgie, wordt op basis van een röntgenafbeelding een operatieplan samengesteld. Voor dit diagnosticum wordt gekozen, vanwege de lage stralingsdosis [4] en de snelheid waarmee de röntgenafbeelding gemaakt wordt. De gemaakte röntgenafbeeldingen zullen gekalibreerd moeten worden, waarna de daadwerkelijke afstanden en hoeken van de botdelen gemeten kunnen worden. Deze kalibratie zal een afwijking behouden tussen de afmetingen op de röntgenafbeelding en de daadwerkelijke afmetingen, waarbij een kleine foutmarge acceptabel is. De huidige klinische marge vraagt om een nauwkeurigheid van de röntgenafbeelding tot op de millimeters voor de lengte van het bot en tienden van millimeters voor de dikte van het bot¹. Met de benaderde afmetingen van het bot kan vervolgens het best toepasselijke OSM gekozen worden. De huidige methode van analyseren van de röntgenafbeelding is ontoereikend om een accurate inschatting te kunnen maken van de afmetingen van het bot. De centrale vraagstelling is als volgt: Op welke wijze is een correcte kalibratie op (boog)röntgenafbeeldingen te realiseren, om zo op een universele manier preoperatief metingen te doen die adequaat en betrouwbaar de daadwerkelijke afmetingen van pijpbeenderen representeren?

De volgende deelvragen zijn opgesteld om een antwoord te krijgen op de hoofdvraag:

- Welke afstanden meet de röntgenapparatuur met betrekking tot de oriëntatie van de bron ten opzichte van de patiënt en de detectieplaat en hoe worden deze afstanden in de dagelijkse praktijk geregistreerd?
- Hoeveel beïnvloed een divergerende röntgenbundel kwantitatief de vergroting in de röntgenafbeelding?
- Hoe kijken klinische specialisten tegen de verschillende mogelijke verbeteringen van de kalibratie aan?
- Welke mogelijke oplossingen, zowel hardware als software, zijn er voor de kalibratie van röntgenafbeeldingen?

Om deze vragen te kunnen beantwoorden, wordt het onderzoek opgedeeld in vijf fasen. De eerste fase zal bestaan uit literatuuronderzoek, waarbij wordt gekeken naar de huidige stand van de wetenschap op het gebied van kalibratie en röntgen. Vervolgens zal in fase twee een röntgenlaborant worden geïnterviewd, om een indruk te krijgen van de werkwijze in de klinische praktijk. In de derde fase zal

¹ Gebaseerd op conversatie met drs. S. Kleinveld

met behulp van de röntgenapparaten Mobilett XP en de 9800 OEC scanner onderzoek worden gedaan naar de fysische invloed van een divergerende bundel op de vergroting. Bij dit onderzoek zal gebruik worden gemaakt van verschillende munten, waarbij een aantal variabelen onderzocht zal worden. De opgestelde variabelen zullen op een objectieve en reproduceerbare wijze geanalyseerd worden. Echter, de munten zullen door hun vorm niet klinisch representatief zijn, maar kunnen wel een goed beeld geven over belangrijke fysische invloeden. Er is bewust gekozen voor de munten, omdat de munten makkelijker in MATLAB te standaardiseren zijn. Daarnaast zijn deze afmetingen van de munten makkelijker op te meten dan bij pijpbeenderen; heeft een munt in alle richtingen dezelfde diameter; en hebben munten een vaste afmeting.. Daarnaast zijn deze afmetingen van de munten makkelijker op te meten dan bij pijpbeenderen; heeft een munt in alle richtingen dezelfde diameter; en hebben munten een vaste afmeting. Tevens zal op deze manier ook gekeken kunnen worden naar de daadwerkelijke invloed van de röntgenbundel op de vergroting binnen de röntgenafbeelding. In fase vier zullen mogelijke oplossingen worden bedacht en worden deze onderbouwd met literatuur. Daarbij zal worden gekeken naar de praktische toepasbaarheid en haalbaarheid van de mogelijke oplossingen, om op deze manier een afweging te kunnen maken voor de meest potentiële oplossing. Hierbij is het van belang dat de mogelijk extra handelingen, bij het maken van de röntgenafbeelding, beperkt zullen blijven. Ook mogen er nauwelijks aanpassingen aan het röntgenapparaat nodig zijn. Op basis van de voorgaande fasen, zal in fase vijf met de potentiële oplossing onderzoek gedaan worden naar de functionaliteit van deze oplossing. Hierbij zal de potentiële oplossing worden toegepast op een klinisch representatief fantoom, om de klinische setting na te bootsen.

2. Theoretisch kader

In het theoretisch kader zal eerst de anatomie, fysiologie en pathofysiologie van de botten besproken worden. Vervolgens zullen de fractuurbehandeling en röntgen worden behandeld.

2.1 Anatomie, fysiologie en pathofysiologie

De botten in het menselijk lichaam ontstaan uit de mesenchym kiemschijf, die voornamelijk collageenbundels en fibroblasten bevat. Deze mesenchymcellen gaan zich concentreren en differentiëren in osteoblasten. De osteoblasten kunnen zich op twee manieren vormen tot botweefsel: intramembraneuze en endochondrale ossificatie. Bij intramembraneuze ossificatie ontstaat het bot uit vezelig membraan. Botweefsel dat hyalien kraakbeen vervangt, wordt endochondrale ossificatie genoemd. [5]

Tijdens het groeien van bot in het embryo, gaat het kraakbeen van de diafyse calcificeren. Hierbij groeien periostale bloedvaten in het gecalcificeerde kraakbeen en geven voedingsstoffen af. Deze bloedvaten initiëren het primaire ossificatie centrum, waardoor de diafyse gaat ossificeren. [5] Na de geboorte ontstaan secundaire ossificatie centra in andere delen van het groeiend bot. De uiteinden van het bot, die door de secundaire ossificatie centra zijn ontstaan, worden epifyses genoemd. Tussen de diafyse en de epifyse ligt de metafyse (zie Figuur 1). In de



Figuur 1: Structuur van een pijpbeen [6]

metafyse vindt de endochondrale ossificatie plaats, waarbij nieuw bot aangemaakt wordt vanuit de epifysairschijven. Deze epifysairschijven zijn groeischijven van kraakbeen, waar chondrocyten in kolommen boven elkaar liggen. De bovenste kolommen vertonen mitose, waardoor de kraakbeenschijf dikker wordt. In de onderste kolommen slaat calcium neer, waardoor de chondrocyten afsterven en benig kraakbeen wordt gevormd. [7] Dit nieuwe bot zal pas in het geheel ossificeren met de diafyse op het moment dat het bot het volwassen formaat heeft bereikt. De grens van de groeischijf is compact en herkenbaar op röntgenafbeeldingen als de epifysaire lijn.

Botten zijn rijk verzadigd met bloedvaten afkomstig uit het periosteum. Het periosteum is het vlies dat om de botten heen zit. De aftakkingen van de periostale bloed- en lymfevaten passeren via het nutrient foramen het compacte bot van de diafyse. De nutrient arterie verdeelt zich in de beenmergholte in longitudinale aftakkingen, die zich verplaatsen in de richting van de uiteinden van het bot. [5] In compacte delen van het bot is de diafyse zo compact dat onvoldoende voedings- en afvalstoffen kunnen diffunderen. Wanneer de osteocyten niet genoeg voedingsstoffen krijgen, zullen deze in apoptose overgaan. Echter, de Haversian systemen in het compacte bot zorgen voor het transport van voedings- en afvalstoffen. In dit compacte bot ontwikkelen de osteocyten zich in cilindervorm, waarin de arteriën en de venen voedings- en afvalstoffen kunnen vervoeren. Een Haversian systeem met de daaromheen liggende osteocyten (lamellae) wordt ook wel osteon genoemd. De Haversian systemen staan in connectie met elkaar via Volkmann's kanalen (zie Figuur 2). De Volkmann's kanalen staan haaks op de Haversian systeem en verbinden met frequente intervallen tussen de osteons. Met behulp van het Haversian systeem en de Volkmann's kanalen worden de osteocyten voorzien van voldoende voedingsstoffen. In het osteon bevinden zich circulaire lamellae, de collageen vezels hierin hebben verschillende oriëntatie wat bijdraagt aan de treksterkte en flexibiliteit van het bot. [8]



Figuur 2: Histologische weergaven van compact bot, met onder andere Haversian systeem en Volksmann's kanaal. [8]

Naast vaten bevatten de botten ook zenuwen, waarmee het periosteum rijk is gevuld. Dit periosteum is vooral gevoelig voor scheuren en spanning, waardoor acute pijn bij een botbreuk verklaard kan

worden. In het bot zelf bevinden zich een aantal vasomotor zenuwen, waarmee de bloedflow, door middel van constrictie en dilatatie, in het beenmerg gereguleerd kan worden. [5]

2.2 Botfracturen

Bij trauma kunnen verschillende soorten botfracturen ontstaan (zie Figuur 3). Er zijn eenvoudige fracturen (greenstick fractuur, dwars fractuur, schuin fractuur en spiraal fractuur) of multifragmentaire fracturen, waarbij in een deel van het bot meerdere fracturen aanwezig zijn. Bij een open fractuur is een wond aanwezig en kan het gefractureerde bot door de huid perforeren. Voor de behandeling en de genezing is de soort fractuur van belang. [7]



Figuur 3: Verschillende botfracturen. Gebaseerd op: [7] [9]

Voor genezing van een fractuur zijn repositie, fixatie, immobilisatie en revalidatie van belang. Een fractuur kan, afhankelijk van de behandeling, primair of secundair genezen. Wanneer twee botdelen zelfstandig aan elkaar kunnen groeien wordt er conservatief behandeld, waarbij de breuk wordt gestabiliseerd met gips. Deze wijze van stabiliseren leidt tot relatieve stabiliteit, waarbij de botdelen niet op elkaar worden geperst. Hierbij treedt callusvorming op. Indien nodig worden de botten van buitenaf teruggeduwd naar de juist anatomische positie. Dit terugzetten wordt een reductie van de fractuur genoemd en kan ook chirurgisch. Bij de conservatieve behandeling vindt secundaire botgenezing plaats. Secundaire botgenezing bestaat uit meerdere fasen, waarbij callus wordt gevormd. Doordat bij de fractuur regionale bloedvaten in het bot zijn beschadigd, is in de eerste dagen sprake van hematoomvormingen en ontstekingsreacties. [7] De bloedvaten zijn hierbij beschadigd, waardoor de botcellen te weinig voedingsstoffen krijgen en op termijn in apoptose kunnen gaan. De osteoclasten zullen vervolgens de dode botcellen opruimen en het hematoom zal gaan stollen [10]. In de daaropvolgende drie weken prolifereren fibroblasten, welke collageen secreteren. Dit vormt, voor fixatie rondom het bot, een kraag van zacht callus. [5] Epitheliale cellen migreren om een overkoepelend kapsel te vormen rondom de splinters van de fractuur. [7] Doordat in dit weefsel bloedvaten kunnen groeien, zullen osteoblasten gestimuleerd worden tot botvorming. Na twee tot vier maanden zal dit zachte bot geleidelijk overgaan tot ossale callus, gevormd door endochondrale ossificatie [10]. In de maanden tot jaren na de fractuur vindt remodellering plaats, waarbij overtollig callus wordt geresorbeerd en een nieuwe mergholte wordt gevormd. [7] Echter, een klein calluslitteken blijft altijd achter. [5]

Wanneer de fractuur niet op conservatieve wijze kan genezen, doordat de botdelen bijvoorbeeld te ver van elkaar afstaan, kunnen de botdelen chirurgisch aan elkaar worden gefixeerd. Als de botdelen op anatomisch correcte wijze gereduceerd zijn zonder tussenruimte, dan wordt dit absolute stabiliteit

genoemd. Hierbij vindt voornamelijk primaire botgenezing plaats met minimale callusvorming. Callus vormt zich in lege ruimtes tussen de botdelen. Het nieuwe bot wordt vanuit het inwendige beenmerg (endosteum) aangemaakt, wat endostale botgenezing wordt genoemd. Op de breuklijn zorgen de osteoclasten voor het verwijderen van beschadigd bot. Deze gevormde ruimte wordt vervolgens door osteoblasten opgevuld met nieuw bot. Hierdoor kunnen Haversian systemen in axiale richting herstellen. De groei van bloedvaten wordt hierbij bevorderd, wat zorgt voor het voltooien van de breuk genezing. [11]

2.3 Fractuurbehandeling

Fracturen kunnen zowel extern als intern gefixeerd worden. Als de dislocatie van de fractuur acceptabel wordt geacht, dan vindt externe fixatie plaats. De externe fixatie bestaat uit stabilisatie van de fractuur. Dit wordt gedaan met behulp van spalk, gips of percutane pennen. Als de dislocatie van de fractuur niet aanvaardbaar wordt geacht; de repositie niet behouden kan worden; of de kwaliteit van repositie ontoereikend is, dan vindt interne fixatie plaats. De interne fixatie kan bestaan uit schroeven, platen, trekgording en intramedullaire-pennen. [7]

Het OSM, dat gebruikt wordt om de fracturen vast te zetten, bestaat uit een medisch toepasbaar titanium of roestvrijstaal [12]. Tot op heden is er nog geen voorkeur gevonden voor een van de beide materialen [13]. Voor ieder type OSM bestaat een groot aantal afmetingen [14]. Bij een onderbeenfractuur worden pennen gebruikt om via de mergholte voor stabiliteit te zorgen. Deze pen kan met dwarse schroeven vastgezet worden. Ook kunnen platen worden gebruikt om breukdelen aan elkaar te zetten. [15] Pennen en platen hebben over het algemeen een grotere lengte, waardoor een nauwkeurigheid voor de kalibratie tot op de millimeter gewenst is. Voor de dikte van de pennen maakt een millimeter al een cruciaal verschil, wat vraagt om een grotere nauwkeurigheid. Voor het plaatsen van schroeven is eveneens de breedte van bot belangrijk, waardoor een nauwkeurigheid van tienden van millimeters gewenst is. Om de juiste afmetingen te kunnen bepalen is het van belang om te weten wat de daadwerkelijke afmetingen van het bot zijn. Dit kan primair gedaan worden met het analyseren van röntgenafbeeldingen. Echter, er is nog geen correcte kalibratie van deze röntgenafbeeldingen, waardoor een foutmarge blijft bestaan.

2.4 Röntgen

Voor het maken van een röntgenafbeelding, worden röntgenstralen opgewekt in de röntgenbuis. In de röntgenbuis bevinden zich een elektrisch negatief geladen kathode en een elektrisch positief geladen anode. [16] Binnen medische toepassingen bestaat de kathode uit een wolfraam filament, welke bij verhitting elektronen uitstraalt door thermische emissie. De anode wordt doorgaans ook van wolfraam gemaakt, dat omhuld is met een schuin koperen blok voor warmtegeleiding. [17] De keuze voor wolfraam komt voort uit het feit dat elektronen in de buitenste schil een lage bindingsenergie hebben, waardoor ze makkelijker "loslaten". Bij verhitting van wolfraam wordt thermische energie overgedragen aan de elektronen, waardoor deze zich kunnen losmaken en zich naar de ruimte om de kathode kunnen verplaatsen. De externe spanningsbron, die een potentiaalverschil opwekt, trekt de elektronen naar de anode. Wanneer de elektronen bij de anode aankomen en daarmee interacteren, komt elektromagnetische röntgenstraling vrij. Deze straling ontstaat in twee vormen: karakteristieke straling en remstraling (zie Bijlage 1). [18]

De ontstane röntgenstralen worden in alle richtingen uitgezonden. Om de röntgenstralen in een bundel te concentreren, wordt een loden buis om de anode en kathode geplaatst. In deze buis zit een venster, waar de röntgenstralen naar buiten kunnen treden richting de patiënt. Daarnaast wordt nog gebruik gemaakt van een aluminium filter, om de röntgenstraling te filteren [19]. Hierbij wordt de lage fotonenergie gefilterd en de bundel verhard. De lage fotonenergie draagt niet bij aan de ontstane röntgenafbeelding, omdat de fotonen met een lage energie niet diep genoeg doordringen in het lichaam om tot de detectieplaat te komen. [20] De ontstane röntgenstralen worden opgevangen door een fotografische plaat. Diverse methodes zijn beschikbaar voor de detectie van deze röntgenstralen, die afhankelijk zijn van de gebruikte detector. [20]

2.4.1 Verzwakking röntgenstraling

Röntgenfotonen kunnen diverse interacties met het lichaam aangaan, waarbij de hoeveelheid energie van een foton een grote rol speelt. Verschillende interacties zijn: Compton verstrooiing, Rayleigh verstrooiing, Thomson verstrooiing, foto elektrisch effect en foto elektrische absorptie. Deze interacties geven drie mogelijke eindpunten voor elk foton: penetratie door het lichaam zonder interactie; interactie met verlating van het lichaam (verstrooid foton) en absorptie in het lichaam. [18] Een anti-verstrooiingsraster is bedoeld om verstrooide fotonen af te vangen. Het antiverstrooiingsraster bestaat uit transparante delen in het verlengde van de (divergente) bundel met loden balkjes daartussen. Door het anti-verstrooiingsraster passeren de fotonen die in een rechte lijn het lichaam hebben gepenetreerd, zonder interactie met weefsel. Deze fotonen worden na signaalversterking geregistreerd door de digitale detectieplaat. [21] Toch is het niet zo dat het antiverstrooiingsraster optimaal werkt, waarbij deze niet elk verstrooid foton afgevangt. Zo kan het zijn dat een foton middels verstrooiing in de baan van een onverstrooid foton terecht komt en vervolgens dezelfde weg als het onverstrooide foton vervolgt. Dit verstrooide foton zal dan ook gedetecteerd worden door de detectieplaat. Dit signaal wordt echter op de verkeerde locatie opgevangen, waardoor verstoring in de röntgenafbeelding optreedt. Ervan uitgaande dat deze verstrooiing willekeurig verdeeld is over de plaat, zal dit het contrast van de röntgenafbeelding verlagen. [22]

De hoeveelheid straling die door de structuren wordt doorgelaten, bepaalt de lineaire attenuatiecoëfficiënt. Deze geeft het totale percentage doorgelaten fotonen weer. [23] Met deze waarde voor iedere pixel op de digitale detectieplaat kan een röntgenafbeelding geconstrueerd worden, waarbij botten (hoge attenuatie) wit en longen (lage attenuatie) zwart worden afgebeeld. [21]

2.4.2 Divergentie en vergroting

uitgaande Ervan dat de opgewekte als röntgenbundel puntbron wordt beschouwd, dan kan deze gezien worden als divergente bundel. Hierbij kunnen de hoek van divergentie en de apertuur gemoduleerd worden. De divergentie heeft als gevolg dat, bij een verandering van de afstand tussen de röntgenbron en de detectieplaat (zie Figuur 4, afstand A), de projectie van de structuur een andere vergroting zal hebben. Daarnaast worden structuren, die dichterbii de röntgenbron staan (zie Figuur 4, kleinere afstand B), groter afgebeeld. [16]

Door gebruik te maken van een bekende afmeting, zoals een röntgen bestendige meetlat [24] of een ander referentieobject, kan de vergroting ter hoogte van de detectieplaat worden vastgesteld. Toch bestaat dan nog steeds onzekerheid over de vergroting van de structuren die hoger liggen ten opzichte van de plaat (grotere afstand B in Figuur 4). Deze vergroting is middels een referentieobject op de detectieplaat niet te achterhalen. De vergroting van de hoger gelegen structuren is afhankelijk van de



Figuur 4: Schematisch weergave van opstelling röntgenbron. Gebaseerd op [19-21] [24] [26-28]

afstand tussen röntgenbron en detectieplaat (afstand A); de divergentie van de röntgenbundel (hoek α); en de positie en oriëntatie van het bot in het lichaam ten opzichte van de detectieplaat en de röntgenbron (verhouding B/C). [25]

3. Interview

In het interview zal informatie verkregen worden over de werkwijze in een klinische praktijk. Het interview is met coördinerend teamleider radiologie Rob van Boxtel, werkzaam in het Elisabeth Tweesteden Ziekenhuis (ETZ) te Tilburg, gehouden.

3.1 Methode

Door middel van het afnemen van een interview en het observeren van een röntgenlaborant werd informatie verkregen over röntgenonderzoek in de praktijk in het ETZ. Daarnaast werd gevraagd naar referentieobjecten en andere mogelijkheden voor kalibratie die al getest zijn in het ziekenhuis. Het protocol voor het interview bevindt zich in de Bijlage 2.

3.2 Resultaten

Alleen de belangrijkst geachte antwoorden zijn weergeven in de resultaten. Het volledig uitgewerkte interview staat in Bijlage 3.

Hoe ziet de handeling van het maken van een röntgenafbeelding eruit?

Bij het maken van de röntgenafbeelding wordt de patiënt op de detectieplaat gelegd. Voor ieder lichaamsdeel is een standaard methode waarop deze wordt afgebeeld, onafhankelijk van de verwachte pathologie. Zo wordt het middelpunt van de bundel altijd op dezelfde plek gericht met behulp van het lichtvizier. Dit is een schatting gemaakt door de röntgenlaborant. Het röntgenapparaat heeft verschillende standaardinstellingen voor de verschillende lichaamsdelen. Hierdoor kan met een geautomatiseerde afstand tot de detectieplaat en dosis een röntgenafbeelding gemaakt worden. Wanneer de eerste röntgenafbeelding is gemaakt, draait de patiënt het lichaamsdeel en wordt een nieuwe röntgenafbeelding gemaakt. Voor röntgenafbeelding te maken. Uiteindelijk worden twee röntgenafbeeldingen, die loodrecht op elkaar staan, gemaakt: anterior-posterior en lateraal. Deze röntgenafbeeldingen naar de arts worden doorgestuurd. Met behulp van een diagnostisch programma (SECTRA) voor röntgenafbeeldingen kan de arts afmetingen van het bot in de röntgenafbeelding opmeten. Echter, deze lengte is niet betrouwbaar doordat naar een niet gekalibreerde projectie van het bot wordt gekeken.

Liggen de extremiteiten altijd direct op de detectieplaat, of zit hier soms afstand tussen?

De pijpbeenderen liggen over het algemeen direct op de detectieplaat. Echter, bij elke patiënt is de vet- en spierlaag verschillend, waardoor het bot een variabele oriëntatie en positie tot de detectieplaat heeft. De detectieplaat van Bucky-Potter wordt in sommige gevallen onder het bed geplaatst. Het bed is bol aan de onderkant, waardoor het lastig is om deze plaat dicht tegen het bed aan te plaatsen. Een C-boog heeft altijd een vaste afstand tussen bron en detectieplaat. Bij de afdeling Spoedeisende Hulp wordt de C-boog om het bed geplaatst, waardoor een grotere afstand tussen het bot en de detectieplaat wordt gecreëerd.

Welke mogelijke oplossingen, om de röntgenafbeelding zo te kalibreren dat een accurate afmeting van het bot afgemeten kan worden, zijn realistisch?

Het probleem ligt voornamelijk bij het ontbreken van een correct referentiepunt. Dit referentiepunt is noodzakelijk om de kalibratie uit te kunnen voeren, zodat de daadwerkelijke afmetingen van het bot berekend kunnen worden. In het ETZ zijn hiervoor al voorwerpen uitgetest door orthopeden. Zo werd een kogel in een schuimrubberen koker gebruikt als referentiepunt bij het afbeelden van de heupkop. De kogel werd tussen de benen van de patiënt geplaatst en in de koker op de juiste hoogte afgesteld. Software kan vervolgens automatisch de kogel vinden in de röntgenafbeelding en hiermee een kalibratie uitvoeren. Het tweede referentieobject dat werd gebruikt, is een keycord met ringen dat om de nek werd gehangen. Deze methode heeft echter nadelen, aangezien de ringen recht onder de bron moeten liggen. Wanneer dit niet gebeurt, zullen ovalen ontstaan op de röntgenafbeelding.

Waar zit verbetering voor het maken van een röntgenafbeelding en de kwaliteit hiervan?

Ondanks de protocollen voor het maken van een röntgenafbeelding per lichaamsdeel, ontstaan toch variaties tussen de röntgenafbeeldingen. Deze variaties ontstaan, doordat de röntgenlaboranten de lichaamsdelen net iets anders neerleggen op de detectieplaat. Dit zorgt ervoor dat de afstand tussen het bot en de detectieplaat variabel is. Ook kan de oriëntatie en positie van het bot binnen het lichaamsdeel anders zijn, waardoor de röntgenafbeeldingen door verschillende projecties niet altijd te vergelijken zijn.

3.3 Conclusie

Uit het afgenomen interview wordt geconcludeerd dat de afstand tussen de röntgenbron en de detectieplaat, met de moderne apparatuur, voor veel röntgenafbeeldingen gestandaardiseerd is. De gestandaardiseerde afstand zorgt ervoor dat de dosis, die nodig is om de röntgenafbeelding te maken, voor iedere patiënt gelijk is. De uitgezonden dosis is wel afhankelijk van het lichaamsdeel dat op de röntgenafbeelding gezet moet worden. Daarnaast wordt geconcludeerd dat de afstand tussen de röntgenbron en het lichaamsdeel; en de afstand tussen het lichaamsdeel en de detectieplaat lastig te bepalen zijn. Dit komt onder andere doordat de positie en oriëntatie van het bot in het lichaamsdeel onbekend zijn.

4. Fysisch röntgenonderzoek

Bij het maken van een röntgenscan zijn de daadwerkelijke afmetingen op een röntgenafbeelding niet nauwkeurig af te lezen. [23] De daadwerkelijke afmetingen van het bot zijn belangrijk om een botbreuk op de anatomisch juiste manier te reduceren tijdens een chirurgische ingreep. Wanneer de verkeerde afmetingen van het bot worden vastgesteld, dan bestaat een kans dat het OSM, dat gebruikt wordt om de botbreuk fractuur te fixeren, niet passend is. Bij het maken van een röntgenafbeelding zijn, door de divergente bundel, een aantal afstanden van invloed zijn op de vergroting van de röntgenafbeelding. Hiervoor wordt een proefopstelling op gesteld, om variabelen te meten met betrekking tot de positie en oriëntatie van een object in relatie tot de detectieplaat en de bron. Met de resultaten van dit onderzoek kan in een later stadia mogelijk een betrouwbare (automatische) kalibratie gecreëerd worden.



Figuur 5: Weergave van de variabelen die getest worden tijdens het fysisch röntgenonderzoek.

De te onderzoeken variabelen zijn als volgend, zie Figuur 5:

> Variabele A²: de afstand tussen de röntgenbron en de detectieplaat

² Variabele A staat in de literatuur bekend als Source to Image Distance (SID)

- Variabele verhouding B³/C⁴: de verhouding tussen de afstand van de röntgenbron tot de onderkant van het fantoom en de afstand tussen de onderkant van het fantoom en de detectieplaat
- Variabele D: de loodrechte afstand, en daarmee ook de kortste afstand, tussen het middelpunt van het fantoom en de middellijn van de stralingsbundel

4.1 Hypothese

Tijdens dit onderzoek werden de bovengenoemde variabelen onafhankelijk getoetst door deze afzonderlijk te variëren. De hypothese wordt per variabele besproken.

Voor variabele A (zie Figuur 6) wordt een vergroting van het fantoom verwacht wanneer de röntgenbron zich dichterbij de detectieplaat bevindt (kleinere variabele A), bij een gelijke apertuur. De gelijke apertuur heeft mogelijk wel invloed op de stralingsintensiteit, de grotere variabele A zorgt voor afname van de stralingsintensiteit volgens de kwadratenwet. Hierdoor wordt ook de resolutie beïnvloed. Wanneer de divergentiehoek hetzelfde blijft en de bron verder weg staat (grotere variabele A), dan zal het circulaire oppervlakte, dat zich op de imaginaire bol rondom de puntbron bevindt, kwadratisch toenemen. Aangezien de intensiteit van de stralingsbron verdeeld wordt over dit boloppervlak en daarmee ook het circulaire oppervlak, zal deze kwadratisch afnemen volgens de kwadratenwet.



Figuur 6: Twee röntgenbronnen op verschillende grootte van variabele A. De lijnen geven de schaduwlijnen aan die langs de randen van het fantoom lopen. Deze lijnen geven niet de maximale apertuur weer en zijn voor beiden gelijk. Verwacht wordt dat een grotere variabele A (rode röntgenbron) een kleinere "schaduw" creëert naast het object dan een kleinere variabele A (groene röntgenbron).

Voor de variabele verhouding B/C wordt verwacht dat de vergroting van het fantoom toeneemt, wanneer de

verhouding B/C kleiner wordt bij een constante variabele A. Deze verwachting is onder voorwaarde dat er een gelijke apertuur van de röntgenbundel wordt toegepast. Verwacht wordt dat bij een gelijke apertuur en een gelijke variabele A, de stralingsintensiteit ter hoogte van het fantoom lager wordt wanneer de verhouding B/C groter wordt. Dit komt door de kwadratenwet. Een verschil tussen de C-boog en het Bucky-Potter systeem wordt niet verwacht, omdat de variabele op dezelfde manier wordt gemeten en beide systemen op hetzelfde principe berusten.

Voor de variabele D wordt verwacht dat het deel van het fantoom dat verder van de middenlijn van de röntgenbundel af ligt (grotere variabele D), meer zal vergroten (zie Figuur 7). Wanneer variabele D groter wordt, dan zullen de stralen verder divergeren, als vergeleken wordt met een kleinere variabele D. Een grotere divergentie kan zorgen voor een asymmetrische buitenrand, waarbij deze waziger wordt.

³ Variabele B staat in de literatuur bekend als Source to Object Distance (SOD)

⁴ Variabele C staat in de literatuur bekend als Object to Image Distance (OID)



Figuur 7: Weergave variabele D. De lijnen geven de schaduwlijnen aan die langs de randen van het fantoom lopen. Deze lijnen geven niet de maximale apertuur weer en zijn voor beiden gelijk.

4.2 Methode

De afstanden waarop gefocust werd tijdens dit röntgenonderzoek zijn: de afstand tussen de röntgenbron en de detectieplaat (variabele A); de verhouding tussen de afstand van de röntgenbron tot de onderkant van de munten en de afstand tussen de onderkant van de munten en de detectieplaat (variabele verhouding B/C) en de afstand van de middelpunt van de detectieplaat tot de afstand die loodrecht ten opzichte van de detectieplaat staat op het middelpunt van de munt (variabele D). Ervan uitgaande dat de bron recht boven de detectieplaat staat. Dit röntgenonderzoek wordt gedaan met de Mobilett XP en/of OEC-9800 boogröntgenscanner, beiden aanwezig op de Universiteit van Twente.

Tijdens dit onderzoek werden de variabelen onafhankelijk getoetst door deze los van elkaar te variëren, waarna het aantal pixels van de munten bepaald werden per röntgenafbeelding. De variabele B en C werden als een verhouding berekend, zodat variabele A in deze situatie buiten beschouwing gelaten kon worden.

De variabele A was afgesteld op 50 tot en met 110 centimeter, met intervallen van 10 centimeter. De munten (€0,05; €0,10; €0,20; €0,50 en €2) bleven hierbij op dezelfde locatie liggen, zodat vergelijking van de röntgenafbeeldingen ongecompliceerd kon verlopen. De metingen van deze variabele zijn gebaseerd op de munt (€0,20) die op het midden van de plaat lag. Dit onderzoek werd gedaan met de Mobilett XP. De locatie van de munten in relatie tot elkaar en de uitwerking van het protocol is te vinden in Bijlage 4.1.

De verhouding tussen B en C werd uitgevoerd met zowel de OEC-9800 boogröntgenscanner als met de Mobilett XP. In het geval van de C-boog werd de positie van de C-boog ten opzichte van de tafel gevarieerd. De afstand tussen de detectieplaat en de tafel, waar de $\leq 0,50$ munten op lagen, veranderde tussen de 8,8 en 52,7 centimeter. Hierbij werden eerst zes stappen gemaakt van ongeveer 2,5 centimeter en daarna zes stappen van 5 centimeter. Ook bij deze variabele bleef de $\leq 0,50$ munten op dezelfde locatie liggen. In het geval van Mobilett XP veranderde variabele C, tussen 0 en 21,4 centimeter, door het fantoom stapsgewijs met behulp van blokken, van 1; 1,5; 2,5 en 5,2 centimeter, te verhogen. Bij beide methodes bleef variabele A constant op 110cm, omdat dit in het ETZ de standaard afstand is (zie Bijlage 3 interview). Variabele D werd uitgevoerd met behulp van de Mobilett XP en de OEC-9800 boogröntgenscanner. Op de Mobilett XP werden de €0,50 munten in een rechte lijn op de detectieplaat neergelegd. Daarna werd variabele C aangepast met stappen van 5,2 centimeter tot de waarde van 20,8 centimeter. De onderlinge afstanden van de munten was ongeveer 2,2 centimeter. Bij deze variabele bleven de €0,50 munten op dezelfde locatie liggen. In het geval van de C-boog werden de €0,50 muntjes in een kruis op de tafel neergelegd, waarbij de hoogte van de C-boog werd gevarieerd ten opzichte van de tafel. Variabele C werd aangepast in eerst zes stappen van ongeveer 2,5 centimeter en daarna in stappen van 5 centimeter, met een beginwaarde van 8,8 centimeter en tot een waarde van 52,7 centimeter. Ook hierbij bleven de munten op dezelfde locatie op de tafel liggen. Voor meer informatie zie Bijlage 4: protocol fysisch röntgenonderzoek.

Aannames gedurende het onderzoek

Om de resultaten vanuit de afbeelding, die in pixels staan, om te zetten in een daadwerkelijke afstand wordt een omrekeningsfactor (van pixels naar millimeter) bepaald. Hierbij wordt de daadwerkelijke straal van de munt gedeeld door de gemiddelde waarde van het aantal pixels van de straal. De omrekeningsfactor wordt bepaald met de gemiddelde uitkomst van de straal in pixels, bepaald op een interval van variabele A tussen de 50 tot 110 centimeter. Deze waarde wordt gebruikt, omdat de munt altijd op dezelfde locatie op het midden van de plaat ligt. Hierdoor speelt variabele D geen rol bij de invloed op de vergroting van deze munt. Heep *et al.* [28] beschreven dat variabele A weinig invloed heeft op de vergroting, wanneer de andere variabelen buiten beschouwing worden gelaten zal deze weinig effect hebben op de daadwerkelijke afmetingen van de munt t.o.v. de röntgenafbeelding. Hiervan uitgaande wordt er gewerkt met het gemiddelde, omdat de verwachting is dat de uitkomsten van het aantal pixels van de straal bij elkaar in de buurt liggen. Omdat de instellingen van de Bucky-Potter tijdens dit onderzoek nagenoeg hetzelfde blijven, wordt aangenomen dat de omrekening van pixel op de plaat naar mm gelijk blijft. Deze omrekeningsfactor zal ook bij de andere variabelen worden toegepast, om op deze wijze de variabelen te kunnen vergelijken. Hiermee kan gekeken worden hoe de verandering van de vergroting valt binnen de klinische marge.

4.2.1 MATLAB

De gemaakte röntgenafbeeldingen werden ingeladen in MATLAB R2019a. Deze afbeeldingen werden vervolgens aangepast voor de intensiteit, waardoor de projectie van de munten beter zichtbaar werden. Vervolgens werd, met behulp van de functie *imfindcircles*, getracht om de munten te detecteren als cirkels. De waarde voor de straal die uit deze functie kwam, werd gebruikt om het aantal pixels bij de verschillende waarden voor de variabelen te vergelijken. Bij de variabele A werd de €0,20 munt gemeten, die in het midden van detectieplaat lag. Bij variabele verhouding B/C en variabele D werd de €0,50 munt gemeten. Het MATLAB-script moest voor deze verschillende munten aangepast worden om de stralen op de correct te berekenen. Voor variabele D met de C-boog werd de oppervlakte van de munten gemeten, omdat deze munten door *imfindcircles* niet werden gevonden. Voor deze variabele is de functie van *numel* gebruikt.

Voor meer informatie over het MATLAB-script zie Bijlage 5.

4.2.2 SPSS

In IBM SPSS Statistics 25 werd de *Mean* (gemiddelde) en de *Std. Deviation* (standaarddeviaties) van de verschillende variabelen geanalyseerd. De gegevens van de munten die uit het MATLAB-bestand waren verkregen, werden samen met de waarden van variabele A, variabele D en variabele verhouding B/C meegenomen.

Alle waarden werden in SPSS geladen om vervolgens de *Mean* en de *Std. Deviation* te verkrijgen. Hiermee werd gekeken hoe deze waarden zich tot elkaar varieerden, waarna vervolgens een grafiek gemaakt kon worden.

Met de verkregen gegevens van de *Std. Deviation* en de *Mean* van de variabele A werd samen met de radius van €0,20 munt en omrekening gemaakt om de standaardafwijking in millimeters om te berekenen.

4.3 Resultaten

Variabele A

In Figuur 8 en 9 zijn de röntgenafbeeldingen op verschillende waarden van variabele A zichtbaar gemaakt. In grafiek 1 is de variabele A uitgezet tegen de gemeten straal van de €0,20 munt. Deze waarden voor variabele A liggen dicht rond een gemiddelde van 68,7 pixels. De toegevoegde trendlijn in de grafiek is een lineaire formule met een lichte stijging.

In de tabel van de *One-Sample Statistics* van variabele A (zie Bijlage 6.1) is de gemiddelde waarde voor de stralen van de munten in pixels zichtbaar. De €0,20 munt, die gebruikt is, heeft een straal van 11,1 mm.

De bovengenoemde gemiddelde waarde, in pixels, wordt omgerekend naar millimeters met de volgende formule:

 $Gemiddelde \ waarde = \frac{straal}{pixel} = \frac{11,1\ mm}{68,693\ pixel} = 0,1616\ mm/pixel$

Wanneer gekeken wordt naar de Bucky-Potter metingen, dan is de maximale waarde 1,003 keer zo groot als de minimale waarde. Dit komt overeen met een verschil van 0,012 mm.





Figuur 8: Variabele A bij afstand A = 110 cm.

Figuur 9: Variabele A bij afstand A = 50 cm.



Grafiek 1: De veranderende afstand van de bron tot de detectieplaat uitgezet tegen de straal van de munt.

Variabele verhouding B/C

In Figuur 10 en 11 zijn de röntgenafbeeldingen op verschillende waarden van variabele verhouding B/C van de Bucky-Potter zichtbaar gemaakt. In grafiek 2 is de variabele verhouding B/C uitgezet tegen de straal van de €0,50 munt in pixels. De toegevoegde trendlijn in de grafiek heeft een machtsfunctie. Naast grafiek 2, welke de resultaten van de Bucky-Potter metingen weergeeft, is ook een grafiek gemaakt voor de metingen met de C-boog (zie grafiek 3). Beide grafieken, van de verschillende röntgenapparaten, zijn goed benaderbaar met een trendlijn van een machtsfunctie, waarbij een grote pixelwaarde wordt gegeven voor een kleine waarde van verhouding van B/C. Wanneer gekeken wordt naar de Bucky-Potter metingen, dan is de maximale waarde 1,169 keer zo groot als de minimale waarde. Dit komt overeen met een verschil van 2,079 mm, wanneer met dezelfde omrekeningsfactor (0,1616) als bij variabele A wordt gerekend. Wanneer gekeken wordt naar de maximale en minimale waarde van de C-boog metingen, dan is het verschil 1,478. In Bijlage 6.2 zijn de statistische waarden te vinden van variabele verhouding B/C en een grafiek van variabele C uitgezet tegenover de radius munt.





Figuur 10: Variabele verhouding B/C = 109,0 met Bucky-Potter

Figuur 11: Variabele verhouding B/C = 4,1 met Bucky-Potter



Grafiek 2: De verhouding tussen de afstand van de röntgenbron tot de onderkant van het fantoom en de afstand tussen de onderkant van het fantoom en de detectieplaat uitgezet tegen de radius van de $\notin 0,50$ munt van de Bucky-Potter.



Grafiek 3: De verhouding van variabele B en C van de C-boog zijn uitgezet tegen de radius van de €0,50 munt.



In Figuur 12 en 13 zijn de röntgenafbeeldingen op verschillende waarden van variabele D van de Bucky-Potter zichtbaar gemaakt. In grafiek 4 zijn de verschillende waarden van de variabele D uitgezet tegen de straal van de munt in pixels. Hierbij zijn de lijnen geplot, waarbij de waarden van de munten, met verschillende loodrechte afstand tot het midden van de bundel (variabele D), zijn uitgezet voor de verschillende waarden van variabele verhouding B/C. Deze lijnen hebben op het oog een licht stijgend lineair karakter, deze stijging lijkt nagenoeg gelijk te zijn voor de verschillende waarden van variabele verhouding B/C. Er is een hoogteverschil tussen de lijnen zichtbaar voor iedere waarde van B/C, wat onafhankelijk is van variabele D. Hierbij wordt iedere lijn apart beoordeeld. In Bijlage 6.3 zijn de statistische waarden te vinden van variabele D.



Grafiek 4: In deze grafiek is de afstand variabele D uitgezet tegen de straal van de munt. Hierbij is rekening gehouden met verschillende waarden voor variabele verhouding B/C.

In grafiek 5 zijn de variabele D en variabele verhouding B/C omgewisseld ten opzichte van grafiek 4. Dit is een andere weergave van dezelfde gegevens, om de variatie tussen de afstanden variabele D zichtbaar te maken. Wanneer gekeken wordt naar de Bucky-Potter metingen (grafiek 5), dan is de maximale waarde tussen de 1,003 tot 1,007 keer zo groot als de minimale waarde. De hoogste afwijking van 1,007 komt overeen met een verschil van 0,097 mm, berekend met dezelfde omrekeningsfactor (0,1616) als bij variabele A.



Grafiek 5: Variabele verhouding B/C is uitgezet tegen de straal van de munt. Hierbij gaat de verhouding van B/C naar oneindig, wat zichtbaar wordt gemaakt rechts bovenin.





Figuur 14 : Variabele D met verhouding B/C = 7,94

Figuur 15: Variabele D met verhouding B/C = 0,49



Grafiek 6: Variabele D met C-boog

In Figuur 14 en 15 zijn de röntgenafbeeldingen op verschillende waarden van variabele D van de Cboog zichtbaar gemaakt. In Figuur 15 is zichtbaar dat munt 1 en 2 dichterbij de middellijn van de röntgenbundel liggen dan munt 3. In Figuur 15 is vervorming van munt 3 zichtbaar. In grafiek 6 is de oppervlakte van de munten in pixels uitgezet tegen de variabele verhouding B/C, voor verschillende munten met elk een eigen waarde van variabele D. Bij een kleine verhouding van B/C is een zichtbaar verschil in oppervlakte tussen munt 1 en 2 ten opzichte van munt 3.

4.4 Conclusie

Uit de resultaten van dit fysisch röntgenonderzoek is te zien dat variabele A en variabele D, voor de metingen met de Bucky-Potter, een geringe invloed hebben op de vergroting, van maximaal 1,007 keer. Wat betreft de metingen met de Bucky-Potter voor verhouding van B/C, blijkt dat de maximale waarde 1,169 keer zo groot is dan de minimale waarde. Dit heeft een 24 keer zo grote invloed op de vergroting, in vergelijking met variabele A en variabele D. Ook is zichtbaar dat de verschillende lijnen van variabele D worden veroorzaakt door variabele verhouding B/C. Concluderend, de afstand tussen

de onderkant van het fantoom en de bron (variabele B) in verhouding tot de afstand tussen de onderkant van het fantoom en de detectieplaat (variabele C) heeft de meeste invloed op de vergroting van het fantoom op de röntgenafbeelding. Om deze invloed te minimaliseren zou de afstand tussen het fantoom en de detectieplaat zo klein mogelijk gehouden moeten worden.

5. Tussenevaluatie

Vanuit het fysisch röntgenonderzoek zijn diverse discussiepunten naar voren gekomen. De belangrijkste punten om verder te gaan in het onderzoek worden hier tussentijds genoemd, de overige discussiepunten zullen in de algemene discussie staan.

Wanneer gebruik wordt gemaakt van een C-boog, dan kan de hoogte, waarop de röntgenbundel kruist, veranderd worden. Het is hierbij niet direct duidelijk op welke hoogte deze kruising plaatsvindt, waardoor de hoogte van de aangenomen puntbron varieert en niet bekend is. Bij een Bucky-Potter is geen sprake van een kruising van de röntgenbundels, waardoor aangenomen mag worden dat de puntbron zich ter hoogte van de röntgenbron bevindt.

Daarnaast was bij een C-boog moeilijk vast te stellen of de munten in het midden van de röntgenbundel lagen. Bij de eerste paar gemaakte röntgenafbeeldingen oogde het dat de munten in het midden lagen, maar bij een steeds kleiner wordende variabele verhouding B/C bleken de munten niet meer in het midden van de röntgenbundel te liggen. Bij de C-boog is minder nauwkeurig te bepalen of het fantoom daadwerkelijk in het midden van de röntgenbundel ligt. Dit kan komen doordat de gebruikte C-boog geen lichtvizier bevatte. Doordat in het fysisch röntgenonderzoek de munten niet in het midden lagen, was naast de variabele verhouding B/C ook de variabele D van invloed. Hierdoor zijn de resultaten van de C-boog niet tot een individuele variabele te specificeren.

Verder is uit de resultaten van het fysisch röntgenonderzoek gebleken dat de invloed van variabele A en variabele D in mm op de vergroting kleiner is dan wat binnen een klinische setting als storend wordt gezien voor een accurate meting⁵, wanneer een Bucky-Potter wordt gebruikt voor het maken van een röntgenafbeelding.

Uit de resultaten van het fysisch röntgenonderzoek blijkt dat de variabele verhouding B/C minstens 24 keer zo grote invloed heeft op de vergroting, in vergelijking met variabele A en D. In de praktijk varieert de variabele verhouding B/C. Dit komt met name doordat het bot varieert van positie en oriëntatie ten opzichte van de detectieplaat en de bron, door de variabele dikte van het vet- en spierweefsel in de ledematen. Hierdoor ligt het bot iets hoger van de detectieplaat en niet daadwerkelijk op de detectieplaat, waardoor een afstand C aanwezig is. In de praktijk worden ledematen bij een Bucky-Potter zo dicht mogelijk op de detectieplaat gelegd. Bij een C-boog wordt het lichaamsdeel vaak in het midden tussen de bron en de detectieplaat gepositioneerd. Bij een Bucky-Potter is de variabele C doorgaans kleiner. Een kleinere variabele C zorgt voor een grotere variabele verhouding B/C, omdat variabele A in de klinische praktijk veelal gelijk wordt gehouden. Door een grotere verhouding van B/C is een kleinere vergroting van het lichaamsdeel op de röntgenafbeelding weergegeven.

⁵ Gebaseerd op conversatie met drs. S. Kleinveld

Uit het fysisch onderzoek zijn verschillende resultaten voor de Bucky-Potter en de C-boog naar voren gekomen. Er wordt gekozen om in het klinisch röntgenonderzoek verder te werken met de Bucky-Potter, mede door bovenstaande punten. Daarnaast is bij de C-boog niet af te leiden wat de individuele invloed is van de verschillende variabelen op de vergroting. Een ander voordeel van de Bucky-Potter is dat deze in de kliniek wordt gebruikt om röntgenafbeeldingen te maken voorafgaand aan een operatieplan, op onder andere de afdeling radiologie in het ETZ. Het is dus belangrijk om deze methode te verbeteren omdat hier hoofdzakelijk de afmetingen van het OSM op worden gebaseerd.

Hoe nu verder

De resultaten uit het fysisch onderzoek kunnen niet direct vergeleken worden met de klinische praktijk. Dit komt doordat in het fysisch röntgenonderzoek is gewerkt met een munt als fantoom. Het fantoom komt niet overeenkomt met het menselijk lichaam, omdat het fantoom geen weefsel bevat en van metaal is gemaakt. Er is uiteindelijk voor de munt gekozen, omdat de afmetingen van dit voorwerp bekend zijn, waardoor de invloed van de individuele variabelen vast te stellen is. Daarnaast is de gebruikte analyse van de röntgenafbeeldingen in MATLAB voor de Bucky-Potter niet toepasbaar op de röntgenafbeeldingen uit de praktijk.

Van twee röntgenafbeeldingen is het tot op heden niet mogelijk om de digitale lengte en kalibratie te bepalen. In de klinische praktijk worden, bij verdenking van een fractuur, een laterale en een anteriorposterior röntgenafbeelding per lichaamsdeel gemaakt. Bij het maken van de twee verschillende röntgenafbeeldingen draait de patiënt het lichaamsdeel ten opzichte van de bron, terwijl de röntgenapparatuur op zijn plek blijft. Echter, het draaien van het lichaamsdeel gebeurt zelden met een exacte hoek van 90 graden, ook kan hierbij de locatie van het lichaamsdeel tussen de bron en de detectieplaat iets veranderen. Hierdoor heeft het lichaamsdeel verschillende anatomische oriëntaties op de röntgenafbeeldingen, waarvoor geen vast referentiepunt gekozen kan worden. De röntgenafbeeldingen zijn hierdoor niet te reconstrueren tot een 3D model. Ook speelt de verdeling van de vet- en spierweefsel laag rondom het bot een rol. Als het lichaamsdeel een kwartslag wordt gedraaid, dan kan de weefsellaag draaien en van dikte veranderen, waardoor de afstand tussen het bot en de detectieplaat varieert.

6. Mogelijke oplossingen

Met behulp van wetenschappelijke literatuur, de resultaten uit het fysisch röntgenonderzoek en het interview zijn de onderstaande mogelijke oplossingen opgesteld, voor een zo accuraat mogelijke kalibratie van röntgenafbeeldingen. Waarbij voor iedere categorie aan oplossingen voor- en nadelen uiteen gezet zijn. Na afweging zal de hoogst potentiële optie getest worden in een nagebootste klinische setting.

6.1.1 Referentieobjecten

Voor het plannen van chirurgische ingrepen binnen de orthopedie en traumachirurgie zijn betrouwbare afmetingen van betrokken botten cruciaal. Door Conn *et al* [29] is onderzoek gedaan naar een vergrotingsfactor van een röntgenafbeelding voor heupimplantaten, welke in verschillende maten beschikbaar zijn. Wanneer een afwijkende vergroting op röntgenafbeeldingen leidt tot het kiezen van een te groot OSM in de femur, bestaat een hoog risico voor een intraoperatieve femurfractuur. Om dit

te voorkomen zijn verschillende referentieobjecten zoals lagers, linialen en een loodschild met gaatjes (1 mm *spacing*) gebruikt. In dit onderzoek werd getracht het referentiepunt te verbeteren met een object dat goedkoper is; makkelijker te gebruiken is; moeilijker te beschadigen is en een kwalitatief hogere productiestandaard heeft. Zo werd gebruik gemaakt van een munt, een simpel object als referentiepunt, waarvan de afmetingen bekend waren. De munt werd op verschillende afstanden van de digitale detectieplaat geplaatst, waarbij de vergroting van de munt in de röntgenafbeelding werd berekend met de oorspronkelijke afmetinge. [29]

Door Heep *et al* [28] is op voorgaande studie verder gegaan door het protocol rondom het gebruik van een referentiepunt, zoals de munt, beter klinisch toepasbaar te maken. Er werd gekozen om de munt op de detectieplaat te leggen. Daarnaast werd ook een bal getest als object in plaats van de munt. Gevonden werd dat de afstand tussen de bron en detectieplaat weinig invloed heeft op de vergroting: *"the distance from the source to the plate ranged from 900 to 1200 mm, which was also an influencing, although not a major, factor."* [28] Tot slot bleek dit protocol, rondom het gebruik van een referentiepunt, toereikend te zijn voor heupimplantaten behalve voor protheses waarvan de kop een diameter van boven de 56 mm heeft: *"The current results support the hypothesis that this method enables accurate templating with digital X-rays, except in cases which implantation of a very large-sized prosthesis is necessary"*. [28]

Met behulp van een referentieobject kunnen de daadwerkelijke afmetingen van een bot beter benaderd worden dan zonder een referentieobject. Een voorbeeld hiervan is een bal of munt als referentiepunt voor een heupkop [29] [28]. Het voordeel hiervan is dat het referentieobject zo gepositioneerd kan worden dat deze een soortgelijke projectie als het bot ondervindt, doordat het referentieobject op ongeveer dezelfde hoogte als het bot wordt geplaatst. Vervolgens kan de informatie, verkregen uit de projectie van het referentieobject, gebruikt worden voor een betere kalibratie.

leder referentieobject heeft zijn eigen voor- en nadelen. Tijdens het maken van een röntgenafbeelding zijn vooral de vorm, het materiaal en de positie in de meetopstelling van belang. Een gezamenlijk nadeel voor alle huidige referentieobjecten is dat deze altijd een extra handeling vereisen, wat nadelig is voor de workflow en de snelheid van het maken van de röntgenafbeelding. Daarnaast blijft het voor alle referentieobjecten een uitdaging om deze op de juiste positie te plaatsen, aangezien de exacte positie van het bot niet te bepalen is. De hoogte van het bot zou met lichamelijk onderzoek gevonden kunnen worden door deze te palperen, maar dit is onnauwkeurig en pijnlijk is bij een fractuur. Voor referentieobjecten zijn verschillende locaties mogelijk wanneer een röntgenafbeelding wordt gemaakt. Referentieobjecten kunnen direct op de plaat belegd worden, waarbij afstand A hetzelfde is als bij het fantoom. Echter, deze referentieobjecten, die op de detectieplaat liggen, hebben klinische geen toegevoegde waarde. Dit komt ten eerste, omdat de resultaten van het fysisch röntgenonderzoek van variabele A laten zien dat deze weinig invloed hebben op de vergroting in de röntgenafbeelding. Ten tweede kan dit referentieobject op de detectieplaat geen uitkomsten bieden voor de grote invloed van de variabele verhouding B/C, omdat het referentieobject een andere B/C verhouding heeft dan het fantoom. Ook heeft variabele D een andere waarde, omdat het referentieobject en het fantoom naast elkaar op de detectieplaat liggen. Als laatste wordt aangenomen dat de detectieplaat de omrekening van pixel naar millimeter bepaald, waardoor een eventueel referentieobject op de plaat overbodig is. Een referentieobject hoeft echter niet altijd op de detectieplaat gepositioneerd te worden. Deze kan ook op ongeveer dezelfde hoogte als het bot worden geplaatst. Hierdoor komt de verhouding van B/C tussen het fantoom en het referentieobject meer overeen. Echter, de invloed van variabele D is hierbij niet nauwkeurig te bepalen, omdat het referentieobject zich op een andere positie bevindt in vergelijking met het fantoom. Hierbij hebben het referentieobject en het fantoom een andere locatie ten opzichte van de middenlijn van de stralingsbundel. Tot slot kan het referentieobject op het lichaamsdeel gelegd worden. Op deze manier is de invloed te bepalen, die veroorzaakt wordt door variabele D. Echter, bij deze mogelijkheid hebben het bot en het referentieobject een andere waarde voor variabele verhouding B/C. Daarnaast bestaat ook de kans dat het fractuur slechter zichtbaar wordt, doordat het referentieobject hier overheen geprojecteerd wordt. Een opsomming van mogelijke referentieobjecten is terug te vinden in Bijlage 7.

6.1.2 Optimaliseren technologie voor lokalisatie bot

Om mogelijke oplossingen voor de probleemstelling te onderzoeken, moet rekening gehouden worden met de juiste positie en oriëntatie van de patiënt onder het röntgenapparaat. Om dit doel te behalen, zijn de volgende oplossingsstrategieën opgesteld.

Simultaan loodrecht afbeelden

Om de juiste positie en oriëntatie van het lichaamsdeel te behouden, kunnen twee röntgenapparaten, die loodrecht op de elkaar staan, een uitkomst bieden. Een voorbeeld hiervan is de EOS[™] scanner [30]. Met behulp van deze apparaten hoeven geen extra handelingen uitgevoerd te worden om een röntgenafbeelding te maken. Ook hoeft de patiënt zelf niet het lichaamsdeel te draaien, waardoor de röntgenafbeeldingen beter met elkaar vergeleken kunnen worden. Een ander voordeel is dat de vorm van het lichaamsdeel niet veranderd bij draaiing van het lichaamsdeel. Een andere uitkomst zal zijn om de röntgenscanner te laten draaien in plaats van gebruik te maken van twee röntgenafbeeldingen. In dit geval gaat het om pijpbeenderen die geen bewegingscyclus doorgaan, zoals de longen of het hart. Wanneer de patiënt niet beweegt, zal de tijd tussen het maken van de twee röntgenafbeeldingen verwaarloosbaar zijn. Voor beide technieken is het belangrijk dat bot zo goed mogelijk in het midden van de röntgenbundel wordt gepositioneerd, waardoor op deze manier variabele D geminimaliseerd wordt.

Fixatie van lichaamsdeel

leder mens heeft een unieke morfologie en zal bij het neerleggen van een lichaamsdeel onder de bron net een andere positie en oriëntatie van het bot ten opzichte van de detectieplaat en bron behouden. Om deze variatie te meten kan het lichaamsdeel gefixeerd worden in een spalk, mal, statief, inkeping in de plaat of een blue bag [32]. Door de fixatie kunnen de botten ten opzichte van elkaar niet meer bewegen, waardoor de positie van bijvoorbeeld de ulna ten opzichte van de radius bij zowel de laterale als de anterior-posterior röntgenafbeelding gelijk is.

Standaardiseren

Door verschillende factoren te onderzoeken, zouden deze gestandaardiseerd kunnen worden voor een correctiefactor op de afmetingen van het bot. De factoren die invloed kunnen hebben op de dikte van het vet- en spierweefsel zijn: leeftijd, lengte, gewicht, geslacht, etniciteit, vet- en spiermassa. Door Conn *et al* [29] is de invloed van lichaamsvorm op de afstand tussen het bot en de detectieplaat

onderzocht. De variatie van de afstand tussen de Trochanter Major en de detectieplaat bleek tussen de 6 en 12 centimeter te vallen voor een populatie van 50 patiënten met verschillen in BMI, lengte en gewicht. Deze bevinding komt overeen met de bevindingen van Wimsey *et al* [33]. Bij heupimplantaten blijkt deze marge van weinig invloed te zijn. Tevens blijkt in Heep *et al* [28] dat er weinig invloed is op de afstand tussen de detectieplaat en het femur, wanneer gekeken wordt naar de lengte, het gewicht en het BMI van de patiënt. Er is geen significante correlatie gevonden om deze patiëntgegevens te gebruiken voor een correctie op de vergrotingsfactor van de munt, welke in de röntgenafbeelding werd gebruikt als referentiepunt voor de vergroting. Uit deze onderzoeken kan geconcludeerd worden dat het niet haalbaar is om door te standaardiseren tot een kalibratiefactor te komen.

Protocollen

Protocollen kunnen aangescherpt worden voor het maken en analyseren van een röntgenscan voor pijpbeenderen en botfracturen. Op deze wijze kan de onderlinge variatie in afmetingen, die zijn verkregen uit röntgenafbeeldingen, ten gevolge van menselijke inschattingen verminderd worden. Daarnaast kan de beeldanalyse geobjectiveerd worden, door het ontwikkelen van software die automatisch de lengte meet. Hierbij kan kunstmatige intelligentie toegepast worden. Deze kan getraind worden in het herkennen van de afmetingen van het bot, waarbij gecorrigeerd kan worden voor de schaduw.

Doorlichting

Voordat een definitieve röntgenafbeelding gemaakt wordt, kan met een lage stralingsdosis een situatieschets gemaakt worden. Deze schets geeft inzicht in de positie en oriëntatie van het bot. Deze informatie kan vervolgens gebruikt worden door de röntgenlaborant om de patiënt beter te positioneren. Hierdoor wordt de kwaliteit van de definitieve röntgenafbeelding verbeterd, waardoor een betere kalibratie bereikt kan worden. Echter, deze oplossing is tot op heden niet toegestaan in Nederland door artikel 8.2 uit het Besluit basisveiligheidsnormen stralingsbescherming.

6.1.3 Uitwendige oriëntatie en positie bepaling van het bot

In de meeste Bucky-Potter röntgenapparatuur bevindt zich een meetlat, waarmee de afstand vanaf de röntgenbron gemeten kan worden. Met dit meetinstrument kan ook de afstand tussen de röntgenbron en het bot worden geschat. Desondanks bevat het meten met dit meetinstrument wel een onnauwkeurigheid.

Laser voor huid lokalisatie

In een aantal soorten röntgenapparatuur zijn lasers ingebouwd, die de vaste afstand tot het lichaamsdeel kunnen bepalen. Uit het interview (zie Bijlage 3) is naar voren gekomen dat in de praktijk al gebruik wordt gemaakt van twee kruisende lasers. Op deze manier kan het lichaamsdeel op de juiste hoogte gepositioneerd worden. De variabele verhouding B/C kan hierdoor gestandaardiseerd worden, al is deze gemeten ten opzichte van de huid. Met de bekende positie van de huid wordt getracht de positie en oriëntatie van het bot te benaderen. Het omrekenen van deze kalibratie moet wel binnen de klinische marge vallen. Deze kruisende lasers kunnen eventueel in meerdere richtingen toegepast worden, zodat de positie van de huid vanuit meerdere hoeken bekend is.

Verder is het ook mogelijk om de positie van de patiënt te controleren met lasers die vanuit verschillende richtingen komen. Dit zou de schatting van de positie en oriëntatie van het bot nauwkeuriger kunnen maken. Een voorbeeld hiervan zijn lasers die uit de muur komen en dienen om de patiënt te positioneren met behulp van tattoo-puntjes op de huid zoals bij radiotherapie [32].

Een ander voorbeeld van een medische toepassing waarbij gebruik wordt gemaakt van laser, is de laser-doppler-imaging (LDI). Deze wordt onder andere gebruikt bij brandwonden. LDI wordt gebruikt om de diepte van de wond op verschillende locaties te meten op basis van doorbloeding. De laserstraal ondergaat een dopplerverschuiving wanneer deze wordt gereflecteerd door bewegende erytrocyten. Dit gereflecteerde licht wordt gedetecteerd door fotodiodes. [34] Het lijkt niet mogelijk om met deze techniek diep gelegen botdelen te bekijken.

Echografie

Met behulp van ultrasound, zoals de sonorpointer[™] [35] kan botdikte met afwijkingen van minder dan 1 millimeter bepaald worden. Ook blijkt uit deze metastudie [36], dat ultrasound goed fracturen kan diagnosticeren. Helaas is dit onpraktisch, want voor echo moet gel gebruikt worden en huidcontact gemaakt worden wat bij een kwetsbaar fractuur ongewenst is. Ook zou het heel lang duren om een pijpbeen zoals de femur volledig te onderzoeken met ultrasound.

6.2 Afweging

Uit bovengenoemde mogelijke oplossingen wordt een afweging van de verschillende oplossingen voor de meest praktische, klinisch toepasbare, tijd efficiënte en eenvoudigst te gebruiken oplossing. Door de schrijvers is onderstaande Tabel 1 subjectief ingevuld, op basis van de uiteengezete tekst bij bovenstaande kopjes.

Tabel 1: Een afweging per mogelijke oplossingen van positieve (+) en negatieve (-) scores, met vijf maten. Dit is een versimpelde weergave, in de realiteit is meer nuance aanwezig. Toepasbaarheid korte termijn staat voor de geschatte tijdsduur die nodig is voor wetenschappelijke ontwikkeling, voordat deze optie in de kliniek toegepast kan worden. Bij klinisch toepasbaar wordt een score gegeven aan de toepasbaarheid met betrekking tot de logistiek in de kliniek. Met tijdsduur wordt afgewogen hoeveel tijd de mogelijke oplossing zou kosten wanneer deze in de praktijk gebruikt zou worden. Het gebruik van de oplossing waarbij gedacht wordt aan onder andere de hoeveelheid extra opleidingen wordt weergeven onder 'eenvoudig te gebruiken'. Tot slot wordt de toegevoegde waarde van de oplossing op de kalibratie van de röntgenafbeeldingen bij 'Toegevoegde waarde bij kalibratie röntgen' afgewogen.

	Toepasbaarheid korte termijn	Klinisch toepasbaar	Tijdsduur	Eenvoudig in gebruik	Toegevoegde waarde bij kalibratie röntgen
Referentieobject	+ +	+	-	+	+ +
Protocolleren beeldanalyse	+	+	-	n.v.t.	n.v.t.
Protocolleren patiënt positie	+	+		n.v.t.	+/-

Standaardiseren met standaard afmetingen	+	+	+/-	-	-
Fixatie*	+		-	-	+
Simultaan loodrecht afbeelden	++	-	++	++	+
Objectieve schatting	+	+	+/-	+	-
Echo	+		-	-	+ +
Laser voor huid lokalisatie	+	+	+	-	+

* Fixatie met een spalk is hierop een uitzondering. Deze is bij een deel van de patiënten voor de röntgenscan al aangebracht en zal hierdoor geen extra handelingen vereisen.

Op basis van Tabel 1 worden mogelijke oplossingen geëvalueerd.

Het uitbreiden van de huidige protocollen zal de workflow beïnvloeden, waarbij het onbekend is hoeveel toegevoegde waarde deze uitbreiding geeft voor het kalibreren van de röntgenafbeeldingen. Ook het ontwerpen en uittesten hiervan zal tijdrovend zijn met de bijkomende financiële kosten. Daarnaast moet ook het medisch personeel worden opgeleid. Uiteindelijk zal de verwachting van het protocol zijn dat deze zal zorgen voor meer nauwkeurigheid, waarbij mogelijk een langere tijd nodig is om de röntgenafbeeldingen te analyseren. Het is lastig te zeggen of de uitbreiding van protocollen opweegt tegen de aanvullende kosten die foutieve OSM keuzes teweeg brengen.

Een andere oplossing voor het kalibreren van röntgenafbeeldingen is het corrigeren van de vergroting met standaardwaarden. Dit vraagt veel onderzoek, onder andere voor het verkrijgen van de standaardwaarden. Voor ieder lichaamsdeel moeten aparte standaardwaarden bepaald worden. Daarnaast is niet bekend met welke factoren deze samenhangen. In de literatuur bleken lengte, gewicht en BMI weinig invloed te hebben op de weefseldikte onder de trochanter major [28]. Onderzoek naar standaardwaarden zal uitgebreid uitgevoerd moeten worden met de bijkomende financiële kosten en onderzoeksduur. Hiermee is dit onderzoek buiten proportie wanneer vergeleken wordt met het resultaat voor kalibratie. Wanneer nagenoeg alle variabelen betrokken worden bij het bepalen van de standaardwaarde, zal een patiënt uiteindelijk alsnog met een gemiddelde waarde vergeleken worden, waardoor een nauwkeurige kalibratie tot op de millimeter niet mogelijk wordt geacht.

Nog een andere mogelijkheid is het simultaan loodrecht röntgenafbeeldingen maken. Deze methode kan gebruikt worden om een nauwkeurig kalibratie te maken van de botten. Echter, in de praktijk worden de röntgenapparaten voor deze mogelijkheid nauwelijks gebruikt, omdat deze een te grote omvang hebben. Tevens zouden ziekenhuizen nieuwe apparatuur moeten aanschaffen en ruimte moeten maken om deze apparatuur op een goede manier te gebruiken.

De optie tot het gebruik van fixatie van een lichaamsdeel is onwenselijk, omdat deze persoonsspecifiek is en zeer ongewenst voor patiënten met pijnlijke fracturen is. Dit geldt niet wanneer een patiënt voorafgaand aan de röntgenafbeelding een al spalk heeft, dan levert dit geen extra belasting op. Wel zal dan gekeken moeten worden hoe deze spalk bij kan dragen aan de kalibratie.

Het lokaliseren van de positie van de huid met behulp van een laser is onnauwkeurig voor de positiebepaling van het bot. Hierbij is de waarde van de variabele verhouding B/C namelijk nog steeds onbekend op de röntgenafbeelding en kan niet volledig gekalibreerd worden. Van de röntgenlaborant wordt tevens een grote precisie gevraagd voor het in meerdere richtingen juist positioneren van het lichaamsdeel aan de hand van lasers, wat extra handelingen en daarmee tijd kost.

Daarnaast zou ultrasound ook een oplossing voor het probleem kunnen zijn. Echter, de ultrasound is onpraktisch om de positie en oriëntatie van het bot te bepalen, omdat het tijdrovend is om van het hele lichaamsdeels de diepte van het bot te meten. Een ander nadeel is dat de probe op de huid gedrukt wordt en dit, bij een fractuur, te pijnlijk kan zijn voor de patiënt. Eventueel kan de oriëntatie en positie van het bot op één referentiepunt bepaald worden, maar dit vereist extra handelingen.

Als laatste mogelijkheid kunnen referentieobjecten gebruikt worden. Hierbij is voornamelijk de wijze waarop deze gepositioneerd wordt van belang. Hoe dichter het referentieobject zich bij het bot bevindt, hoe beter deze vergelijkbaar is met de vergroting die het bot ondervindt. Uitgaande van noninvasieve methoden is dit het best haalbaar door één referentieobject te gebruiken dat zich zowel anterior/posterior als lateraal van het lichaamsdeel bevindt. Het referentieobject moet met zo min mogelijk overlap op de röntgenafbeelding komen te staan. Wanneer dit referentieobject bevestigd is aan het lichaamsdeel (de huid), met bijvoorbeeld tape, dan zal deze bij het draaien van het lichaamsdeel ook meedraaien en zichtbaar zijn op de röntgenafbeelding. Op eventuele verschuiving van de huid na zal deze een zelfde oriëntatie behouden ten opzichte van het bot. Wanneer dan verschillen ontstaan in de röntgenafbeelding door afwijking geïntroduceerd bij het draaien van het lichaamsdeel is dit terug te traceren naar het referentieobject. Dit kan eventueel gebruikt worden voor de kalibratie.

6.3 SiGrid

Op basis van de uitkomsten van de eerder genoemde artikelen van Heep *et al* [28] en Conn *et al* [29] en de afweging van mogelijke oplossingen is het idee ontstaan om een plat flexibel siliconen matje met ingekapseld metalen raster (SiGrid) te gebruiken als referentieobject. Het matje kan tegen het lichaamsdeel aan geplakt worden met pleistertape, waarbij deze ook hergebruikt kan worden. Het raster dat zich in het matje bevindt, buigt mee met de kromming van het lichaamsdeel. Op deze manier kunnen de verschillende vergrotingen over de lengte van fantoom bepaald worden. Hierdoor kan eventueel een preciezere kalibratie voor de gehele lengte van het fantoom gemaakt worden. Doordat het raster zich in flexibel siliconen bevindt, kan dit matje worden schoongemaakt en bij meerdere patiënten worden gebruikt. Daarnaast kan dit makkelijk met medisch tape worden vastgezet, waardoor eventueel de twee verschillende röntgenafbeeldingen met elkaar vergeleken kunnen worden.

In deze vraagstelling zien wij toekomst in een siliconenmatje met daarin een raster verwerkt (SiGrid) als referentieobject. Voordelen van de SiGrid zijn als volgt: de Sigrid is herbruikbaar voor meerdere patiënten; de SiGrid volgt de contouren van de huid; en de SiGrid blijft aan de huid van de patiënt zitten bij zowel de anterior/posterior als de laterale röntgenafbeelding. Hierdoor behoudt de SiGrid bij benadering dezelfde positie ten opzichte van het bot bij verschillende röntgenafbeeldingen, ook wanneer het lichamsdeel gedraaid wordt. Bij het gebruik van de SiGrid wordt deze aan de anterior/posterior-röntgenafbeelding vergeleken worden met de laterale afbeelding, waarbij het raster in de SiGrid gebruikt kan worden voor de lokalisatie van het bot. Op deze manier kan dus een goede benadering gedaan worden voor variabele verhouding B/C en variabele D.

Huidige referentieobjecten liggen vaak naast het lichaamsdeel. De SiGrid bevat een raster die om het weefsel neergelegd kan worden. Hierdoor zijn de fracturen onder het referentieobject nog zichtbaar en worden de verschillen in variabele verhouding B/C en variabele D tussen het referentieobject en het bot verkleind. Een onderzoek in de praktijk moet uitwijzen hoeveel de SiGrid de röntgenafbeelding beïnvloed en moet gekeken worden of de fracturen goed zichtbaar zijn. Daarnaast vraagt de SiGrid om een extra handeling van de röntgenlaborant bij het maken van de röntgenafbeelding, omdat de SiGrid op correcte wijze op het lichaamsdeel geplaatst moet worden.

7. Klinisch röntgenonderzoek

In het fysische röntgenonderzoek werd gebruik gemaakt van een fantoom met bekende afmetingen om de invloed van de opgestelde variabelen te onderzoeken. Echter, in de klinische praktijk wordt gewerkt met onbekende afmetingen. Om de potentiële oplossing (SiGrid) te kunnen testen op toepasbaarheid en haalbaarheid in de kliniek, moet er een klinisch representatief onderzoek worden gedaan. Bij dit onderzoek is de nadruk op variabele verhouding B/C gelegd, aangezien deze variabele de grootste invloed heeft.

Om de klinische werkelijkheid na te bootsen, wordt gebruik gemaakt van een kippenpoot. Een kippenpoot heeft namelijk onbekende afmetingen en bevat vet- en spierweefsel, waardoor het representatief meer op het menselijk lichaamsdeel lijkt. Daarnaast wordt als referentieobject kippengaas gekozen, omdat deze zichtbaar is op de röntgenafbeelding, met relatief weinig beeldverstoring, en hiervan de afmetingen bekend zijn.

Met de resultaten van dit onderzoek kan een aanbeveling worden gedaan voor een methode om een betrouwbare kalibratie te creëren.

7.1 Hypothese

Tijdens dit klinisch onderzoek werd een kippenpoot met een referentieobject, kippengaas, getest. Hierbij wordt verwacht dat het kippengaas nauwkeuriger is dan andere bestaande referentieobjecten, waarbij dit referentieobject een foutmarge heeft binnen het vastgestelde bereik en daardoor klinisch toepasbaar is. Het kippengaas draait met de structuur van het weefsel mee, waardoor de verschillende vergrotingen over het weefsel verspreid meegenomen kunnen worden. Daarnaast wordt verwacht dat de randen bij een kromming en overlapping lastig te meten zullen zijn en dat de plastische vervorming van het gaas ook invloed zal hebben op de meting. Het kippengaas is namelijk niet perfect te vervormen en knikjes kunnen makkelijk ontstaan. Ook zal de röntgenafbeelding deels worden gecomprimeerd door het raster, maar dit is eventueel op te lossen door een extra röntgenafbeelding te maken. Een kippenpoot is in vergelijking met een menselijk pijpbeen kleiner, waardoor het lastiger wordt om voornamelijk de invloed van variabele D in de röntgenafbeelding te zien.

7.2 Methode

In dit klinisch onderzoek werd zoveel mogelijk geprobeerd de praktijk na te bootsen, in zowel de uitvoering als de analyse. Er werd gewerkt met de Mobilett XP, aanwezig op de Universiteit van Twente. Tijdens dit onderzoek werden de variabelen zoveel mogelijk afgestemd op de waarden die in de praktijk worden gebruikt. Zo werd variabele A afgesteld op 110 cm en werd het fantoom op de detectieplaat geplaatst. Het fantoom bevatte net als in de praktijk vet- en spierweefsel, waardoor een afstand C aanwezig was rondom het bot. Er werd door de onderzoekers, met behulp van het lichtvizier, beoordeeld of het fantoom in het venster van de röntgenbundel was geplaatst. Bij de analyse werden met behulp van MATLAB de afstanden van het bot en de rasters gemeten.

Allereerst werd tijdens dit onderzoek gekeken hoe het fantoom op de röntgenafbeeldingen lag, waarna verschillende mogelijkheden getest werden. Gedurende dit onderzoek werden vijf verschillende mogelijkheden getoetst met een raster (zie Figuur 16).

- 1. Een raster van één rij op de bovenkant van het fantoom
- 2. Een raster van één rij in negentig graden, die de bovenkant en zijkant van het fantoom bedekt
- 3. Een raster van één rij die met het fantoom meegebogen was, waarbij de bovenkant en zijkant van het fantoom bedekt werden
- 4. Een raster rondom het fantoom, die alle kanten van het fantoom bedekt
- 5. Een groot raster op de bovenkant van het fantoom



Figuur 16: De verschillende mogelijkheden van het raster.

De gemaakte röntgenafbeeldingen werden ingeladen in MATLAB R2019a. Deze röntgenafbeeldingen werden vervolgens aangepast voor de intensiteit met *imadjust*, waardoor de projectie beter zichtbaar werd. Aansluitend werd, met behulp van de functie *imtool*, de lengten en breedten van het bot en het raster gemeten in pixels. Met behulp van de gemeten pixelwaarden van het raster en de daadwerkelijke afmetingen van het raster, kon een omrekeningsfactor bepaald worden. Deze omrekeningsfactor (zie Formule 1) werd gebruikt om de afmetingen van het bot, op de röntgenafbeelding, naar centimeters om te rekenen. Dit is gedaan voor zowel de lengte- als de breedte afmeting van het raster.

$$omrekeningsfactor = \frac{daadwerkelijke raster afmeting (cm)}{raster afmeting (pixels)}$$
(1)

Voor **SiGrid optie 1** werden de omgerekende afmetingen van het bot vergeleken met de daadwerkelijke afmetingen van het bot. Voor meer informatie over het MATLAB-script zie Bijlage 9.

Voor **SiGrid optie 2** werd vanuit de laterale röntgenafbeelding de waarde van variabele C_{bot} bepaald, welke een rol speelt in de anterior-posterior röntgenafbeelding. Wanneer het weefsel op de detectieplaat ligt, representeert de afstand tussen het midden van het bot en de "onderkant" van het weefsel variabele C_{bot}. C₁ staat gedefinieerd als de afstand tussen de onderkant van de kippenpoot en de bovenkant van de detectieplaat (zie Figuur 17).



Lateraal

Anterior-posterior

Figuur 17: Schematische weergave SiGrid optie 2 in een laterale en anterior-posterior röntgenafbeelding, welke loodrecht op elkaar staan. In de laterale afbeelding is de detectieplaat vanuit de anterior-posterior afbeelding als imaginaire detectieplaat weergegeven. Dit is omdat de afstand C_1 en C_{bot} ten opzichte van deze imaginaire detectieplaat zijn bepaald.

In SiGrid optie 4 werd de omrekeningsfactor berekend met Formule 2:

$$omrekenings factor = \frac{daadwerkelijke af metingen raster (cm)}{(af metingen raster bovenkant kip (pixels)+af metingen raster onderkant kip (pixels))/2}$$
(2)

De diameter van het onderbeen van de grote kip werd benaderd door de gemeten pixelwaarde van de dikte van het onderbeen te vermenigvuldigen met de omrekeningsfactor. Vervolgens werd gekozen voor een vereenvoudigde weergave waarin het onderbeen als een cilindervormig model werd verondersteld. In een cilinder is de diameter gelijk in elke richting, waaruit volgt dat de dikte van het onderbeen (D_{ob}, zie Figuur 18) gelijk is aan de weefseldikte van de kip (C₂, zie Figuur 18).

Om **SiGrid optie 5** uit te werken, werd uitgegaan van een uitgerekt cilindermodel rond het bot van het bovenbeen. Hierbij werd een cilindermodel rond het bot gevormd, waar zich aan de zijkant weefsel bevindt met dezelfde dikte (zie Figuur 18). Dit kan gezien worden als een blok weefsel met aan weerszijden een halve cilinder. In dit model werd meegenomen dat het bovenbeenbot van de kippenpoot niet in het midden van het gehele bovenbeen zit. De uitgerekte cilinder, die in dit model werd gevormd, heeft een straal die van het midden van het bovenbeenbot naar de dichtstbijzijnde laterale kant van de kippenpoot loopt (D_{bb}, zie Figuur 18). Twee keer deze straal (D_{bb}) staat gelijk aan de dikte van het weefsel (C₂). Deze straal werd in pixels gemeten met behulp van MATLAB.



Figuur 18: Schematische weergave van de kippenpoot. Bovenstaand: schematische weergave van het cilindermodel voor het onderbeen voor SiGrid optie 4. Onderstaand: schematische weergave van het uitgerekt cilindermodel voor het bovenbeen voor SiGrid optie 5.

Voor **SiGrid optie 4 en 5** werden de volgende waarden gedefinieerd: C_1 , C_2 en C_3 . C_1 staat gedefinieerd als de afstand tussen de onderkant van de kippenpoot en de bovenkant van de detectieplaat. C_1 is zonder acrylblok nul centimeter en met een acrylblok 5,2 centimeter. De definitie van C_2 is de dikte van de kippenpoot en C_3 is de afstand van C_1 en C_2 bij elkaar opgeteld (zie Figuur 18).

Voor **SiGrid optie 2, 4 en 5** werd met behulp van de volgende stappen verder gerekend. Met Formule 3 werden de variabele C_1 , C_2 en C_3 omgerekend van pixels naar centimeters.

 $C_n(cm) = C_n$ (pixels) * omrekeningsfactor
Met behulp van Formule 4 werd de waarde van variabele C₃ berekend. Deze formule kwam voort uit het resultaat van het fysisch röntgenonderzoek en beschrijft de vergroting ten gevolge van de variatie in variabele C met eenzelfde waarde van variabele A (zie Bijlage 6.2).

$$Radius munt = 0,6938 * C_n + 75,237 \tag{4}$$

Voor SiGrid optie 2 werden C_1 en C_{bot} voor de C_n ingevuld in Formule 4. Bij SiGrid optie 4 en 5 werd hier C_1 en C_3 voor gebruikt.

In de voorgaande stap bepaalde waarden voor radius munt werden ingevuld in Formule 5, waaruit een vergrotingsfactor werd berekend. Deze vergrotingsfactor werd gebruikt om de omgerekende waarden voor de gemeten lengte en breedte van het bot te kalibreren. Bij SiGrid optie 2 werd radius munt van C_{bot} ingevuld in plaats van C_3 .

$$Vergrotingsfactor = \frac{radius \ munt \ (C_3)}{radius \ munt \ (C_1)}$$
(5)

Tot slot werden met de omrekeningsfactor de lengte en breedte van het bot, in pixels, omgerekend naar centimeters (zie Formule 6) en werd vervolgens gecorrigeerd met de vergrotingsfactor (zie Formule 7).

$$Afstand (cm) = afstand (pixels) * omrekeningsfactor$$
(6)

Met Formule 7 werd gepoogd om te corrigeren voor de variabele verhouding B/C.

Gecorrigeerde afstand (cm) =
$$\frac{afstand (cm)}{vergrotingsfactor}$$
 (7)

Met Formule 8 werden de verschillen tussen de gecorrigeerde afstanden en de daadwerkelijke lengten bepaald.

$$Verschil in bot afmeting = daadwerkelijke afmeting bot (cm) - gecorrigeerde af stand (cm)$$
(8)

Voor de breedte van het bot werden de gecorrigeerde afstanden vergeleken met het interval van de smalste en breedste dikte van het bot. Waarbij gekeken werd of de gecorrigeerde afstanden in het interval vallen.

Met **SiGrid optie 3** kan de vergrotingsfactor met dezelfde methode berekend worden als bij SiGrid optie 2. Tijdens het onderzoek is echter geen laterale röntgenafbeelding gemaakt van SiGrid optie 3, waardoor de berekeningen niet uitgevoerd konden worden.

7.3 Resultaten

Afmetingen kip

In Tabel 2 zijn de daadwerkelijk gemeten afmetingen van de kippenbotten weergegeven.

Kleine kip	Lengte (cm)	Smalste dikte (cm)	Breedste dikte (cm)
Onderbeen	9,108	0,665	0,742
Bovenbeen	6,723	0,814	0,915
Grote kip			
Onderbeen	9,846	0,717	0,757
Bovenbeen	7,528	0,907	0,939

Tabel 2: Daadwerkelijke afmetingen van de kippenpoten

SiGrid optie 1 Een raster van één rij op de bovenkant van het fantoom

In Tabel 3 van SiGrid optie 1 is het gemiddelde van de omgerekende waarde in millimeters neergezet voor de lengte en breedte van het bot. Ook staat het verschil tussen de omgerekende waarde en de daadwerkelijke afmetingen van het bot aangegeven. Als laatst staat ook het verschil in percentage uitgedrukt. De afzonderlijke waarden van elke röntgenafbeeldingen is te vinden in Bijlage 10.

Tabel 3: Gemiddelde uitkomst in pixels van de onderbeen van de kip. Verschil in omgerekende afmeting en daadwerkelijke afmeting van het bot.

	Gemiddelde uitkomst (pixels)	Verschil (cm)
Lengte onderbeen	95,74	0,442
Breedte onderbeen	6,883	0,023

SiGrid optie 2 Een raster van één rij in negentig graden, die de bovenkant en zijkant van het fantoom bedekt

In Tabel 4 zijn de vergrotingsfactoren vanuit zowel de lengte als de breedte van het raster weergegeven per afbeelding. Vervolgens staan de verschillen met de daadwerkelijke afmetingen van het bot en de bepaalde afmetingen van het bot vermeld in Tabel 5 en 6. De gegevens om tot deze resultaten te komen staan vermeld in Bijlage 10.4.

Tabel 4: Vergrotingsfactoren raster per röntgenafbeelding bij SiGrid optie 2.

IM19	Vanuit lengte raster	Vanuit breedte raster
Vergrotingsfactor	1,018	1,017

Tabel 5: Verschil tussen bepaalde lengte van het bot en de daadwerkelijke lengte van het bot bij SiGrid optie 2.

IM19	Verschil met daadwerkelijke afmeting bot (cm)		
	Op basis van lengte raster	Op basis van breedte raster	
Lengte bot	0,147	0,044	

Tabel 6: Bepaalde breedte, gecorrigeerd met vergrotingsfactor, van het bot en het interval van de daadwerkelijke gemeten breedte van het bot bij SiGrid optie 2.

	Op basis van lengte	Op basis van breedte	Interval daadwerkelijk
	raster (cm)	raster (cm)	gemeten breedte bot (cm)
IM19	0,805	0,782	[0,717-0,757]

SiGrid optie 3 Een raster van één rij die met het fantoom meegebogen was, waarbij de bovenkant en zijkant van het fantoom bedekt werden

Tijdens het onderzoek is geen laterale röntgenafbeelding gemaakt van SiGrid optie 3, waardoor de berekeningen niet uitgevoerd kunnen worden.

SiGrid optie 4 Een raster rondom het fantoom, die alle kanten van het fantoom bedekt

In de Tabel 7 zijn de vergrotingsfactoren vanuit zowel de lengte als de breedte van het raster weergegeven per röntgenafbeelding. Vervolgens staan de lengte verschillen met de daadwerkelijke afmetingen van het bot en de bepaalde afmetingen van het bot vermeld in Tabel 8 en de bepaalde breedte afmeting en de interval van de daadwerkelijke afmetingen van het bot zijn vermeld in Tabel 9. De gegevens om tot deze resultaten te komen staan vermeld in Bijlage 10.2.

Tabel 7: Vergrotingsfactoren raster per röntgenafbeelding bij SiGrid optie 4.

	Vergrotingsfactor vanuit lengte raster	Vergrotingsfactor vanuit breedte raster
IM4	1,047	1,050
IM19	1,047	1,050

Tabel 8: Verschil in lengte tussen bepaalde afmeting van het bot en de daadwerkelijk gemeten afmeting van het bot bij SiGrid optie 4.

	Verschil bepaalde lengte met daadwerkelijk gemeten lengte bot			
	Op basis van lengte raster (cm) Op basis van breedte raster (cm)			
IM4	0,014	0,509		
IM19	0,029	0,522		

Tabel 9: Bepaalde breedte van het bot en het interval van de daadwerkelijk gemeten breedte van het bot bij SiGrid optie 4.

	Op basis van lengte raster (cm)	Op basis van breedte raster (cm)	Interval daadwerkelijke gemeten breedte bot (cm)
IM4	0,603	0,635	[0,717-0,757]
IM19	0,623	0,657	[0,717-0,757]

SiGrid optie 5 Een groot raster op de bovenkant van het fantoom, gevouwen om de zijkanten

In de Tabel 10 zijn de vergrotingsfactoren vanuit zowel de lengte als de breedte van het raster weergegeven per röntgenafbeelding. Vervolgens staan de lengte verschillen met de daadwerkelijke afmetingen van het bot en de bepaalde afmetingen van het bot vermeld in Tabel 11 en de bepaalde breedte afmeting en de interval van de daadwerkelijke afmetingen van het bot zijn vermeld in Tabel 12. De gegevens om tot deze resultaten te komen staan vermeld in Bijlage 10.1.

Tabel 10: Vergrotingsfactoren raster per röntgenafbeelding bij SiGrid optie 5.

	Vergrotingsfactor vanuit lengte raster	Vergrotingsfactor vanuit breedte raster
IM4	1,040	1,041
IM19	1,038	1,039

Tabel 11: Verschil in lengte tussen bepaalde afmeting van het bot en de daadwerkelijke afmeting van het bot bij SiGrid optie 5.

	Verschil bepaalde lengte met daadwerkelijke gemeten lengte bot			
	Op basis van lengte raster (cm) Op basis van breedte raster (cm)			
IM4	0,711	0,555		
IM19	0,607	0,424		

Tabel 12: Bepaalde breedte van het bot en het interval van de daadwerkelijk gemeten breedte van het bot bij SiGrid optie 5.

	Op basis van lengte raster (cm)	Op basis van breedte raster (cm)	Interval daadwerkelijke gemeten breedte bot (cm)
IM4	0,794	0,812	[0,717-0,757]
IM19	0,805	0,827	[0,717-0,757]

7.4 Conclusie

De huidige klinische marge vraagt om een nauwkeurigheid van de röntgenafbeelding tot op de millimeters voor de lengte van het bot en tienden van millimeters voor de dikte van het bot. Wanneer dit wordt vergeleken met de verkregen resultaten, kan het volgende geconcludeerd worden, zie Tabel 13.

Tabel 13: Volstaan de SiGrid opties aan de klinische marge.

	Lengte	Breedte
SiGrid optie 1	voldoet	voldoet
SiGrid optie 2	voldoet	voldoet
SiGrid optie 4	voldoet	voldoet niet
SiGrid optie 5	voldoet niet	voldoet niet

Uit dit onderzoek kan geconcludeerd worden dat SiGrid opties 1 en 2 aan de huidige klinische marge voldoen bij een kippenpoot.

8. Discussie

Bij het uitvoeren en verwerken van het interview, het fysisch röntgenonderzoek en het klinisch röntgenonderzoek zijn een aantal discussiepunten naar voren gekomen. Deze discussiepunten zijn per onderzoek gecategoriseerd.

Interview

Het interview, dat is afgenomen, is met één röntgenlaborant gehouden, die tevens teamleider is in het ETZ. Deze hoge functie binnen het ziekenhuis laat zien dat hij veel kennis over het onderwerp heeft, desondanks geeft het een beeld over de probleemstelling vanuit één perspectief.

Fysisch röntgenonderzoek

Bucky-Potter

Tijdens het fysisch onderzoek, dat uitgevoerd is met de Bucky-Potter, is met het meten van variabele verhouding B/C een knik zichtbaar in de gegevens. Deze afwijking in de gegevens komt doordat tegen de tafel in de meetopstelling is aangestoten. Hierdoor kan het zijn dat de middelste munt niet meer recht onder de scanner lag, waardoor een kleine variatie in variabele D is geïntroduceerd, en daarmee mogelijk een andere vergroting heeft gekregen.

Met het verwerken van de gegevens van de Bucky-Potter is een range gebruikt van 75 tot 90 pixels voor de functie die de cirkels herkent in het MATLAB-script (zie Bijlage 5). Deze range is gekozen, omdat alle €0,50 munten in deze range door het MATLAB-script gevonden werden. Wanneer de range groter werd gemaakt, dan zou de cirkel, die gevormd werd om de munt, niet meer aansluiten. Wanneer een kleinere range werd gebruikt, dan werden de munten door het MATLAB-script niet herkend. Door het aanpassen van de range werd ook de waarde die gevonden werd voor de straal van de munten anders. Om de €0,20 munt te meten, moest de range veranderd worden, zodat de kleinere munten ook gevonden konden worden door het MATLAB-script. Deze range is uiteindelijk uitgekomen op 50 tot 90. Indien in een vervolgonderzoek een range van bijvoorbeeld 49 tot 89 gebruikt zou worden, dan kan dit leiden tot licht afwijkende waarden voor de straal.

C-boog

Met de meting van de variabele verhouding B/C onder de C-boog hadden we, voordat het onderzoek begon, niet gemeten of de munten goed in het midden lagen. Op de röntgenafbeeldingen, waarbij de munten zich heel dicht bij de detectieplaat bevonden, leek het alsof deze goed lagen, maar naarmate deze munten dichter bij de bron bevonden werd een afwijking van het midden gezien. Mede door het ontbreken van een lichtvizier, was het vooraf moeilijk af te schatten of de munten in het midden lagen. Hierdoor zijn de resultaten van de C-boog voor variabele verhouding B/C niet onafhankelijk van variabele D. Met dit onderzoek was het niet mogelijk om een variabele C met een waarde van nul te krijgen, omdat de munten niet direct tegen de detectieplaat afgebeeld konden worden. Dit komt doordat de tafel die werd gebruikt met dit onderzoek niet hoog genoeg was hiervoor en de C-boog tegelijkertijd niet verder naar beneden kon.

De C-boog heeft verschillende instellingen om de röntgenbron op verschillende hoogten te laten kruisen. Tijdens dit fysisch röntgenonderzoek is de hoogte waarop de röntgenbundel kruist, ten opzichte van de bron en detectieplaat, niet veranderd. Deze kruising was niet in het midden van de C-boog opstelling gepositioneerd. Doordat speldenkussen-vervorming aanwezig is bij de C-boog, zijn de projecties van de munten die aan de zijkanten lagen van de opstelling ovaalvormig in plaats van rond. De variabele A is tijdens dit onderzoek gedefinieerd als de fysieke afstand tussen de detectieplaat en de röntgenbron, waarbij dus geen rekening is gehouden met de locatie waarop de kruising van de röntgenbundel zich bevond.

Variabelen

Bij de variabele A hebben we diverse munten gebruikt, alleen de $\leq 0,20$ munt is tijdens de analyse gebruikt. Bij de andere variabelen (verhouding B/C en D) werd alleen gebruik gemaakt van de $\leq 0,50$ munten. Toch is er vanuit gegaan dat deze analyses, en daarmee de omrekeningsfactor afkomstig van de variabele A meting, vergelijkbaar zijn. Hierbij is geen rekening gehouden met de verschillen in geometrie tussen de munten, waardoor verschillende afmetingen van de munten voor variabele verhouding B/C en variabele D zijn verwaarloosd.

De variabele B en C zijn niet onafhankelijk van elkaar gemeten, maar werden altijd in een verhouding weergegeven. Dit is gedaan, omdat in de praktijk vaak een vaste afstand voor variabele A wordt gehanteerd. Als alleen variabele B of C in de praktijk wordt aangepast, dan verandert hierbij variabele A ook. Om deze reden is gekozen om voor een verhouding te gaan van variabele B en C, omdat er geen mogelijkheid is om de variabele B of C los van elkaar te meten, zonder dat variabele A ook veranderd. Hierdoor is het niet te achterhalen wat de afzonderlijke onafhankelijke invloed is van deze variabelen. Tijdens dit onderzoek is variabele A constant gebleven. Hierdoor zijn er niet meerdere uitkomsten gekomen voor dezelfde variabele verhouding B/C, bij een andere waarde voor variabele A. Op deze manier is het dus niet duidelijk of een waarde van variabele verhouding B/C altijd dezelfde invloed heeft bij een variërende variabele A.

Variabele D op de Bucky-Potter werd uitgevoerd met behulp van acrylblokken en €0,50 munten. De munt die het dichtst bij het middelpunt van de detectieplaat lag, lag hier ongeveer 2,3 centimeter vanaf. Hierdoor is de straal van deze munt niet direct te vergelijken met de straal van de munten van variabele verhouding B/C. Toch zijn we ervan uitgegaan dat variabele D op deze afstand weinig invloed zou hebben, daarom is ook hier dezelfde omrekeningsfactor, berekend uit variabele A, toegepast. *Analyse*

In de resultaten van het fysisch röntgenonderzoek is in Figuur 13 van variabele D te zien, dat de munten op de röntgenafbeelding niet precies op één lijn liggen. Het gevolg hiervan is dat de waarde van variabele D iets afwijkt van de genoteerde waarde, waardoor ook het resultaat afwijkt.

Voor het analyseren van de röntgenafbeeldingen en het vinden van de cirkels, werd gecorrigeerd voor de intensiteit van de röntgenafbeeldingen. Met deze correctie werden de munten op de röntgenafbeeldingen beter zichtbaar. Tegelijkertijd zorgt deze correctie voor andere verhouding in grijswaarden dan in de originele röntgenafbeelding. Hierbij wordt mogelijk de schaduw aangepast met deze correctie. Deze correctie is op dezelfde wijze toegepast op alle röntgenafbeeldingen, waardoor deze onzekerheid op alle röntgenafbeeldingen van toepassing is.

Aannames

Bij variabele A is de aanname gedaan dat de afstand tussen het detectiemechanisme in de plaat en de bovenkant van de detectieplaat verwaarloosbaar is. Dit is gedaan, omdat de precieze locatie van het detectiemechanisme binnenin de detectieplaat niet te achterhalen valt en de plaat minder dan 5 centimeter dik is. Dit zal weinig invloed hebben op de nauwkeurigheid van de metingen aangezien een verschil van 5 centimeter in variabele A nauwelijks invloed heeft.

Aangenomen wordt dat de omrekeningsfactor, afkomstig uit de metingen van variabele A, representatief is voor de andere metingen die verkregen zijn met de Bucky-Potter. De waarde die

gekozen is om tot de omrekeningsfactor te komen, is de gemiddelde waarde uit het onderzoek van variabele A en niet de afstand van 110 centimeter die in het ziekenhuis als standaard wordt beschouwd. Deze waarde is gekozen, omdat het niet te achterhalen is welke pixelwaarde exact overeenkomt met de grootte van de munt.

Met het onderzoek van de Bucky-Potter voor de variabele verhouding B/C werd gebruik gemaakt van acrylblokken om de waarde van variabele C te vergroten. Om dit voor elkaar te krijgen, moesten de munten bij het neerleggen van elk acrylblok verplaatst worden. Hierdoor verschoven de munten ten opzichte van het middelpunt van de bron. Echter, er is wel met het lichtvizier en een geodriehoek gekeken of de munten ongeveer in het midden lagen, maar dat is niet met zekerheid te zeggen. Op deze manier wordt dus ook een onbekende variabele D geïntroduceerd.

Met het verwerken van de gegevens van variabele D met de C-boog was het niet mogelijk om deze op dezelfde manier, door een cirkel te vormen om de munten, de straal te berekenen. Dit kwam doordat de munten tijdens dit onderzoek ovaalvormig werden naarmate deze meer naar de zijkant van de röntgenafbeelding kwamen te liggen. Het gebruikte MATLAB-script functioneerde niet voor halve cirkels of ovalen, waardoor gekozen is om het oppervlakte te meten van de munten met deze vormen. Om het oppervlakte te meten, moesten grijswaarden ingesteld worden tot waar de munt zou liggen en waar de schaduw zou beginnen. Het was op de röntgenafbeelding niet te achterhalen waar de schaduw stopte en de achtergrond begon, waardoor deze waarden niet helemaal accuraat kunnen zijn. Op het oog moest dus de maximale grijswaarde ingesteld worden voor de schaduwen. Hierdoor is het onduidelijk of de grijswaarden van de buitenste munten vergelijkbaar zijn met de middelste munten.

Klinische röntgenonderzoek

Het klinisch röntgenonderzoek is uitgevoerd met kippenpoten. De botten in een kippenpoot zijn duidelijk zichtbaar op de röntgenafbeelding, maar te klein om direct te kunnen vergelijken met de menselijke pijpbeenderen. Ook kon het flexibele kippengaas, dat werd gebruikt als raster, gemakkelijk vervormen, waardoor de afmetingen van het raster bij vervormingen veranderden.

Voor het gebruik van SiGrid optie 4 en optie 5 wordt het raster over een groot deel van het lichaamsdeel gepositioneerd. Bij SiGrid optie 4 werd ook de onderkant van het lichaamsdeel met het raster bedekt. Op deze manier treedt bij het gebruik van deze rasters meer overprojectie op in vergelijking met de andere drie rasters. Hierdoor bestaat de kans dat een mogelijk fractuur niet meer goed zichtbaar is op de röntgenafbeelding.

Een andere factor waar rekening mee moet worden gehouden, is dat de huid ten opzichte van het bot kan verplaatsen. Dit betekent dat, wanneer een raster aan de huid wordt bevestigd en het lichaamsdeel wordt gedraaid, het raster ten opzichte van het bot op een andere plaats bevindt. Hierdoor kan een kleine onnauwkeurigheid ontstaan.

Ook is de oriëntatie van het bot niet te achterhalen, waardoor het onbekend is of de projectie de smalste of de breedste dikte van het bot weergeeft. Dit is problematisch omdat een bot niet cilindervormig is, maar een complexe 3-dimensionale vorm heeft. Hierdoor kan de gecorrigeerde en

bepaalde afmeting van de dikte van het bot alleen vergeleken worden met het interval van de daadwerkelijke afmeting.

Resultaten

Bij SiGrid optie 4 zit het raster helemaal om het lichaamsdeel heen. Dit zorgt voor overlapping op de röntgenafbeelding, waardoor het voor derden onbekend is wat nu de voor- of achterkant van het raster is.

Ook moet rekening gehouden worden met de locatie waar de röntgenstraling het bot als eerst en als laatst raakt, omdat hier een interval van de waarde van variabele verhouding B/C aanwezig is. De positie en oriëntatie waarop het bot zich bevindt zijn niet exact te achterhalen, dus kan deze variatie in variabele verhouding B/C binnen het bot niet gecorrigeerd worden.

In het klinisch onderzoek is elk raster vergeleken met het bot wat zich het dichtst in de buurt van dit raster bevond. De keuze is gemaakt om niet alle rasters te testen op alle botten, omdat op deze manier variabele D geïntroduceerd wordt in het resultaat. Hiervoor kan niet gecorrigeerd worden, omdat deze afstanden niet gemeten zijn.

De resultaten zijn vergeleken met de daadwerkelijke botafmetingen, die met een elektronische schuifmaat zijn gemeten. Vanwege de complexe 3-dimensionale vorm van de botten is het lastig om te zeggen hoe deze afmetingen relateren aan de vorm van de 2-dimensionale projectie van het bot op de röntgenafbeelding. Deze onzekerheid in combinatie met mogelijke raster vervormingen maakt dat de conclusie niet eenduidig geïnterpreteerd kan worden.

Uit het klinisch onderzoek kan niet worden geconcludeerd of SiGrid optie 1 of 2 beter is. Dit komt omdat beide Sigrid opties met een andere methode zijn gemeten. Sigrid optie 1 is gemeten op het onderbeen en SiGrid optie 2 op het bovenbeen. In vervolgonderzoek kunnen alle SiGrid opties afzonderlijk het beste op hetzelfde weefsel getest worden, voor beter vergelijkbare metingen.

In Formule 4, weergegeven in 7.3 van de methode, werd gebruik gemaakt van een omrekening in de uitkomsten van de waarden voor de radius munt, de waarden voor C in deze grafiek zijn niet onafhankelijk van B gemeten. Deze formule komt voort uit het fysisch onderzoek, waarmee de radius munt afgelezen zou kunnen worden uit de grafieken. De formule werd gebruikt als formule om de vergrotingsfactor te meten op verschillende hoogten voor variabele C. De straal van de munt op de detectieplaat, variabele C is nul, en de straal van de munt voor variabele C, tussen de nul en twintig centimeter, werden met elkaar vergeleken. Hiermee werd een verhouding bepaald voor de vergrotingsfactor. Tijdens dit onderzoek werd aangenomen dat de formule representatief is voor de onderzoeksopzet van het klinisch onderzoek, omdat de variabele A op dezelfde hoogte is ingesteld en met hetzelfde apparaat, stralingsintensiteit en apertuur is gewerkt. Bovendien wordt het verschil in interactie met röntgenstraling tussen organisch materiaal en munten verwaarloosd.

SiGrid

Bij Sigrid optie 2 wordt ook gebruik gemaakt van een laterale röntgenafbeelding. Alleen is voor het maken van deze röntgenafbeelding de kippenpoot niet exact negentig graden gedraaid. De kippenpoot

is handmatig op zijn kant gezet. Daardoor zijn de twee afbeeldingen niet direct te vergelijken met een model waarin deze als loodrecht op elkaar worden beschouwd.

Bij SiGrid optie 3 hebben geen berekeningen plaatsgevonden, omdat de laterale röntgenafbeelding ontbraken. De vergrotingsfactor zou met SiGrid optie 3 op dezelfde manier kunnen worden berekend als bij SiGrid optie 2. Er wordt verwacht dat de resultaten van zowel SiGrid optie 2 als SiGrid optie 3 binnen hetzelfde bereik vallen, omdat de globale vorm en positie van zowel SiGrid optie 2 als 3 vergelijkbaar zijn.

Voor het bereken van de botafmetingen in de röntgenafbeelding bij SiGrid optie 4, wordt ervan uitgegaan dat het onderbeen van de grote kippenpoot een cilinder is. Echter, het lichaamsdeel lijkt meer op een kegel waarbij de onderkant evenwijdig is aan de detectieplaat en de bovenkant niet. Dit geeft het vermoeden dat de kalibratie gebaseerd op de breedte afmetingen, afkomstig van het deel van het raster dat bovenop de kip zat, betrouwbaarder zijn dan de lengte afmetingen van het raster. Daarentegen zijn bij de lengte afmetingen meer hokjes van het raster meegenomen, waardoor deze nauwkeuriger lijkt te zijn bij het berekenen van de omrekeningsfactor.

Met de berekening van het cilindermodel, bij SiGrid optie 4, is een kleine waarde voor variabele C2 gevonden. Er wordt vermoed dat de daadwerkelijke waarde voor variabele C2 groter is. Deze afwijking kan komen, doordat het weefsel van het bovenbeen met een boog boven de detectieplaat uitkwam. Hiervoor is gepoogd te corrigeren. De gecorrigeerde waarde wijkte nog meer af van de daadwerkelijke waarde dan zonder correctie. Deze afwijking kan komen door de omrekeningsfactor, die bepaald is vanuit het raster.

Op de laterale röntgenafbeelding van SiGrid optie 4, die niet meegenomen is voor het bepalen van de resultaten, bleek dat het bot niet in het midden van het weefsel zat. In het opgestelde model is aangenomen dat het bot zich in het midden van het weefsel bevindt. Eventueel zou de laterale röntgenafbeelding gebruikt kunnen worden om het positie van het bot accurater te bepalen. Hierdoor zal ook de kalibratie met behulp van het raster nauwkeuriger worden. Op dit moment is met de variabele verhouding B/C van het raster op de bovenkant van de kip voor de afmetingen van het bot gekalibreerd, waarmee dit afwijkend is van het opgestelde cilindermodel. Volgens het model zou niet voor C2 gekalibreerd moeten worden, maar voor de helft van de waarde van C2, zodat voor een waarde van het in het midden liggend bot gekalibreerd wordt. Door deze manier van kalibreren wijkt het uiteindelijke resultaat iets af van wat het daadwerkelijk zou moeten zijn.

Voor SiGrid optie 5 wordt aangenomen dat C1 nul is, ondanks dat het weefsel van het bovenbeen niet in zijn geheel op de detectieplaat ligt. Bij het bovenbeen zat namelijk nog ruimte tussen de detectieplaat en het weefsel. Deze aanname van C1 is gedaan, omdat de daadwerkelijke waarde van deze ruimte niet te achterhalen valt in de röntgenafbeeldingen en niet van te voren is gemeten.

In het uitgerekt cilindermodel, dat is gebruikt voor SiGrid optie 5, wordt het bot verondersteld als middelpunt van een cilinder, die gevormd is aan de zijkant van het model. De methode van SiGrid optie 4 is niet gebruikt om gecorrigeerde afstanden te meten, omdat vanuit verschillende inzichten bleek dat het bot, bij SiGird optie 5, ver van het midden van het weefsel af zit. Deze inzichten worden onderbouwd door anatomische kennis, het ontleden van de kippenpoten en het bekijken van de

röntgenafbeeldingen. Wanneer de methode van SiGrid optie 4 wel gebruikt zou worden, dan zou een veel grotere waarde voor C2 gevonden worden, die gelijk staat aan de gehele dikte van het bovenbeen. Deze waarde zou dan niet overeenkomen met de afstand die gevormd zou worden tussen het bot en de dichtstbijzijnde laterale kant. Het model van SiGrid optie 4 wijkt dus veel af van de vorm van het bovenbeen, waardoor een nieuw model voor SiGrid optie 5 is opgesteld. Ook wordt aangenomen dat het bot van het bovenbeen van de zijkant gezien in het midden zit, dus ter hoogte van een halve C2. Dit is gedaan, omdat dit de best benaderbare mogelijkheid leek en er daarnaast ook geen laterale röntgenafbeelding is gemaakt.

Voor het berekenen van de vergrotingsfactor voor de SiGrid optie 5 werd een waarde van C1 gebruikt, die de afstand tussen de onderkant van de kippenpoot en de bovenkant van de detectieplaat weergeeft. Voor de waarde van C1 werd aangenomen dat deze nul centimeter is. Dit betekend dat ervan uitgegaan wordt dat de kippenpoot direct op de detectieplaat ligt. Wanneer de kip op een acrylblok zou liggen, dan wordt ook aangenomen dat deze direct op dit acrylblok ligt.

9. Aanbevelingen

Op basis van dit onderzoek wordt de SiGrid optie 2 aanbevolen, omdat deze binnen de klinische marge presteert. SiGrid optie 2 wordt boven SiGrid optie 1 verkozen, aangezien SiGrid optie 2 in een laterale röntgenafbeelding duidelijk zichtbaar en meetbaar is. Hierdoor geeft SiGrid optie 2 vanuit twee richtingen gegevens over de afstand C van het bot ten opzichte van de detectieplaat. SiGrid optie 2 wordt boven SiGrid optie 4 en 5 verkozen, omdat die laatsten meer overprojectie over het bot geven in de röntgenafbeelding. Deze overprojectie bemoeilijkt het stellen van een juiste diagnose, wanneer deze optreedt in een klinische setting.

Wij adviseren om meer onderzoek te doen naar SiGrid optie 2. In dit onderzoek is gewerkt met een gemiddelde rasterhokje-grootte van 1,3 centimeter bij 1,3 centimeter. Verder onderzoek moet uitwijzen wat de ideale rasterhokje-grootte is. Hierbij moet rekening gehouden worden met het feit dat een kleinere rasterhokje-grootte kan zorgen voor meer overprojectie, waardoor de fractuur slecht tot niet zichtbaar kan worden. Daarnaast kan gekeken worden of het noodzakelijk is om het raster over het hele lichaamsdeel te positioneren of dat een paar locaties voldoende zijn. Wanneer het raster op verschillende plekken op het lichaamsdeel wordt gepositioneerd en daardoor niet het hele lichaamsdeel bedekt, zorgt dit ervoor dat er minder overprojectie zal zijn. Tot slot kan gekeken worden of flexibele verbindingspunten en starre draden in het raster ervoor kunnen zorgen dat de SiGrid-draden geen vervorming ondervinden. Eventueel kan onderzocht worden of een hexagonaal raster hier geschikter voor zou zijn, omdat deze in drie richtingen flexibel is terwijl een vierkant raster maar in twee richtingen flexibel is. Echter, bij een hexagonaal raster zal de analyse ingewikkelder worden.

De volgende algemene adviezen worden gegeven om de mate van nauwkeurig bij het maken en analyseren van de röntgenafbeeldingen te vergroten. Bij het maken van een röntgenafbeelding moet vooral rekening gehouden worden met variabele verhouding B/C. Het lichaamsdeel moet zo dicht mogelijk op de plaat gepositioneerd worden, waarbij het bot zich ook zo dicht mogelijk bij de detectieplaat bevindt. Het gebruik van simultaan loodrecht afbeelden wordt in alle gevallen aangeraden, omdat hierbij de hoek tussen beide röntgenafbeeldingen exact negentig graden is waardoor dit de vergelijkbaarheid vergroot. Helaas beschikken niet alle instellingen over de ruimte en financiële middelen om deze apparatuur aan te kunnen schaffen, waardoor dit per situatie bekeken zal moeten worden. Om de analyse van de röntgenafbeeldingen minder arbeidsintensief te maken, kan een automatische bepaling van afmetingen ontworpen worden, waarbij de software verschillen in grijswaarden herkent. Mocht dit in de praktijk onbruikbare uitkomsten geven, dan zou de visuele analyse van de röntgenafbeeldingen geprotocolleerd kunnen worden. Hierbij kunnen de preoperatief verkregen afmetingen postoperatief geëvalueerd worden om een kwaliteitsstandaard te vormen. Professionals kunnen deze kwaliteitsstandaard onderling afstemmen en garanderen.

Tot slot worden vier aanbevelingen gegeven waar vervolgonderzoek zich op zou kunnen focussen. Ten eerste is het fysisch röntgenonderzoek uitgevoerd met een metalen munt, vervolgonderzoek zou dit onderzoek kunnen herhalen met een organisch fantoom. Op deze manier komen de waarden en daarmee de functie van variabele C beter overeen met het menselijke weefsel, waardoor het fysisch röntgenonderzoek beter aansluit op het klinisch röntgenonderzoek. Als tweede kan de invloed van variabele verhouding B/C getest worden voor verschillende waarden van variabele A. Vanuit dit onderzoek is alleen de invloed van variabele verhouding B/C bekend bij een vaste waarde van variabele A. Het is dus onbekend wat de invloed van variabele A is in combinatie met variabele verhouding B/C. Ten derde kan onderzoek worden gedaan met een Bucky-Potter systeem waarbij de detectieplaat zijn eigen positie meet en deze gebruikt in het labelen van de DICOM files. Hierdoor kan de onnauwkeurigheid bij het meten van variabele A in dit onderzoek worden vermeden. Tot slot wordt aanbevolen om onderzoek te doen naar de automatisering van botmetingen in de röntgenafbeeldingen, met bijvoorbeeld MATLAB of kunstmatige intelligentie. Hierdoor hoeven deze metingen niet meer handmatig te worden uitgevoerd en verhoogt het de vergelijkbaarheid van de metingen.

9.1 Aanvulling

Gedurende het MDO is tijdens het literatuuronderzoek geen resultaat gevonden over elektromagnetische straling dat tegen het bot kan reflecteren en vervolgens weer gedetecteerd kan worden. Na het afronden van zowel het fysisch- als klinisch röntgenonderzoek zijn beide resultaten met prof. dr. ir. C.H. Slump op de Universiteit Twente besproken. Dit is gedaan om een kritische blik te werpen op de onderzoeksresultaten en de Sigrid, waaruit het sleutelwoord 'röntgen backscatter' kwam. In röntgen backscatter wordt in onze ogen veel toekomst gezien. Om deze reden wordt een aanvulling gedaan op het verslag. Hierbij moet wel vermeld worden dat het referentieobject uit het onderzoek op de korte termijn wordt aangeraden als mogelijke verbetering voor de kalibratie.

Onder het begrip backscatter wordt de verstrooiing van fotonen, zoals röntgenfotonen, in de tegenovergestelde richting verstaan. Wanneer de backscatter ten gevolge van interactie met botweefsel gedetecteerd kan worden, waarbij onderscheid gemaakt wordt in fotonenergie, dan zou daarmee ook de diepte van het bot bepaald kunnen worden. [37] Deze diepte bepalingen kunnen vervolgens gebruikt worden voor een betere kalibratie. Rolison *et al.* [37] voerde een *proof of concept* uit voor deze techniek met simpele fantomen, wat nog ver van de klinische praktijk af staat. Uit de conclusie van dit onderzoek blijkt dat met behulp van een gecollimeerde *pencil-beam* van röntgenstralen een dieptemeting gedaan kan worden van een object dat zich in een ander object bevindt. Deze conclusie is onder voorwaarde dat gebruik wordt gemaakt van detectoren die onderscheid kunnen maken tussen verschillende fotonenergieën. In dit onderzoek is gewerkt met een

weefsel fantoom, waarin zich een letter U gevuld met lucht en een letter F van compact botweefsel bevonden. Het bleek mogelijk backscatter te detecteren waarmee de diepte van deze U en F bepaald konden worden. [37] De huidige beeldvorming met röntgen is gebaseerd op absorptie van fotonen, in tegenstelling tot de beeldvorming beschreven in het onderzoek van Rolison *et al.* dat gebaseerd is op backscatter.

Echter, backscatter heeft een aantal nadelen[38]. Het eerste nadeel is dat de röntgenstraling halveert in intensiteit met iedere halve centimeter die door het weefsel propageert. Hierdoor halveert de intensiteit van de backscatter straling meerdere keren voordat deze een diepgelegen bot, zoals pijpbeenderen, bereikt. In de kliniek zou dit erin kunnen resulteren dat er een hogere stralingsbelasting wordt toegediend aan de patiënt. Het tweede nadeel is dat in intervallen van een halve centimeter gemeten moet worden voordat het bot gelokaliseerd kan zijn, omdat de diepte van het bot vooraf niet bekend is. [38] Tenzij fotonenergie gevoelige detectoren gebruikt worden zoals bij Rolison *et al.*[37] dan zou maar een enkele meting gedaan moeten worden.

De röntgen backscatter komt overwegend positief naar voren als een mogelijkheid voor kalibratie, voor eventuele toepasbaarheid in de kliniek en voor de tijdsduur van de handeling. Echter, voordat röntgen backscatter in de kliniek gebruikt kan worden, moet nog veel wetenschappelijk onderzoek gedaan worden. Röntgen backscatter detectoren zouden eventueel tegelijk met normale röntgen gebruikt kunnen worden om zo tegelijkertijd met een reguliere röntgenscan een dieptemetingen van het bot uit te kunnen voeren. Daarbij moet rekening gehouden worden met het feit dat deze detectoren niet tussen de röntgenbron en de detectieplaat geplaatst worden, omdat dit anders de röntgenbundel belemmert.

Referenties

- 1. Visser, J. *Schroeven per stuk steriel verpakt*. 2011 [cited 28-04-2019]; Available from: <u>https://www.medischcontact.nl/nieuws/laatste-nieuws/artikel/schroeven-per-stuk-steriel-verpakt.htm</u>.
- 2. Cheng, H., et al., *Prolonged Operative Duration Increases Risk of Surgical Site Infections: A Systematic Review.* Surgical infections, 2017. **18**(6): p. 722-735 DOI: 10.1089/sur.2017.089.
- 3. Beerekamp, M.S.H., et al., *Epidemiology of extremity fractures in the Netherlands*. Injury, 2017. **48**(7): p. 1355-1362 DOI: 10.1016/j.injury.2017.04.047.
- Rijksinstituut voor Volksgezondheid en Milieu, Hand/Bucky onderzoeken. Medische stralingstoepassingen 20-12-2018 [cited 05-06-2019]; Available from: <u>https://www.rivm.nl/medische-stralingstoepassingen/trends-en-stand-van-zaken/diagnostiek/r-ntgen-exclusief-ct/hand-bucky-onderzoeken</u>.
- 5. Moore, K.L., Dalley, A.F., *Clinically Oriented Anatomy, Introduction to Clinically Oriented Anatomy*. 2013: Lippincott Williams And Wilkins. p. 22-24. EAN: 9781451119459.
- Huijgen, W. and A. van der Plas. *Bottumoren*. Onderverdeling pijpbeenderen 21-20-2018
 [cited 20-05-2019]; Available from: http://www.startpuntradiologie.nl/coschappen/orthopedie/gehele-skelet/bottumoren/.
- 7. R. Snijders, V.S., Orthopedie. Compendium Geneeskunde. 2018. p. 180-191. EAN: 9789082570953.
- 8. Johannesdottir, F. and M.L. Bouxsein, *Bone Structure and Biomechanics*, in *Encyclopedia of Endocrine Diseases (Second Edition)*, I. Huhtaniemi and L. Martini, Editors. 2018, Academic Press: Oxford. p. 19-30. ISBN: 978-0-12-812200-6.
- 9. Startpuntradiologie. *Fractuurleer*. Beschrijving fracturen z.d. [cited 20-05-2019]; Available from: <u>http://www.startpuntradiologie.nl/basiskennis/fractuurleer/</u>.
- 10. Orthopedie.nl. *Botbreuken*. 2016 [cited 28-04-2019]; Available from: <u>http://www.orthopedie.nl/botbreuken/</u>.
- 11. Maastricht UMC+, *Acute geneeskunde*. 2017 [cited 30-04-2019]; Available from: <u>https://www.gezondheidsuniversiteit.nl/sites/gezondheidsuniversiteit/files/avond 3 1.pdf</u>.
- 12. Joeris, A., et al., *Titan oder Stahl als Osteosynthesematerial*. Der Unfallchirurg, 2017. **120**(2): p. 96-102 DOI: 10.1007/s00113-016-0299-5.
- 13. Marsell, R. and Einhorn, T.A., *The biology of fracture healing*. Injury, 2011. **42**(6): p. 551-555 DOI: <u>https://doi.org/10.1016/j.injury.2011.03.031</u>.
- 14. Stryker. *Tibia en femur*. Information for Healthcare Professionals 2019 [cited 03-05-2019]; Available from: <u>https://www.stryker.com/us/en/portfolios/orthopaedics/trauma-and-extremities/tibia-and-femur.html</u>.
- 15. Nederlandse Vereniging voor Traumachirurgie, *Gebroken onderbeen*. Behandeling z.d. [cited 06-06-2019]; Available from: <u>https://www.trauma.nl/pub/letsel/gebroken-onderbeen</u>.
- 16. van der Plas, A. *Röntgen/ CT techniek*. 17-03-2014 [cited 28-04-2019]; Available from: <u>http://www.startpuntradiologie.nl/basiskennis/rontgenct-techniek/</u>.
- 17. Whaites, E., *Main features en requirements of an X-ray tube*, in *Essentials of Dental Radiography and Radiology*. 2013, Elsevier Health Sciences. EAN: 9780702045998.
- 18. van Oosterom, A. and Oostendorp, T.F., *Medische fysica*. Stralingsfysica. 2018: Bohn Stafleu van Loghum. p. 61-96. EAN: 9789036810852.
- 19. Stam, R., *Dosisbesparing bij radiologie apparatuur*, Documentnummer: 080126001/2013, Editor. 2013, Rijksinstituut voor Volksgezondheid en Milieu.
- 20. Hensen, J., *Beeldvorming door middel van röntgenstraling*, in *Radiologie: Techniek en onderzoek*. 2011, Reed Business. p. 102-105. EAN: 9789035231962.
- 21. Nabuurs, C. and ter Haar Romeny, B.M., *The Glass Patient: Physical Principles in Medical Imaging*, in *Department of Biomedical Engineering*. 2003, Eindhoven University of Technology. [cited 02-05-2019]; Available from:

http://www.fisme.science.uu.nl/woudschotennatuurkunde/verslagen/Vrsl2009/Haar_Rome ny.pdf

- 22. Sprawls, P.D.P. *The Physical Principles of Medical Imaging*. Scattered Radiation and Contrast 1993 [cited 06-05-2019]; 2nd:[Available from: <u>http://www.sprawls.org/ppmi2/SCATRAD/</u>.
- 23. Sprawls, P.D.P. *The Physical Principles of Medical Imaging*. Interaction of Radiation with Matter 1993 [cited 08-05-2019]; 2nd:[Available from: <u>http://www.sprawls.org/ppmi2/INTERACT/</u>.
- 24. Universal Medical, *X-Ray Rules*. 2019 [cited 01-05-2019]; Available from: <u>https://www.universalmedicalinc.com/all-products/diagnostic-imaging/x-ray-markers/x-ray-rulers.html</u>.
- 25. Lloyd-Jones, G. *Basics of X-ray Physics*. 2016 [cited 02-05-2019]; Available from: <u>https://www.radiologymasterclass.co.uk/tutorials/physics/x-ray_physics_beam</u>.
- 26. Ferderbar, M. *Field congruency and beam perpendicularity*. 2015 [cited 02-05-2019]; Available from: <u>http://qcinradiography.weebly.com/light-field-congruency-test#</u>.
- 27. Neitzel, U., *Status and prospects of digital detector technology for CR and DR.* Radiation Protection Dosimetry, 2005. **114**(1-3): p. 32-38 DOI: 10.1093/rpd/nch532.
- Heep, H., et al., A simple and convenient method guide to determine the magnification of digital X-rays for preoperative planning in total hip arthroplasty. Orthopedic reviews, 2012.
 4(1): p. e12 DOI: 10.4081/or.2012.e12.
- 29. Conn, K.S., Clarke, M.T. and Hallett, J.P., *A simple guide to determine the magnification of radiographs and to improve the accuracy of preoperative templating*. The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume, 2002. **84-B**(2): p. 269-272 DOI: 10.1302/0301-620X.84B2.0840269.
- Guenoun, B., et al., *Reliability of a new method for lower-extremity measurements based on stereoradiographic three-dimensional reconstruction*. Orthop Traumatol Surg Res, 2012.
 98(5): p. 506-13 DOI: 10.1016/j.otsr.2012.03.014.
- 31. Beerekamp, M.S.H., et al., *Peroperatieve 3D-doorlichting bij intra-articulaire fracturen aan de extremiteiten*. Nederlandse Tijdschrift voor Geneeskunde, 2011. **155:A2737**. [cited 04-06-2019] Available from: <u>https://www.ntvg.nl/artikelen/peroperatieve-3d-doorlichting-bij-intra-articulaire-fracturen-aan-de-extremiteiten/artikelinfo</u>
- 32. Isala. *Radiotherapie bij longkanker*. Voorlichtingsfilm bestraling z.d. [cited 07-06-2019]; Available from: <u>https://www.isala.nl/patientenfolders/5630-radiotherapie-bestraling-longkanker/</u>.
- Wimsey, S., Pickard, R., and Shaw, G., Accurate scaling of digital radiographs of the pelvis. The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume, 2006. 88-B(11): p. 1508-1512 DOI: 10.1302/0301-620X.88B11.18017.
- 34. Hop, M.J., et al., *Bepaling van brandwondendiepte Klinisch inschatting en laser-dopplerimaging*. Nederlandse Tijdschrift voor Geneeskunde, 2012. **156:A4810**.[cited 20-05-2019] <u>https://www.ntvg.nl/artikelen/bepaling-van-brandwondendiepte</u>
- 35. Tretbar, S.H., Plinkert, P.K., and Federspil, P.A., *Accuracy of ultrasound measurements for skull bone thickness using coded signals.* IEEE Trans Biomed Eng, 2009. **56**(3): p. 733-40 DOI: 10.1109/tbme.2008.2011058.
- 36. Champagne, N., et al., *The effectiveness of ultrasound in the detection of fractures in adults with suspected upper or lower limb injury: a systematic review and subgroup meta-analysis.* BMC emergency medicine, 2019. **19**(1): p. 17-17 DOI: 10.1186/s12873-019-0226-5.
- Rolison, L.M., et al. Proof of Concept for X-Ray Backscatter Imaging Tomosynthesis Using Spectral Detection. in 2017 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, NSS/MIC 2017 - Conference Proceedings. 2018. DOI: 10.1109/NSSMIC.2017.8533006
- 38. McFarlane, N.J.B., et al., *Detection of Bone Fragments in Chicken Meat using X-ray Backscatter*. Biosystems Engineering, 2003. **85**(2): p. 185-199 DOI: 10.1016/S1537-5110(03)00036-9.

Bijlagen

1. Vormen van straling

De eerste vorm van röntgenstraling is karakteristieke straling. De opgewekte elektronen gaan een interactie aan met de elektronen van het anodemateriaal. Bij voldoende energie kunnen de binnendringende elektronen een ionisatie reactie veroorzaken. Bij deze ionisatie reactie worden elektronen uit het anodemateriaal verwijderd, waardoor de schillen onderbezet en onstabiel raken. [1] Om terug te gaan van de geëxciteerde toestand naar de grondtoestand, of een stabiele fase daartussen, vallen elektronen van een hogere schil terug. Door het terugvallen van elektronen ontstaan er energie verschillen, die in de vorm van fotonen worden uitgezonden (zie Figuur 1). [2] De

fotonen worden uitgezonden met de hoeveelheid energie die vrijkomt bij het terugvallen naar een lager energieniveau. Deze energieniveaus bestaan alleen in discrete waarden, waarbij een foton niet halverwege tussen twee energieniveaus in terug kan vallen. De energieniveaus van deze elektronen kunnen met een lijnenspectrum zichtbaar gemaakt worden. [3] De uitgezonden fotonen zijn de röntgenstralen, die weer worden opgevangen door de digitale plaat. [2]

De tweede vorm van röntgenstraling is remstraling. Wanneer een elektron vlak langs een positief geladen atoomkern komt, wordt dit elektron afgebogen (zie Figuur 1). Hoe dichter dit elektron langs de kern gaat, hoe meer het elektron wordt afgebogen. Tijdens de afbuiging verliest het elektron kinetische energie waarbij een foton vrijkomt. De omgezette hoeveelheid energie is afhankelijk van de mate van afbuiging. [1] De afstand tussen het elektron en de kern heeft continue waarden, wat betekent dat de remstraling uit fotonen bestaat uit een continu spectrum van verschillende energieën (zie Figuur 2). [2]



Figuur 1: De afbuiging van een elektron bij een atoomkern, bij het ontstaan van remstraling, waarbij het elektron kinetische energie verliest in de vorm van een foton. [1]



Figuur 2: Een röntgenspectrum van de karakteristieke straling en de remstraling (Bremsstrahlung). De remstraling heeft een continu spectrum en de karakteristieke straling heeft een lijnenspectrum. [4]

Referenties

- 1. van Oosterom, A. and T.F. Oostendorp, *Medische fysica*. Stralingsfysica. 2018: Bohn Stafleu van Loghum. EAN: 9789036810852.
- 2. Hobbie, R.K. and B.J. Roth, *Intermediate Physics for Medicine and Biology*. 5th ed. Medical Uses of X-Rays. 2015: Springer International Publishing Ag. 461-502. EAN: 9783319126814.
- 3. Scheurleer, J. and M. Decramer, *Fysica voor beeldvorming en radiotherapie*. Energiespectrum. Vol. p. 75. 2006: Springer Media B.V. 75. EAN: 9789035228467.
- 4. Abdulla, S. *Production of X-rays*. X-ray imaging 2019 [cited 30-04-2019]; Available from: https://www.radiologycafe.com/radiology-trainees/frcr-physics-notes/production-of-x-rays.

2. Protocol interview

Eerst voorstellen wie wij zijn, wat voor opdracht we doen en wat Technische Geneeskunde inhoudt.

Algemeen

- Wat is uw naam en functie?
- Kunt u ons laten zien hoe het de handeling van het maken van een röntgenafbeelding in het ETZ gaat?

Proces

- Welke type röntgenapparatuur worden gebruikt in het Elisabeth-TweeSteden Ziekenhuis (ETZ)?
- Hoe ziet de handeling van het maken van een röntgenafbeelding eruit?
- Welke handelingen voert u uit na het maken van een röntgenafbeelding van de pijpbeenderen?
- Wordt bij het afbeelden van extremiteiten een vaste afstand aangehouden tussen de detectieplaat en de bron? Zo nee, hoeveel varieert deze maximaal?
- Liggen de extremiteiten altijd direct op de detectieplaat, of zit hier soms afstand tussen?
- Hoe worden patiënten in de praktijk in de juiste positie 'gelegd' en heeft dit beperkingen?
- Hoe worden de dosis en de apertuur verandert, wanneer een röntgenafbeelding wordt gemaakt?
- Welke mogelijke oplossingen, om de röntgenafbeelding zo te kalibreren dat een accurate afmeting van het bot afgemeten kan worden, zijn realistisch?

Epidemiologie

- Wanneer wordt een röntgenafbeelding gemaakt?
- Hoeveel röntgenafbeeldingen worden per jaar gemaakt?

Verbetering

- Waar zit verbetering voor het maken van een röntgenafbeelding en de kwaliteit hiervan?
- Hoe kijkt u tegen het gebruik van referentieobjecten aan?

3. Uitgewerkt interview

Tekst gebaseerd op interview waarbij ook een praktijk nagebootste demonstratie is gegeven: Naam: Rob van Boxtel

Specialisme: Coördinerend teamleider radiologie Elisabeth Tweesteden Ziekenhuis **Datum:** 16-05-2019

Proces

Welke type röntgenapparatuur worden gebruikt in het Elisabeth-TweeSteden Ziekenhuis (ETZ)?

Er zijn verschillen in de soorten röntgenapparaten, zoals een C-boog of een Bucky-Potter, die gebruikt worden op de afdelingen radiologie en Spoedeisende Hulp.

Hoe ziet de handeling van het maken van een röntgenafbeelding eruit?

Bij het maken van de röntgenafbeelding wordt de patiënt op de detectieplaat gelegd. Voor ieder lichaamsdeel is er een standaard methode waarop deze wordt afgebeeld, onafhankelijk van de verwachte pathologie. Zo wordt het middelpunt van de bundel altijd op dezelfde plek gericht met behulp van het lichtvizier. Dit is een schatting gemaakt door de röntgenlaborant. Het röntgenapparaat heeft verschillende standaardinstellingen voor de verschillende lichaamsdelen. Hierdoor kan met een geautomatiseerde afstand tot de detectieplaat en dosis een röntgenafbeelding gemaakt worden. Wanneer de eerste röntgenafbeelding is gemaakt, draait de patiënt het lichaamsdeel en wordt een nieuwe röntgenafbeelding gemaakt. Voor röntgenafbeelding te maken. Uiteindelijk worden twee röntgenafbeeldingen, die loodrecht op elkaar staan, gemaakt: anterior-posterior en lateraal. Deze röntgenafbeeldingen naar de arts worden doorgestuurd. Met behulp van een diagnostisch programma (SECTRA) voor röntgenafbeeldingen kan de arts afmetingen van het bot in de röntgenafbeelding opmeten. Echter, deze lengte is niet betrouwbaar doordat naar een niet gekalibreerde projectie van het bot wordt gekeken.

Welke handelingen voert u uit na het maken van een röntgenafbeelding van de pijpbeenderen?

Na het maken van de röntgenafbeelding wordt gekeken naar de kwaliteit van de röntgenafbeelding. Hierbij wordt gelet op de aanwezigheid van artefacten en de zichtbaarheid van het lichaamsdeel op de röntgenafbeelding. Deze beoordeling wordt gedaan door de röntgenlaborant en is daardoor persoonsafhankelijk. Wanneer de röntgenafbeelding onbruikbaar is, wordt een nieuwe röntgenafbeelding gemaakt. De helderheid en het contrast van de röntgenafbeelding worden niet aangepast.

Wordt bij het afbeelden van extremiteiten een vaste afstand aangehouden tussen de detectieplaat en de bron? Zo nee, hoeveel varieert deze maximaal?

Op de afdeling radiologie wordt voor extremiteiten een standaardafstand van 110 cm, tussen de detectieplaat en bron, gebruikt.

Liggen de extremiteiten altijd direct op de detectieplaat, of zit hier soms afstand tussen?

De pijpbeenderen liggen over het algemeen direct op de detectieplaat. Echter, bij elke patiënt is de vet- en spierlaag verschillend, waardoor het bot een variabele oriëntatie en positie tot de detectieplaat heeft. De detectieplaat van Bucky-Potter wordt in sommige gevallen onder het bed geplaatst. Het bed is bol aan de onderkant, waardoor het lastig is om deze plaat dicht tegen het bed aan te plaatsen. Een C-boog heeft altijd een vaste afstand tussen bron en detectieplaat. Bij de afdeling Spoedeisende Hulp wordt de C-boog om het bed geplaatst, waardoor er een grotere afstand tussen het bot en de detectieplaat wordt gecreëerd.

Hoe worden patiënten in de praktijk in de juiste positie 'gelegd' en heeft dit beperkingen?

Het lichaamsdeel wordt plat neergelegd, maar door pijnklachten is dit niet altijd mogelijk.

Hoe worden de dosis en de apertuur veranderd, wanneer een röntgenafbeelding wordt gemaakt? De apertuur wordt, door middel van het lichtvenster, handmatig door de röntgenlaborant aangepast. De stralingsdosis heeft een vaste waarde afhankelijk van het lichaamsdeel en deze waarde staat standaard ingesteld op het apparaat.

Welke mogelijke oplossingen, om de röntgenafbeelding zo te kalibreren dat een accurate afmeting van het bot afgemeten kan worden, zijn realistisch?

Het probleem ligt voornamelijk bij het ontbreken van een correct referentiepunt. Dit referentiepunt is noodzakelijk om de kalibratie uit te kunnen voeren, zodat de daadwerkelijke afmetingen van het bot berekend kunnen worden. In het ETZ zijn hiervoor al voorwerpen uitgetest door orthopeden. Zo werd een kogel in een schuimrubberen koker gebruikt als referentiepunt bij het afbeelden van de heupkop. De kogel werd tussen de benen van de patiënt geplaatst en in de koker op de juiste hoogte afgesteld. Software kan vervolgens automatisch de kogel vinden in de röntgenafbeelding en hiermee een kalibratie uitvoeren. Het tweede referentieobject dat werd gebruikt, is een keycord met ringen dat om de nek werd gehangen. Deze methode heeft echter nadelen, aangezien de ringen recht onder de bron moeten liggen. Wanneer dit niet gebeurt, zullen ovalen ontstaan op de röntgenafbeelding.

Epidemiologie

Wanneer wordt een röntgenafbeelding gemaakt?

Eerst onderzoekt de huisarts bij een vermoeden van letsel, met behulp van diverse diagnostische testen, het lichaamsdeel. Vervolgens verwijst de huisarts bij vermoeden van een fractuur de patiënt door naar het ziekenhuis voor het maken van een röntgenafbeelding. Op deze wijze komen de meeste patiënten bij het ziekenhuis binnen.

Hoeveel röntgenafbeeldingen worden per jaar gemaakt?

Per jaar worden ongeveer 150.000 röntgenafbeeldingen gemaakt in de drie ziekenhuizen van het ETZ, hieronder vallen onder andere longafbeeldingen. Van de 150.000 röntgenafbeeldingen wordt ongeveer 3-4% afgekeurd vanwege artefacten.

Verbetering

Waar zit verbetering voor het maken van een röntgenafbeelding en de kwaliteit hiervan?

Ondanks de protocollen voor het maken van een röntgenafbeelding per lichaamsdeel, ontstaan toch variaties tussen de röntgenafbeeldingen. Deze variaties ontstaan, doordat de röntgenlaboranten de lichaamsdelen net iets anders neerleggen op de detectieplaat. Dit zorgt ervoor dat de afstand tussen het bot en de detectieplaat variabel is. Ook kan de oriëntatie en positie van het bot binnen het lichaamsdeel anders zijn, waardoor de röntgenafbeeldingen door verschillende projecties niet altijd te vergelijken zijn.

Hoe kijkt u tegen het gebruik van referentieobjecten aan?

De hierboven genoemde referentieobjecten zijn reeds aanwezig in het ziekenhuis, maar worden tegenwoordig nog maar zelden aangevraagd door artsen. Bij gebruik van deze referentieobjecten

kunnen de daadwerkelijke afmetingen van het bot niet accuraat worden gemeten. Het gebruik van referentieobjecten zorgt altijd voor een benadering van de daadwerkelijke afmeting van het bot.

Overig

In België wordt gebruik gemaakt van een dynamische film om te kijken of het af te beelden lichaamsdeel in het midden, met de juiste oriëntatie, van de röntgenafbeelding ligt. Door het maken van deze dynamische film wordt de patiënt extra blootgesteld aan röntgenstraling.

In de nieuwe röntgenapparatuur van Philips in het ETZ zit een camera. Met deze camera kan de oriëntatie en positie van het lichaamsdeel ook van buitenaf bekeken worden. Desondanks is het door de privacywet lastig om de camera in de praktijk toe te passen.

In het ETZ Tweesteden is een röntgenapparaat aanwezig, waarmee de gewenste afstand tussen de bron en de huid afgesteld kan worden. Dit wordt gedaan door twee laserstralen die elkaar kruisen. Vervolgens wordt de patiënt zo gepositioneerd dat de kruising van de lasers ter hoogte van de huid van het betreffende lichaamsdeel valt.

Wanneer de fractuur in het gewricht zit, wordt besloten om een CT-scan te maken. Deze CT-scan zorgt voor meer duidelijkheid over de afmetingen en de locatie van de fractuur in het gewricht. Met behulp van deze informatie wordt geprobeerd om zo min mogelijk callus vorming te verkrijgen in het gewricht.

4. Protocol fysisch röntgenonderzoek

Aandachtspunten voor de opstelling van het onderzoek:

- De oriëntatie van het fantoom zal zoveel mogelijk gelijk worden gehouden om de resultaten vergelijkbaar te maken voor verschillende variabelen.
- Alle röntgenafbeeldingen die tijdens deze protocollen zijn gemaakt, worden opgeslagen op een externe database.

Benodigde materialen

- Röntgenapparaat 9800 OEC scanner, C-boog
- Röntgenapparaat Mobilett XP
- Bucky-Potter detectieplaat
- Fantomen
 - €0,05 munt
 - o **€0,10 munt**
 - o **€0,20** munt
 - o 9x €0,50 munt
 - o **€2,- munt**
- Materiaal om verschillende hoogten te realiseren
 - Plastic ondergrond van 0,8 cm hoogte
 - 6 keer acrylblokken van 5,2 cm hoogte
 - 2 keer 1 cm hoog blok
 - 2 keer 1,5 cm hoog blok
 - 2 keer 2,5 cm hoog blok

- Tafel van 122 cm hoog
- Rolmaat
- Elektronische schuifmaat
- Software: Microsoft Excel, MATLAB 2019a & IBM SPSS Statistics 25

4.1 Variabele A

Doel

Invloed bepalen van de afstand tussen de bron en de detectieplaat op de vergroting.

Variabele A is de afstand tussen het röntgenapparaat en de detectieplaat. Doordat er op dit moment in de kliniek hier geen vaste afstand voor wordt gehanteerd, geeft dit onzekerheid over de vergroting van de afbeelding en daarmee de (schatting van de) daadwerkelijke lengte en breedte van het bot. Daarom wordt onderzocht wat de invloed van deze afstand is op de vergroting.

Protocol

De apertuur en de variabelen C en D zullen tijdens dit protocol gelijk blijven. Het fantoom zal steeds op dezelfde locatie en met dezelfde oriëntatie neergelegd worden.

- Bepaal de daadwerkelijke diameter en hoogte van het fantoom en noteer deze in Microsoft Excel
- Plaats de vijf munten in een plus vorm (zie Figuur 3), met de 20 cent in het midden, op het midden van de Bucky-Potter detectieplaat onder de Mobilett XP
- 3. Stel variabele A in op 50 cm en noteer deze afstand in Microsoft Excel
- Gebruik de femur stand om een afbeelding te maken, met 70 kV, 350 mA, 8 mAs en een apertuur van 10x10.
- 5. Maak een röntgenafbeelding van deze situatie
- 6. Noteer de tijd en de exposure index (EXI)
- 7. Stel de hoogte en de oriëntatie van het röntgenapparaat op dezelfde wijze opnieuw in
- 8. Maak een tweede röntgenafbeelding van deze situatie
- 9. Noteer de tijd en de exposure index (EXI)
- 10. Herhaal stap 7 t/m 9 voor de derde röntgenafbeelding
- 11. Herhaal stap 3 t/m 10 met variabele A is 60, 70, 80, 90, 100 en 110 cm

4.2 Variabele verhouding B/C & D

Doel variabele verhouding B/C

Invloed bepalen van de verhouding tussen variabele B (afstand tussen röntgenbron en de onderkant van de munt) en C (afstand tussen de onderkant van de munt en detectieplaat).

In de kliniek vindt variatie plaats tussen de verhouding B/C. Dit kan komen doordat het weefsel niet op de detectieplaat ligt of doordat de hoeveelheid weefsel tussen de detectieplaat en het bot bij ieder



Figuur 3: Opstelling munten variabele A

persoon varieert. Een voorbeeld hiervan is vet- of spierweefsel. Er wordt vanuit gegaan dat A = B + C, om vast te stellen wat de waarde van B en C zijn wordt vanaf de onderkant van het fantoom gemeten.

Doel variabele D

Invloed bepalen van de loodrechte afstand tussen het middelpunt van het fantoom en de middellijn van de stralingsbundel.

Variabele D is de afstand tussen het middelpunt van het af te beelden object en het middelpunt van de detectieplaat. Deze variabele wordt onderzocht om te kijken of de hoek van de stralen, uit de divergerende bundel, de vergroting beïnvloed. Dit kan van belang zijn wanneer de afgebeelde structuur in de patiënt niet midden op de detectieplaat onder het röntgenapparaat ligt.

Protocol voor C-boog

Een kruis van €0,50 munten zal bij de variabele verhouding B/C als fantoom op de tafel blijven liggen (zie Figuur 4).

Het kruis wordt gebruikt om variabele D te kunnen meten. Voor de variabele verhouding B/C wordt alleen gekeken naar de middelste munt. Tijdens dit protocol zal de variabele A gelijk blijven. De C-boog wordt zo afgesteld dat de detectieplaat boven zit en de bron onder.

- Bepaal de afmetingen van de €0,50 munt, de onderlinge afstand tussen de munten en variabele A en noteer deze in Microsoft Excel
- Plaats de munten in een kruis op het midden van de tafel, waarbij de detectieplaat van de C-boog zo dicht mogelijk bij de tafel staat met een waarde van variabele C is 8,8 cm



van de tafel, waarbij de detectieplaat van de *Figuur 4: Opstelling* $\notin 0,50$ *munten bij variabele* C-boog zo dicht mogelijk bij de tafel staat *verhouding B/C en variabele D*

- 3. Meet de afstand tussen de tafel en de detectieplaat van de C-boog en noteer deze afstand in Microsoft Excel
- 4. Stel de volgende waarde in: 70 kV, 350 mA, 8 mAs en een apertuur van 10x10.
- 5. Maak drie röntgenafbeeldingen van deze situatie
- Vergroot de waarde van variabele C met stappen van 2,5 cm door de C-boog in hoogte te veranderen, waarbij de positie en oriëntatie van het fantoom op dezelfde wijze op de tafel blijven liggen
- 7. Maak drie röntgenafbeeldingen per situatie
- 8. Herhaal stap 6 en 7 voor de waarde van C tot en met 52,7 cm (de maximale hoogte van de Cboog).

Protocol voor Bucky-Potter

Een kruis van €0,50 munten (zie Figuur 5) zal bij de variabele verhouding B/C als fantoom worden gebruikt.

Het kruis wordt gebruikt om variabele D te kunnen meten. Voor de variabele verhouding B/C wordt alleen gekeken naar de middelste munt. Tijdens dit protocol zal de variabele A gelijk blijven met een waarde van 110 cm. De munten zullen steeds met dezelfde oriëntatie neergelegd worden.

- 1. Bepaal de afmetingen van de €0,50 munt, de onderlinge afstand tussen de munten en variabele A en noteer deze in Microsoft Excel.
- 2. Plaats de munten in een kruis op het midden van de detectieplaat, waarbij de waarde van variabele C 0 cm is en noteer deze waarde in Figuur 5: Opstelling €0,50 munten variabele Microsoft Excel



verhouding B/C bij Bucky-Potter

- 3. Gebruik de *femur stand* om een afbeelding te maken, met 70 kV, 350 mA, 8 mAs en een apertuur van 10x10.
- 4. Maak drie röntgenafbeeldingen van deze situatie
- 5. Verwijder het fantoom van de detectieplaat
- 6. Plaats de munten in een kruis op een plastic ondergrond, waarbij de waarde van variabele C 0,8 cm is en noteer deze waarde in Microsoft Excel
- 7. Maak drie röntgenafbeeldingen van deze situatie
- 8. Pas de waarde van variabele C stapsgewijs aan met behulp van 1; 1,5; 2,5 en 5,2 cm blokken, de munten zullen ten aller tijden op de plastic ondergrond blijven liggen. De blokken zullen aan de zijkant van de plastic ondergrond geplaatst worden om te zorgen voor verhoging, waardoor dit materiaal niet overlapt met de munten. Hierbij ligt de oriëntatie en de positie van de munten ongeveer gelijk
- 9. Maak drie röntgenafbeeldingen per situatie
- 10. Herhaal stap 7 en 8 tot een waarde van variabele C is 21,4 cm

4.3 Analyse

De gemaakte röntgenafbeeldingen zullen met behulp van MATLAB R2019a geanalyseerd worden. Hierdoor kunnen de röntgenafbeeldingen vergeleken worden zonder variatie binnen de afbeeldingen en verandering van externe variabelen. De MATLAB-scripts, dat worden gebruikt, zijn te vinden in Bijlage 5.

Stappenplan voor Bucky-Potter

- 1. Download de röntgenafbeeldingen van de DICOM server van de UT en zorg dat dit een .dcm bestand wordt
- 2. Laad de röntgenafbeeldingen van de Bucky-Potter in het MATLAB-script (zie Bijlage 5)
 - a. Variabele A: meet de straal van de €0,20 munt door de straal bij imfindcircles neer te zetten als [50 90]

- b. *Variabele verhouding B/C*: meet de straal van de €0,50 munt in het midden van de afbeelding. Zet hierbij de straal bij *imfindcircles* neer te zetten als [75 90]
- c. Variabele D: meet de straal van al de €0,50 munten van de afbeelding. Zet hierbij de straal van bij *imfindcircles* als [75 95]
- 3. Noteer de gevonden waarden voor de straal in Microsoft Excel voor elke variabele
- 4. Maak voor iedere variabele een grafiek om de invloed van de variabele weer te geven
- 5. Bereken voor iedere variabelen de gemiddelde waarde en de standaarddeviatie met behulp van IBM SPSS Statistics 25
 - a. Variabele A: bereken 1 waarde voor de variabele A
 - b. Variabele verhouding B/C: bereken de waarden voor iedere verhouding van B/C
 - c. Variabele D: bereken de waarden voor variabele D bij wisselende waarde voor variabele verhouding B/C

Stappenplan voor C-boog

- 1. Download de röntgenafbeeldingen van de DICOM server van de UT en zorg dat dit een .dcm bestand wordt
- Laad de röntgenafbeeldingen van de C-boog in het MATLAB-script script C-boog var B/C en script C-boog var D (zie Bijlage 5)
 - a. Variabele verhouding B/C: meet de straal van de middelste €0,50 munt in de afbeelding. Stel hierbij de straal bij imfindcircles in als [10 40] in het script script C-boog var B/C
 - b. Variabele D: meet het oppervlakte in pixels van munt 1, 2 en 3 (zie Figuur 6). Het script hiervoor is script C-boog var D
- 3. Noteer de gevonden waarden voor de straal of de oppervlakte in Microsoft Excel



Figuur 6: Opstelling variabele D, waarin de te meten munten zijn aangegeven.

4. Maak voor iedere variabele een grafiek om de invloed van de variabele weer te geven

5. MATLAB-script fysisch onderzoek

5.1 Script voor Bucky-Potter

```
clear all
clc
x = dicomread ('IMO.dcm'); % Inladen röntgenafbeelding.
J = imadjust(x); % Aanpassen intensiteit van de röntgenafbeelding.
imshow(J) % Afbeelden van de afbeelding.
[centers, radii, metric] = imfindcircles (J, [75 90],
'ObjectPolarity',
'dark', 'Sensitivity', 0.98,'EdgeThreshold',0.1); % Zoeken naar
cirkels in de afbeelding. De straal van de cirkels, waartussen wordt
gezocht, is bij variabele verhouding B/C en D [75 90] en bij
variabele A [50 90]. Hierbij wordt gezocht naar cirkels die
donkerder zijn dan de achtergrond. Hierbij wordt getracht zoveel
mogelijk cirkels te vinden.
```

```
centercirkel = centers(2:2,:); % Deze waarde wordt gegeven voor de
tweede cirkel die het script kan vinden. Deze waarden kunnen
aangepast worden om van de juiste munt de afmetingen te geven.
radiicirkel = radii(2:2);
metriccirkel = metric(2:2);
viscircles(centercirkel, radiicirkel,'Color','b'); % De gevonden
cirkel wordt blauw omlijnd.
radiicirkel % Dit geeft de waarde voor de straal van de aangegeven
cirkel.
```

5.2 Script voor C-boog variabele verhouding B/C

```
clear all
clc
x = dicomread ('IM39.dcm'); % Inladen röntgenafbeelding.
P = imadjust(x); % Aanpassen intensiteit van de röntgenafbeelding.
J=im2bw(P,0.9); % Deze waarde is gekozen om de intensiteit over de
gehele röntgenafbeelding gelijk te maken.
imshow(J) % Afbeelden van de afbeelding.
[centers, radii, metric] = imfindcircles (J, [10 40],
ObjectPolarity', 'dark', 'Sensitivity', 0.98, 'EdgeThreshold', 0.1); %
Zoeken naar cirkels in de afbeelding. De straal van de cirkels,
waartussen wordt gezocht, is bij variabele verhouding B/C [10 40] en
bij variabele D [50 90]. Hierbij wordt gezocht naar cirkels die
donkerder zijn dan de achtergrond. Hierbij wordt getracht zoveel
mogelijk cirkels te vinden.
s=6; %Hiermee wordt de 6de cirkel weergegeven die het script kan
vinden
centercirkel = centers(s:s,:); % Deze waarde wordt gegeven voor de
tweede cirkel die het script kan vinden. Deze waarden kunnen
aangepast worden om van de juiste munt de afmetingen te geven.
radiicirkel = radii(s:s);
metriccirkel = metric(s:s);
viscircles(centercirkel, radiicirkel, 'Color', 'b'); % De gevonden
cirkel wordt blauw omlijnd.
radiicirkel % Dit geeft de waarde voor de straal van de aangegeven
cirkel.
```

5.3 Script voor C-boog variabele D

```
clear all
%close all
%clc
x = dicomread ('IM43.dcm'); % Inladen röntgenafbeelding.
P = imadjust(x); % Aanpassen intensiteit van de röntgenafbeelding.
R = imcrop(P);
img = imbinarize(R,0.9);
%blackImage = false(240, 320);
numberOfPixels = numel(img)
numberOfBlackPixels = sum(~img(:))
imshow(img)
```

6. Resultaten fysisch onderzoek

6.1 Variabele A

One-Sample Statistics

	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean
PixelwaardeA	24	68,692733	,1079822	,0220418

6.2 Variabele verhouding B/C

One-Sample Statistics

	Ν	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean
BC136	3	76,221533	,3010137	,1737903
BC60	3	76,667933	,0977444	,0564328
BC46	3	76,580467	,0773215	,0446416
BC32	3	77,197333	,2907443	,1678613
BC24	3	77,895300	,4009652	,2314974
BC21	3	78,114933	,0447795	,0258535
BC18	3	78,632967	,1846204	,1065907
BC17	3	79,674467	,0518206	,0299186
BC14	3	80,142167	,1293524	,0746816
BC13	3	80,752733	,0565991	,0326775
BC11	3	81,580233	,0251048	,0144943
BC10.6	3	82,217167	,1064268	,0614455
BC10	3	82,571833	,0906475	,0523354
BC9	3	83,323667	,1278678	,0738245
BC8.8	3	82,441733	,1552667	,0896433
BC8	3	83,135867	,0323706	,0186892
BC7.7	3	83,515367	,0935101	,0539881
BC7	3	84,486367	,0675201	,0389827
BC6.5	3	85,563967	,0779867	,0450256
BC6.2	3	86,007433	,3404630	,1965664

BC5.8	3	87,071933	,1815132	,1047967
BC5.7	3	87,043067	,1928367	,1113343
BC5.3	3	87,612400	,0153480	,0088612
BC5.1	2	88,039650	,2007476	,1419500
BC4.8	3	88,679667	,0390487	,0225448
BC4.5	3	88,849933	,1538574	,0888296
BC4.4	3	89,303700	,2639827	,1524105
BC4.1	3	89,089933	,9645978	,5569108



Figuur 7: Afstand variabele C uitgezet tegen radius munt (pixels). Deze variabele is afhankelijk van variatie in variabele B, bij een constante variabele A.

6.3 Variabele D

One-Sample Statistics

	Ν	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean
Munt1C0	3	73,440233	,2774780	,1602020
Munt2C0	3	73,611700	,2523718	,1457069
Munt3C0	3	73,842133	,2028581	,1171202
Munt4C0	3	73,805800	,1834525	,1059163
Munt5C0	3	73,864300	,2584826	,1492350

One-Sample Statistics

	Ν	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean
Munt1C5	3	79,459067	,0811178	,0468334
Munt2C5	3	79,675367	,0815623	,0470900
Munt3C5	3	79,751700	,2071053	,1195723
Munt4C5	3	79,852433	,1393369	,0804462
Munt5C5	3	79,771933	,1462548	,0844402

One-Sample Statistics

_	Ν	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean
Munt1C10	3	83,646500	,1379076	,0796210
Munt2C10	3	83,759600	,0700842	,0404631
Munt3C10	3	83,908733	,0923202	,0533011
Munt4C10	3	84,249500	,1059721	,0611830

One-Sample Statistics

	Ν	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean
Munt1C15	3	88,306300	,3309571	,1910782
Munt2C15	3	88,363767	,1596634	,0921817
Munt3C15	3	88,439533	,2784780	,1607794
Munt4C15	3	88,555500	,0730540	,0421778

7. Tabel referentieobjecten

Type referentieobject	Voordelen	Nadelen
Geen referentieobject Omrekening vanuit de detectieplaat waarbij diens afmetingen omgezet worden tot pixelgrootte	Voor de röntgenlaborant geen extra handeling.	De afmeting van de projectie wordt gemeten en niet de daadwerkelijke afmeting van het bot.
Meetlat	Kan ook gebruik worden om meerdere röntgenafbeeldingen aan elkaar te maken voor panorama, als hij niet meer	Geen toevoeging in vergelijking met de omrekening van de detectieplaat als de meetlat op de detectieplaat ligt.

	recht is op de röntgenafbeelding weet je gelijk dat er vervorming is.	Afmeting in 1 richting te bepalen.	
Munt	Vergrotingsfactor ter hoogte van de detectieplaat bekend.	Kan ovaal geprojecteerd worden, kan een ribbelige rand hebben en moet omgerekend worden in plaats van afgelezen.	
Ringen aan keycord	Cirkel als referentie op de huid. Door te schoon te maken voor meerdere patiënten bruikbaar.	Moeilijk recht te leggen, snel een ovale projectie waardoor deze niet meer kan worden herkent door software.	
Bal	Hoeft niet loodrecht ten opzichte van de röntgenbron te liggen.	Ruimte tussen middelpunt van de bal en de huid blijft altijd minimaal zo groot als de straal van de bal.	
Kogel in koker	De hoogte van de kogel in de koker is af te stellen naar de hoogte van het bot.	De hoogte van het bot wordt geschat.	
Looddraad in een wonddoek	Wonddoek al in ziekenhuis aanwezig.	Vervormt snel en daardoor niet nauwkeurig.	
Kippengaas	Vaste afstanden en vervormt minder snel bij vastpakken.	In huidige toestand alleen voor onderzoeksdoeleinden.	
Metalen raster in band	Vervormt mee met de bolling van de huid. Herbruikbaar.	Misschien lastiger te bevestigen.	
Pleister met verweven metalen raster	Indien de pleister zelf lastig te vervormen (stug) is, dan behoudt het raster zelf ook goed zijn vorm. Blijft op dezelfde plek op de huid, dus als de huid weinig schuift dan is dat ook handig als er nog een laterale foto wordt gemaakt.	Waarschijnlijk duur om te introduceren, misschien wel goedkoop op termijn. Moeilijk als een spalk om heen zit. Moet worden weggegooid per patiënt.	
Plat flexibel siliconen matje met ingekapseld metalen raster, welke vastgeplakt kan worden met medisch tape	Herbruikbaar bij patiënten.	Kan verschuiven of los gaan bij beweging.	

8. Protocol klinisch röntgenonderzoek

Inleiding

Met het klinisch onderzoek wordt een potentiële oplossing getest, de SiGrid. Hiervoor wordt gebruik gemaakt van een raster, die is gemaakt van kippengaas. Met dit raster worden vijf verschillende mogelijke toepassingen van het raster gebruikt.

- 1. Een raster van één rij op de bovenkant van het fantoom
- 2. Een raster van één rij in negentig graden, die de bovenkant en zijkant van het fantoom bedekt
- 3. Een raster van één rij die met het fantoom meegebogen was, waarbij de bovenkant en zijkant van het fantoom bedekt werden
- 4. Een raster rondom het fantoom, die alle kanten van het fantoom bedekt
- 5. Een groot raster op de bovenkant van het fantoom

Doel

Klinisch testen van het raster, de SiGrid, als referentieobject, door gebruik te maken van botten in een stuk kippenpoot.

Benodigdheden

- Kippengaas 1x1cm
- Ontsmettingsdoekjes + alcohol
- Kippenpoot
- Huishoudfolie
- Keukenpapier
- Schilderstape
- Placemat
- Röntgenapparaat Mobilett XP
- Bucky-Potter detectieplaat
- Acrylblokken
- Software: Microsoft Excel & MATLAB 2019a

8.1 Stappenplan

Voor al de te maken röntgenafbeeldingen is de instelling van het femur gebruikt, die in de Mobilett XP aanwezig is.

- 1. Dep het vocht van de kip af met keukenpapier
- 2. Pak de kippenpoot in met huishoudfolie⁶
- 3. Plaats de placemat op de detectieplaat
- 4. Leg de met huishoudfolie ingepakte kippenpoot op de placemat
- 5. Stel de Bucky-Potter in met een afstand van 110 cm van de bron naar de detectieplaat
- 6. Maak een röntgenafbeelding van deze situatie

⁶ De kippenpoot wordt ingepakt vanwege de hygiëne in de röntgenruimte. Zorg ervoor dat 'vieze' kippenhanden geen schone plekken aanraken.

- 7. Vorm kippengaas aansluitend over de bovenkant van de kippenpoot, zonder overlap, waarbij raster 5 ontstaat
- 8. Bevestig het kippengaas met tape aan het huishoudfolie van de kippenpoot
- 9. Maak een foto van deze opstelling voor latere referentie
- 10. Maak een röntgenafbeelding van deze opstelling
- 11. Vorm kippengaas om de kippenpoot en bevestig deze met tape, waarbij raster 4 ontstaat
- 12. Maak een röntgenafbeelding van deze opstelling
- 13. Draai het bot en maak een röntgenafbeelding
- 14. Leg een raster op de bovenkant van de kippenpoot en bevestig deze met tape, waarbij raster 1 ontstaat
- 15. Maak een röntgenafbeelding van deze situatie
- 16. Plaats het raster aan de bovenkant met een hoek van negentig graden naar de zijkant van het fantoom, waarbij raster 2 ontstaat
- 17. Maak een röntgenafbeelding van deze situatie
- 18. Draai de kippenpoot negentig graden en maak hier ook een röntgenafbeelding van
- 19. Plaats het raster op de kip, waarbij raster 3 ontstaat
- 20. Maak twee röntgenafbeeldingen van de vijf verschillende rasters
- 21. Plaats de placemat, met de kippenpoot en rasters, op het acrylblok om de verhouding B/C aan te passen. Noteer dit in Microsoft Excel
- 22. Maak een röntgenafbeelding van deze opstelling
- 23. Verhoog het eerste acrylblok met een tweede acrylblok, waarna de placemat met de kippenpoot en rasters hierop worden gelegd. Noteer dit in Microsoft Excel
- 24. Maak een röntgenafbeelding van deze opstelling
- 25. Plaats een derde acrylblok op de andere twee acrylblokken met daarop de placemat met de kippenpoot en rasters
- 26. Maak voor de laatste opstelling een röntgenafbeelding

8.2 Analyse

Doel

Met behulp van de rasters zal een omrekeningsfactor per röntgenafbeelding bepaald worden om zo de daadwerkelijke afmetingen van het bot te meten op de röntgenafbeelding. Er wordt gewerkt met MATLAB, omdat deze methode klinisch representatief is.

Stappenplan

- 1. Download de röntgenafbeeldingen van de DICOM server van de UT en zorg dat dit een .dcm bestand wordt
- 2. Laad de röntgenafbeelding in het MATLAB-script (zie Bijlage 9)
- 3. Selecteer Measure distance uit de functie van imtool
- Meet de lengte van het onderbeen en bovenbeen van de kippenpoot van de röntgenafbeeldingen en noteer de waarden van de lengten per röntgenafbeelding in Microsoft Excel.
- 5. Meet vervolgens de verschillende rasters (volgens de protocollen hieronder), die op de verschillende röntgenafbeelding zichtbaar zijn, waarbij wordt ingezoomd om het midden van

de kruising van het raster te meten. Noteer deze waarden per röntgenafbeelding in Microsoft Excel

- 6. Meet de daadwerkelijke afmetingen van het raster en noteer deze in Microsoft Excel
- 7. Kook het vlees van de kippenpoot en meet vervolgens de lengte en breedte van de botten in de kippenpoot
- 8. Vergelijk de afmetingen van het raster op de röntgenafbeelding met de daadwerkelijke afmetingen en maak een omrekeningsfactor voor elke afmeting
- 9. Bereken met de omrekeningsfactor de omgerekende afmetingen van de botten op de röntgenafbeelding
- 10. Vergelijk de omgerekende afmetingen van het bot met de daadwerkelijke afmetingen

SiGrid optie 1

- 1. Meet de lengte en breedte van SiGrid optie 1 in de röntgenafbeelding geladen in MATLAB
- 2. Reken de pixelwaarde van de lengte en breedte om naar millimeters aan de hand van de eerder gemeten daadwerkelijke afmetingen van het raster
- 3. Meet de lengte en breedte van het onderbeen van de kleine kip in MATLAB
- 4. Reken met de omrekeningsfactor gekregen uit stap 2 de waarde van de kleine kip om
- 5. Bereken het verschil van de omgerekende afmetingen van het bot met de echte afmetingen van het bot en zet dit uit in een percentage

SiGrid optie 2 en 3

- 1. Meet de lengte en breedte van SiGrid optie 2 in de röntgenafbeelding geladen in MATLAB
- 2. Bepaal de omrekeningsfactor door de daadwerkelijke afmetingen van het raster te delen door de gemeten afmetingen van het raster in pixels
- 3. Bepaal uit de laterale röntgenafbeelding de waarden van variabele C:
 - a. C1 is de afstand van weefsel tot de zijkant van het weefsel
 - b. C2 is de afstand van het midden van het bot tot de zijkant van het weefsel
- 4. Corrigeer deze waarden van variabele C met de omrekeningsfactor bepaald in stap 2 door de variabelen C te vermenigvuldigen met de omrekeningsfactor
- 5. Bepaal de *Radius munt* met de Formule 4 verkregen uit het fysisch röntgenonderzoek per gecorrigeerde waarde van variabele C
- 6. Bepaal de vergrotingsfactor door radius munt (Cbot) te delen door radius munt (C1)
- 7. Bereken de lengte van het bot (in pixels) om naar centimeters door deze te vermenigvuldigen met de omrekeningsfactor
- 8. Corrigeer deze door te delen door de vergrotingsfactor
- 9. Bepaal het absolute verschil tussen de daadwerkelijke lengte van het bot en de gecorrigeerde afmeting van het bot (uit stap 8)

SiGrid optie 4

Aanname: het onderbeen is een cilindervormig object

- 1. Meet de lengte en breedte van SiGrid optie 4 in de röntgenafbeelding geladen in MATLAB van zowel het raster onder de kip als boven de kip voor hokjes dicht bij elkaar in de buurt
- 2. Bepaal de omrekeningsfactor door de daadwerkelijke afmetingen van het raster te delen door het gemeten gemiddelde van raster bovenkant kip en raster onderkant kip
- 3. Schat met MATLAB het middelpunt van het onderbeen van de grote kip

- 4. Meet met behulp van MATLAB de afstand tussen dit middelpunt en de rand van het fantoom. Dit geeft de straal
- 5. Bepaal de hoogte van het raster op het fantoom(afstand C) door de straal te vermenigvuldigen met twee. Deze waarde staat gelijk aan dikte onderbeen
- 6. Bepaal de benaderde diameter door dikte onderbeen te vermenigvuldigen met de omrekeningsfactor voor zowel het raster aan de bovenkant van de kip als het raster onder de kip
- 7. Bepaal de *Radius munt*en met de Formule 4 verkregen uit het fysisch röntgenonderzoek per gecorrigeerde waarde van variabele C om hier een vergrotingsfactor mee te berekenen
- 8. Bepaal de vergrotingsfactoren door radius munt (C3) te delen door radius munt (C1)
- 9. Bereken de lengten van het bot (in pixels) om naar centimeters door deze te vermenigvuldigen met de omrekeningsfactor
- 10. Corrigeer deze door te delen door de vergrotingsfactoren
- 11. Bepaal de absolute verschillen tussen de daadwerkelijke lengte van het bot en de gecorrigeerde afmeting van het bot (uit stap 10)

SiGrid optie 5

Aanname: het bovenbeen is een uitrekt cilindermodel (een blok met halve cilinders aan de zijkant).

- 1. Bepaal de omrekeningsfactor door de daadwerkelijke afmetingen van het raster in zowel de lengte als de breedterichting te delen door het gemeten gemiddelde van raster
- 2. Meet de lengte in de röntgenafbeelding geladen in MATLAB vanaf het middelpunt van het bot tot de dichtstbijzijnde laterale zijde van het fantoom. Dit geeft de straal
- 3. Bepaal de hoogte van het raster op het fantoom(afstand C) door de straal te vermenigvuldigen met twee. Deze waarde staat gelijk aan dikte onderbeen
- 4. Bepaal de benaderde diameter door dikte onderbeen te vermenigvuldigen met de omrekeningsfactor
- 5. Bepaal de *Radius munt* met de Formule 4 verkregen uit het fysisch röntgenonderzoek per gecorrigeerde waarde van variabele C om hier een vergrotingsfactor mee te berekenen
- 6. Bepaal de vergrotingsfactor door radius munt (C3) te delen door radius munt (C1)
- 7. Bereken de lengte van het bot (in pixels) om naar centimeters door deze te vermenigvuldigen met de omrekeningsfactor
- 8. Corrigeer deze door te delen door de vergrotingsfactor
- 9. Bepaal de absolute verschillen tussen de daadwerkelijke lengte van het bot en de gecorrigeerde afmeting van het bot (uit stap 10)

9. MATLAB-script klinisch onderzoek

```
clear all
clc
x = dicomread ('IM8.dcm'); % Inladen röntgenafbeelding.
J = imadjust(x); % Aanpassen intensiteit van de röntgenafbeelding.
imshow(J) % Afbeelden van de afbeelding.
imtool(J)
```

10. Resultaten klinisch onderzoek

10.1 SiGrid optie 1

		Gemiddelde uitkomst (pixels)	Verschil (cm)	Percentage verschil (%)
Afbeelding IM19	Lengte onderbeen	96,7205	0,416813	4,58
	Breedte onderbeen	6,89732	0,024732	3,72
Afbeelding IM16	Lengte onderbeen	95,7308	0,465080	5,11
	Breedte onderbeen	6,99503	0,034503	5,19
Afbeelding IM14	Lengte onderbeen	95,6	0,452003	4,96
	Breedte onderbeen	6,91661	0,026661	4,01
Afbeelding IM12	Lengte onderbeen	95,4693	0,438927	4,82
	Breedte onderbeen	6,86203	0,021203	3,19

Afbeelding IM10	Lengte onderbeen	95,5546	0,447463	4,91
	Breedte onderbeen	6,75633	0,010633	1,60
Afbeelding IM8	Lengte onderbeen	95,3873	0,430729	4,73
	Breedte onderbeen	6,87617	0,022617	3,40
Gemiddelde	Lengte onderbeen	95,74375	0,441835	4,85
	Breedte onderbeen	6,883915	0,023392	3,52

10.2 SiGrid optie 2

IM19	Raster afmeting, evenwijdig aan de detectieplaat	Daadwerkelijke afmetingen (cm)	Omrekenfactor
Lengte raster (3 hokjes)	81,02	1,317	0,01625
Breedte raster (1 hokje)	85,50	1,35	0,0158

IM19	Pixel Vanuit lengte raster		Vanuit breedte raster	
C1 (cm)	0	0	0	
C2 (cm)	118,87	1,932	1,877	

IM19	Vanuit lengte raster	Vanuit breedte raster	
Radius munt (C1) (pixels)	75,24	76,24	
Radius munt (C2) (pixels)	76,58	76,54	
Vergrotingsfactor	1,018	1,017	

IM19	Pixels	Omgerekend met omrekeningsfactor (cm)		Gecorrigeerd met vergrotingsfactor (cm)		Verschil met daadwerkelijke afmeting bot (cm)	
		Op basis van lengte raster	Op basis van Breedte raster	Op basis van Lengte raster	Op basis van Breedte raster	Op basis van Lengte raster	Op basis van Breedte raster
Lengte bot	430,27	6,992	6,794	6,870	6,679	0,1467	0,04446
Dikte bot	50,41	0,8192	0,7960	0,8048	0,7825		

10.3 SiGrid optie 4

IM19	Pixels op kip	Pixels onder kip	Daadwerkelijke afmetingen (cm)	Omrekenfactor
Lengte raster (5 hokjes)	396,05	395,42	6,3	0,0159
Breedte raster(2 hokjes)	152,43	156,06	2,6	0,0169

IM19	Vanuit lengte raster	Vanuit breedte raster	
Dikte onderbeen (pixels)	319,81	319,81	
Benaderde diameter (cm)	5,09	5,39	

IM19	Vanuit lengte raster	Vanuit breedte raster	
C1 (cm)	0	0	
C2 (cm)	5,09	5,39	
Radius munt (C1) (pixels)	75,237	75,237	

Radius munt (C2) (pixels)	78,769	78,977
Vergrotingsfactor	1,0469	1,0497

Resultaten IM4

IM4	Pixels op kip	Pixels onder kip	Daadwerkelijke afmetingen	Omrekenfactor
Lengte raster (5 hokjes)	418,03	415,78	6,3	0,0151
Breedte raster(2 hokjes)	163,47	162,42	2,6	0,0160

IM4	Vanuit lengte raster	Vanuit breedte raster	
Dikte onderbeen (pixels)	357,07	357,07	
Benaderde diameter (cm)	5,396	5,698	

IM4	Vanuit lengte raster	Vanuit breedte raster	
C1	5,2	5,2	
C2	5,2 + 5,396 = 10,596	5,2 + 5,396 = 10,596	
Radius munt (C1)	78,845	78,845	
Radius munt (C2)	82,588	82,798	
Vergrotingsfactor	1,047	1,050	

	Onderbeen lengte (pixels)	Omgerekend met omrekeningsfactor		Gecorrigeerd met vergrotingsfactor		Verschil met daadwerkelijke afmeting bot	
		Op basis van lengte raster	Op basis van breedte raster	Op basis van lengte raster	Op basis van breedte raster	Op basis van lengte raster	Op basis van breedte raster
IM4	681,52	10,298	10,875	9,832	10,355	0,0141	0,509
IM19	645,63	10,278	10,883	9,817	10,368	0,0287	0,522
	Onderbeen breedte (pixels)	Omgerekend met omrekeningsfactor (cm) Op basis van lengte raster breedte raster		Gecorrigeerd met vergrotingsfactor (cm)			
------	-------------------------------	--	--------	--	--------------------------------		
				Op basis van lengte raster	Op basis van breedte raster		
IM4	41,77	0,6312	0,6665	0,6026	0,6347		
IM19	40,94	0,6518	0,6901	0,6225	0,6574		

10.4 SiGrid optie 5

Resultaten IM19

IM19	Pixels raster	Daadwerkelijke afmetingen (cm)	Omrekenfactor
Lengte raster (6 hokjes)	496,48	7,45	0,01501
Breedte raster (6 hokjes)	483,18	7,45	0,01542

IM19	Vanuit lengte raster	Vanuit breedte raster
D (pixels)	273,06	273,06
Benaderde diameter (cm)	4,097	4,210

IM19	Vanuit lengte raster	Vanuit breedte raster
C1 (cm)	0	0
C2 (cm)	4,097	4,210
Radius munt (C1) (pixels)	75,237	75,237
Radius munt (C2) (pixels)	78,08	78,16
Vergrotingsfactor	1,038	1,039

Resultaten IM4

IM4	Pixels raster	Daadwerkelijke afmetingen (cm)	Omrekenfactor
Lengte raster (6 hokjes)	521,54	7,45	0,01428
Breedte raster (6 hokjes)	509,39	7,45	0,01463

IM4	Vanuit lengte raster	Vanuit breedte raster	
D (pixels)	317,24	317,24	
Benaderde diameter (cm)	4,532	4,640	

IM4	Vanuit lengte raster	Vanuit breedte raster	
C1 (cm)	5,2	5,2	
C2 (cm)	9,732	9,840	
Radius munt (C1) (pixels)	78,84	78,84	
Radius munt (C2) (pixels)	81,99	82,06	
Vergrotingsfactor	1,040	1,041	

	Bovenbeen lengte (pixels)	Omgereken omrekening	nd met gsfactor (cm)	n) Gecorrigeerd met Verschil met daadwerkelijke afmeting bot (cr		et elijke oot (cm)	
		Op basis van lengte raster	Op basis van breedte raster	Op basis van lengte raster	Op basis van breedte raster	Op basis van lengte raster	Op basis van breedte raster
IM4	496,23	7,088	7,258	6,817	6,973	0,7114	0,5552
IM19	478,66	7,183	7,380	6,921	7,104	0,6069	0,4235

	Bovenbeen breedte (pixels)	Omgerekend met omrekeningsfactor (cm)		Gecorrigeerd met vergrotingsfactor (cm)	
		Op basis van lengte raster	Op basis van breedte raster	Op basis van lengte raster	Op basis van breedte raster
IM4	57,8	0,8257	0,8453	0,7940	0,8122
IM19	55,7	0,8358	0,8588	0,8054	0,8267