

Een ontwerpstudie naar een Doppler ultrasound tomografie opstelling

Sylvia van der Ree, 2202684

Begeleider: Peter van Es

Opdrachtgever: Fontys Paramedische Hogeschool, opleiding MBRT

- Juni 2016 -

Voorwoord

Voor u ligt het verslag “Een ontwerpstudie naar een Doppler ultrasound tomografie opstelling”.

Het betreft een afstudeeropdracht opgesteld door de opleiding Medisch Beeldvormende en Radiotherapeutische Technieken (MBRT) aan de Fontys Paramedische Hogeschool te Eindhoven. Door middel van wetenschappelijke artikelen, meningen en ideeën van professionals en testen in het echografielokaal op school is het ontwerp tot stand gekomen.

Mijn dank gaat uit naar Peter van Es en Fred Holtkamp voor de begeleiding en ondersteuning tijdens het project. Verder nog naar mijn familie en vrienden die me in deze periode goed hebben gesteund.

Het verslag is geschreven voor docenten van de opleiding MBRT, studenten van de opleiding MBRT en alle andere geïnteresseerden.

Eindhoven, mei 2016

Samenvatting

In de huidige samenleving wordt vooral gebruik gemaakt van angiografie voor het weergeven van vaataandoeningen van de benen. Angiografie is een invasief onderzoek, met een grote kans op complicaties. Vooral bij kinderen is door de straling van angiografie een verhoogde kans op kanker. Met name voor kinderen dient er gekeken te worden naar andere mogelijkheden dan angiografie. Een Doppler ultrasound reflectie tomografie opstelling zou een uitkomst kunnen bieden voor het visualiseren en verbeteren van de diagnostiek van vaataandoeningen van de onderste extremiteiten. Deze ontwerpstudie is uitgevoerd door middel van de methodiek van het vierfasenmodel methodisch ontwerpen. Er is met behulp van literatuur, onderzoek in de praktijk en contact met professionals onderzoek gedaan naar de beste mogelijkheden voor de opstelling. Hierbij is gekeken naar de transducer keuze, frequentie keuze, koppelingsmateriaal, positionering en artefacten. Vervolgens zijn met behulp van het morfologisch schema keuzes gemaakt op basis van kosten, onderhoud en gebruiksgemak waarbij rekening is gehouden met de beste uitkomst uit de literatuur en de mening van professionals. Uiteindelijk is er een ontwerp gemaakt dat zo goed mogelijk voldeed aan alle opgestelde eisen. Het ontwerp is visueel en tekstueel tot uiting gebracht.

Abstract

At this moment angiography is mostly used for the diagnosing vascular diseases in the lower extremities. Angiography has a high risk of complications. Especially for children, the radiation of an angiography can bring about an increased risk of cancer. The developing of a Doppler ultrasound reflection tomography construction could provide a solution. This design study is conducted following the methods of the four phase model for methodological designs. With literature, practical research and contact with a professional, there is a research conducted to find the best possibilities regarding the construction. The construction is created by looking at the best: transducer choice, frequency, coupling material and positioning. Artifacts are discussed as well. Then choices were made in the morphological diagram based on costs, maintenance and user-friendliness, taking into account the results of literature research and expert opinions. Eventually a design is made that met almost all the requirements. The design is expressed visual and textual.

Inhoudsopgave

Inleiding	6
Methode.....	9
Resultaten.....	13
De probleemdefiniërende fase	13
De werkwijze bepalende fase.....	14
Wat is de meest geschikte transducer voor een duplex onderzoek van de onderste extremiteiten? Welke frequentie kan je daarvoor het beste gebruiken?	14
Wat is de maximale scandiepte van Doppler? Tot welke scandiepte is het bloedvat het beste zichtbaar?	16
Hoe lopen de bloedvaten in het been?.....	19
Wat is de meest geschikte manier om de transducer aan de patiënt te koppelen?.....	20
De invloed van breking van de geluidsgolven door het koppelingsmateriaal	21
Welke artefacten zouden duplex en tomografie kunnen geven? Hoe kunnen deze artefacten voorkomen worden/opgelost worden?	22
Wat is de meest geschikte positionering van de patiënt voor een duplex echografie onderzoek?.....	23
De keuze bepalende fase.....	24
De vormgevende fase	24
Discussie	28
Conclusie	31
Literatuurlijst	32
Bijlagen	I
Bijlage I: Morfologisch schema.....	II
Bijlage II: Berekening van de brekingindex	V
Bijlage III: Wegen in het morfologisch schema	VI
Bijlage IV: Schetsen voor de mogelijke opstellingen.....	IX
Bijlage V: Uiteindelijke keuze morfologisch schema	XI
Bijlage VI: Uiteindelijke opstelling.....	XIV

Inleiding

Hart- en vaatziekten zijn doodsoorzaak nummer één bij vrouwen in Nederland.(1) Momenteel zijn er meer dan één miljoen patiënten met hart- en vaatziekten.(1) Dagelijks sterven er in Nederland ruim 100 patiënten aan een hart of vaatziekten, waarvan 25 patiënten jonger zijn dan 75 jaar.(1)

Vaataandoeningen kunnen aangeboren of verworven zijn en kunnen in alle verschillende soorten vaten voorkomen. Vaataandoeningen kunnen onderscheiden worden naar het type pathologie dat aanwezig is: degeneratieve aandoening, beschadiging door trauma of ontstekingsprocessen.

Daarnaast kunnen vaataandoeningen onderscheiden worden op basis van het effect op de vorm van het vaatstelsel, namelijk vernauwend of dilaterend.(2) Vaataandoeningen van de onderste extremiteiten komen veel voor, 29% van de bevolking krijgt er mee te maken.(3) Vaataandoeningen van de onderste extremiteiten zijn onder te verdelen in Perifeer Arterieel Vaatlijden (PAV) en Niet Atherosclerotisch Perifeer Arterieel Vaatlijden (NAPAV). PAV is een atherosclerotische aandoening en wordt onderscheiden in acute ischemie en chronisch obstructief arterieel vaatlijden.(4) NAPAV is onder te verdelen in zeven pathologieën.(3) De meeste van deze NAPAV pathologieën komen voor bij kinderen en jong volwassenen.(3) Vaataandoeningen komen bij kinderen en jong volwassenen vooral voor tussen het 10^e en 20^e levensjaar, tenzij de aandoening is aangeboren, dan wordt de vaataandoening in de meeste gevallen gediagnosticeerd in het eerste levensjaar.(5)

In de praktijk gebruikt men vaak digitale subtractie angiografie (DSA) om vaataandoeningen te diagnosticeren, maar deze techniek heeft veel nadelen.(6) Het nadeel van DSA is de straling die de kans op kanker kan verhogen. Dit is vooral bij kinderen een probleem.(6) De gemiddelde effectieve dosis voor een angiografie onderzoek is 12 mSv.(7) Voor beroepsprofessionals geldt een dosislimiet van 20 mSv per jaar. Terwijl patiënten een dosislimiet hebben van 1 mSv per jaar.(8) Met een DSA onderzoek krijgen patiënten dus veel meer straling dan de dosislimiet. DSA is een invasieve methode, omdat patiënten verdoofd dienen te worden of een algehele narcose krijgen, waarna één of meerdere incisies gemaakt worden om een katheter in de arterie te kunnen aanbrengen.(9) DSA brengt in 2,6% van de gevallen complicaties met zich mee.(9) Deze complicaties kunnen een allergische reactie zijn op de contrastvloeistof of een bloeding van de aangeprikte slagader.(9) Daarnaast kan tijdelijke of blijvende neurologische uitval optreden, omdat het bloed verdund wordt met contraststof.(9) Het is normaal dat na een angiografie onderzoek een hematoom met gevoeligheid ontstaat op de aanprikplaats.(9) Als laatste kan er een bloedpropje in het bloedvat komen.(9)

De alternatieven voor een DSA zijn echografie, Computed Tomography (CT) en Magnetic Resonance Imaging (MRI). Echografie zou een goed alternatief kunnen zijn voor DSA, omdat echografie een goedkopere methode is dan DSA.(10) Het nadeel van echografie is dat de standaard 2D beelden van een echografie onderzoek niet voldoende anatomische informatie geven om interventies te ondersteunen.(11) Interventies ondersteunen houdt in dat tijdens de operatie gericht gekeken kan worden waar de aandoening zich bevindt en hoe deze het best te behandelen is.(11) Ondanks dat CT, MRI en DSA wel geschikt zijn om interventies te ondersteunen, hebben ook deze technieken nadelen. De kosten voor een MRI zijn erg hoog en een CT maakt net als DSA gebruik van straling en

contraststoffen.(12) Echografie zou een uitkomst kunnen bieden op voorwaarde dat de techniek verder wordt verbeterd.

Voor echografie onderzoek van de vaten wordt gebruik gemaakt van de Doppler techniek, dit wordt ook wel een duplex onderzoek genoemd. Duplex onderzoek maakt gebruik van zowel echografie als van het Dopplereffect om respectievelijk de weefsels en de stroming van de bloedvaten weer te geven. Doppler werkt door middel van een frequentie shift tussen het uitgezonden signaal en het opgevangen signaal. Deze frequentie shift is evenredig met de verplaatsing van rode bloedcellen (of ander bewegend object) ten opzichte van de transducer.(13) Uit onderzoek is gebleken dat een duplex onderzoek een geschikt en een niet invasief alternatief is voor DSA.(6,14,15)

Een duplex onderzoek zou een goede vervanging kunnen zijn van angiografie, maar is nog niet altijd even nauwkeurig als het gaat om het scannen van de benen. De sensitiviteit van een duplex onderzoek neemt bij proximale arteriën van de benen af, omdat er dieper gescand moet worden. Met DSA is 95% van de proximale vaten weer te geven tegenover 91% bij een duplex onderzoek.(6) Bij de distale arteriën van het been presteert duplex beter, met een duplex onderzoek is 97% van de vaten weer te geven tegenover 92% bij DSA.(6) Een duplex onderzoek heeft het nadeel dat er een grotere inter- en intraobserver variabiliteit is dan wanneer gebruik wordt gemaakt van DSA.(16-18) De inter- en intraobserver variabiliteit bij een duplex onderzoek geeft een waarde van $K=0,87$, dit is de gemiddelde kappa waarde voor het stellen van verschillende diagnoses van de beenvaten met behulp van duplex onderzoek.(16,19) Uit sommige artikelen kwam naar voren dat er een klein verschil is in de inter- en intraobserver variabiliteit.(16) Bij het stellen van diagnoses als portale veneuze trombose is de inter- en intraobserver variabiliteit gemiddeld ($K = 0,71$).(16) Bij het diagnosticeren van stenoses blijkt dat er een grote interobserver variatie is ($K = 0,53$) met een betrouwbaarheidsinterval van 95%.(19) Daarnaast was er onacceptabel hoge interobserver variatie ($K=0,31$) bij het meten van de piek systolische stroomsnelheid in de arteriën van de benen na het plaatsen van een femorale bypass ($p<0,01$).(17) Voor het uitvoeren van een duplex onderzoek hebben de echografisten een goede bekwaamheid en training nodig.(20) De inter- en intraobserver variatie van echografie onderzoeken kan met een gemechaniseerde opstelling sterk verbeterd worden, omdat niet met de hand gescand wordt.(11)

Door het bloedvat van meerdere kanten te bekijken vanuit een vaste opstelling, wordt de sensitiviteit verhoogd.(21) Uit het artikel van Arda Kayhan et al.(21) blijkt dat een Multidetector Computed Tomography Angiography (MCTA) een grote meerwaarde heeft, ten opzichte van DSA en Duplex onderzoeken, om vaataandoeningen vast te stellen.(21) De vaten kunnen via MCTA driedimensionaal bekeken worden. MCTA kan in kortere tijd een grotere lengte van het lichaam scannen ten opzichte van duplex onderzoek. MCTA heeft een hogere sensitiviteit van 91 tot 93% dan een duplex onderzoek (sensitiviteit van 80% tot 89%).(4,11,12) Als met een duplex onderzoek de vaten van meerdere kanten bekeken worden, door middel van tomografie, zou dit de kwaliteit, sensitiviteit en betrouwbaarheid van de onderzoeken kunnen verhogen. Ultrasound tomografie is ten opzichte van DSA, MRI en CT een

relatief goedkope en geschikte techniek voor het diagnosticeren van perifere vaatandoeningen. (11,23) Met tomografie wordt een doorsnede van een driedimensionaal object in een tweedimensionaal afbeelding weer gegeven. Dit wordt gedaan door vanaf verschillende kanten het object te bekijken.

Er zijn drie ultrasound tomografie technieken: transmissie tomografie (UTT), reflectie tomografie (URT) en diffractie tomografie (UDT). (23) UTT maakt gebruik van één of meerdere zend transducers met hiertegenover één of meerdere transducers om het signaal op te vangen. UTT geeft de geluidssnelheid en ultrasone geluids attenuatie in het object weer. (23) Reflectie tomografie maakt gebruik van één probe voor zowel het verzenden als het ontvangen van het ultrasone signaal. (23) URT werkt op basis van metingen van de lijn integrale van de reflecties van het object die worden gedetecteerd. (23) Een nadeel van URT is dat de resolutie beperkt is. Daarnaast is er een tekort aan complexe algoritmische reconstructie methodes. (23) URT en UTT beschouwen de ultrasone geluidsgolf als een (licht)bundel terwijl deze zich niet in een rechte lijn verplaatst zoals bundels. Hierdoor kan essentiële informatie verloren gaan. (23) URT is een betere techniek dan UTT als de objecten aan de binnenkant ernstige attenuatie veroorzaken, anders kan er niet genoeg signaal door het te scannen object heen komen. (23,24) UDT gebruikt een andere aanpak en maakt gebruik van het omgekeerde verstrooiingsprobleem om de eigenschappen van het object in beeld te brengen. (23) Deze techniek is nog in ontwikkeling. Een ultrasound tomografie opstelling in combinatie met de Doppler techniek kan een compleet overzicht geven van de bloedvaten van de onderste extremiteiten. Het heeft de potentie om de sensitiviteit te verhogen en een nauwkeurige lokalisatie en kwantificering van vaatandoeningen vast te stellen. (11)

Hieruit is de volgende doelstelling naar voren gekomen: Het ontwerpen van een Doppler ultrasound reflectie tomografie opstelling om vaatandoeningen weer te geven in de onderste extremiteiten bij kinderen. Om de interobserver variatie te beperken is een geautomatiseerde opstelling (die een mechanische constructie kan zijn) gewenst, die per patiënt niet veel aangepast hoeft te worden.

Methode

Het onderzoek is opgezet als een ontwerpstudie, met als doel het ontwikkelen van een duplex ultrasound tomografie opstelling. Hierbij zal vooral gelet worden op het medisch aspect, gekeken vanuit de Medisch Beeldvormings- en Bestralingsdeskundige (MBB'er). Dit project werd uitgevoerd volgens de methodiek methodisch ontwerpen.(25) Deze methodiek heeft als voordeel dat er een kleine kans is dat functies en eisen worden vergeten.(25) De ontwerpstudie is geordend door middel van het vierfasenmodel methodisch ontwerpen. Deze bestaat uit de probleemdefiniërende fase, werkwijze bepalende fase, keuze bepalende fase en vormgevende fase.(25)

Probleemdefiniërende fase

In de probleemdefiniërende fase zijn de waarde van het ontwerp en de eisen vastgesteld. Een groot deel van de probleemdefiniëring is opgenomen in de inleiding. Op basis hiervan werden de functies van het ontwerp bepaald. Na het omschrijven van het probleem en de doelstelling is het Programma van Eisen (PvE) opgesteld. Hierin staan alle voorwaarden waar het ontwerp aan moest voldoen en de eisen of wensen die gesteld werden aan het ontwerp.(25)

Werkwijze bepalende fase

In de werkwijze bepalende fase werd gezocht naar de mogelijke werkwijze om de verschillende functies te kunnen vervullen. Er zijn verschillende werkwijzen mogelijk, waarmee alle functies vervuld kunnen worden. In dit onderzoek is dit weergegeven met een morfologische kaart. De morfologische kaart is een schema dat op basis van de vermelde functies een overzicht geeft van mogelijke werkwijze, zie bijlage I. Aan de hand van de eisen en functies waaraan de opstelling moest voldoen, zijn een aantal deelvragen naar voren gekomen. Via deze deelvragen is er meer informatie verkregen over de beste keuzes voor de verschillende functies. Hierbij werd gebruik gemaakt van methodologie van een literatuurstudie, kwalitatieve studie en kwantitatieve studie om de deelvragen te beantwoorden. Een aantal deelvragen zijn alleen beantwoordt door middel van literatuur onderzoek. Hiervoor zijn per deelvraag meerdere syntaxen opgesteld, omdat er niet genoeg bronnen werden gevonden met een enkele syntax. Twee deelvragen zijn ondersteund aan de hand van een kwantitatief onderzoek.

Deelvragen met zoektermen die gebruikt worden in meerdere databanken en zoekmachines:

- **Wat is de meest geschikte transducer voor een duplex onderzoek van de onderste extremiteiten? En welke frequentie kan je daarvoor het beste gebruiken?**

Zoektermen:

- Ultrasound AND ("linear array transducer" OR "curved array transducer" OR transducer tomography) AND (Doppler OR Duplex).
- Ultrasound AND (Duplex OR "power Doppler" OR "colour Doppler") AND transducers AND (leg OR "lower limb" OR "lower extremity").
- Ultrasound AND Transducers AND (vessels OR artery) AND (Leg OR "lower limb" OR "lower extremity").

Zoekterm Google:

- Which transducer is best for Duplex/Doppler legs?

- **Wat is de maximale scandiepte van Doppler? Tot welke scandiepte is het bloedvat het beste zichtbaar?**

Zoektermen:

- Ultrasound AND (Duplex OR "power Doppler" OR "colour Doppler") AND ("scanning depth" OR depth OR measurement OR "distance across").

Zoektermen Google en Google scholar:

- Ultrasound Doppler maximum scan depth cm.
- Ultrasound tomography scan depth.

Deze deelvragen zijn ook onderzocht in het Echografie lokaal op school, op twee vrijwilligers.

- **Hoe lopen de bloedvaten in het been?**

Zoektermen:

- Leg OR lower limb AND Vessels OR artery OR "Artery Femoralis" OR "Artery Poplitea" OR "Artery Fibularis" OR "Artery tibialis".
- Anatomy AND (leg OR "lower limb" OR "lower extremity")
- Vessels AND (leg OR "lower limb" OR "lower extremity") AND (Way OR direction OR Corner OR Angle).

- **Wat is de meest geschikte manier om de transducer aan de patiënt te koppelen?**

Zoektermen:

- Connection ultrasound AND (leg OR "lower limb" OR "lower extremity") AND Tomography.
- Connection ultrasound AND (leg OR "lower limb" OR "lower extremity") AND (Duplex OR "power Doppler" OR "colour Doppler").
- Ultrasound AND (Gel OR Water).

Zoektermen Google en Google scholar:

- Water properties gel ultrasound connection.
- Coupling agent ultrasound comparison.
- Water temperature ultrasound connection.

- **Welke artefacten zouden duplex en tomografie kunnen geven? Hoe kunnen deze voorkomen worden/opgelost worden?**

Zoektermen:

- Ultrasound AND Artifacts AND (Duplex OR "power Doppler" OR "colour Doppler")
- Ultrasound AND "reflection Tomography" AND Artifacts.

- (Solution OR Solving OR avoid) AND Artifacts AND (Duplex OR “power Doppler” OR “colour Doppler OR Tomography).

- **Wat is de meest geschikte positionering van de patiënt voor een duplex echografie onderzoek?**

Zoektermen:

- Ultrasound AND (leg OR “lower limb” OR “lower extremity”) AND protocol
- Ultrasound AND Position AND (Duplex OR “power Doppler” OR “colour Doppler”) AND (leg OR “lower limb” OR “lower extremity”)

Er is gezocht in de volgende databanken en zoekmachines: Pubmed®, Sciencedirect®, Google en/of Google scholar. Alleen Engels of Nederlandstalige artikelen, protocollen en richtlijnen werden geïnccludeerd. Het exclusie criterium was dat de bronnen niet ouder mochten zijn dan 2006.

De literatuur die uit de zoekopdrachten komt is eerst gescreend op duplicaten. Vervolgens werd de titel en samenvatting gescreend op relevantie. Van de goedgekeurde literatuur is vervolgens de volledige tekst gelezen en opgeslagen in de referentiemanager Mendeley®.

Tijdens deze ontwerpstudie is gebruik gemaakt van een kwantitatieve onderzoek om te onderzoeken hoe diep de beenvaten liggen en tot welke diepte het Doppler signaal nog meet- en zichtbaar was. Het onderzoek is uitgevoerd op twee vrijwilligers. Het onderzoek heeft plaats gevonden in het echografie lokaal dat aanwezig is op school. Voor het onderzoek is gebruik gemaakt van de Toshiba lineair array transducer en de Aloka Lineair array transducer. De Toshiba Lineair array transducer had een frequentie van 10 MHz met een field of view van 58 mm. De Aloka lineair array transducer had een variabele frequentie van 4-11 MHz, waarbij de center frequentie stond ingesteld op 7,5 MHz, met een field of view van 38 mm. Met de Aloka lineair array transducer is onderzocht hoe diep gemiddeld de beenvaten lagen en met beide probes tot welke diepte het Doppler signaal nog goed zichtbaar was. Om een goede indicatie te kunnen krijgen, zijn alle metingen op ongeveer dezelfde locatie van het bloedvat uitgevoerd. Alle metingen zijn gemeten vanaf de epidermis tot het midden van het bloedvat. Op de volgende locaties zijn de metingen verricht: A. femoralis, A femoralis superficialis, A. poplitea (in de knieholte), A. tibialis posterior (vlak onder het kniegewricht en halverwege de kuit), A. peronea/fibularis (vlak boven de enkel).

De volgende deelvragen zijn beantwoord door middel van het lezen van literatuur over andere tomografie opstellingen, overleg met verschillende professionals en brainstormen. Deze vragen golden als leidraad voor de ontwikkeling van de opstelling en werden niet uitgebreid theoretisch beantwoord.

- **Hoe wordt een vaste opstelling gemaakt, die zodanig aanpasbaar is voor verschillende patiënten dat de interobserver variatie zo klein mogelijk wordt gehouden?**
- **Hoe wordt het mogelijk de transducer omhoog en omlaag te bewegen (van de liezen naar enkel en terug)**

- **Hoe wordt het mogelijk om met een transducer zowel een translatie als rotatiesysteem te bewerkstellen die rekening houdt met de verschillende vormen en maten van de benen van patiënten?**
- **Hoe wordt een opstelling gemaakt die hygiënisch is in omgang?**

Keuze bepalende fase

In de keuze bepalende fase werden alle uitkomsten van de deelvragen en het morfologisch schema bekeken. Er is gekeken welke keuzes voorgaande onderzoekers hebben gemaakt en of het resultaat van hun opstelling toepasbaar was voor de ontwikkeling van deze duplex tomografie opstelling. Aan de hand van het morfologisch schema zijn er keuzes gemaakt op basis van kosten, onderhoud, hygiëne en gebruiksgemak. Hierbij is rekening gehouden met de beste uitkomst uit de literatuur en de mening van professionals.

Vormgevende fase

In de vormgevende fase is het ontwerp getekend. De eerste paar schetsen zijn met de hand getekend. De definitieve opstelling is getekend met de hand en liniaal, waarbij de verschillende onderdelen apart uitgelicht en getekend zijn.

Ethische paragraaf

Deze ontwerpstudie is niet WMO-plichtig (Wet Medisch-wetenschappelijk Onderzoek).

Resultaten

De probleemdefiniërende fase

Bedacht is aan welke eisen de opstelling moet voldoen en wat de wensen zijn, dit is verwerkt in het PvE, zie tabel 1. Alle vaste eisen zijn de eisen waar de opstelling aan moet voldoen om hem werkend te krijgen. Als aan een van deze eisen niet wordt voldaan, zal het systeem niet naar behoren functioneren.(25) De variabele eisen zijn eisen waar een boven- of onderwaarde voor gesteld kan worden, bijvoorbeeld dat het protocol niet langer mag duren dan een half uur.(25) Hiernaast zijn ook de wensen opgenomen in het PVE, dit zijn geen verplichtingen.(25)

Tabel 1: Programma van Eisen voor een duplex ultrasound tomografie opstelling.

Vaste Eis	Variabele Eis	Wens	Functies/taken
x			Het systeem moet de grote bloedvaten in beeld kunnen brengen
x			De opstelling moet kunnen roteren en transleren
x			De opstelling moet van de liezen naar de enkel en terug kunnen scannen
	x		Het ontwerp moet hygiënisch in omgang zijn
x			Er moet een goede koppeling tussen de transducer en de patiënt zijn
	x		Het systeem moet betaalbaar zijn voor ziekenhuizen en (dokters)praktijken
x			De probe moet een hoek kleiner dan 60 graden kunnen maken ten opzichte van het bloedvat
	x		Het bijbehorende protocol mag niet te lang duren
x			Moet toepasbaar zijn voor meerdere patiënten, aan te passen per patiënt
		x	Toestel moet eenvoudig te bedienen zijn (ook voor huisartsen)
		x	De opstelling moet niet te groot zijn
		x	De opstelling moet kind vriendelijk zijn (gebruik maken van kleur, niet eng eruit zien)
	x		De veroorzaakte artefacten moeten het beeld niet te erg verstoren
	x		De inter- en intraobserver variatie moet zo klein mogelijk zijn

Uit het PvE zijn vijf variabele eisen opgesteld. Per variabele eis is een onder of bovengrens aangegeven, die hieronder vermeld staan. Het onderwerp moet hygiënisch in omgang zijn, dit betekend dat de opstelling eenvoudig schoon te maken moet zijn. Patiënten kunnen besmettelijke ziektes met zich meedragen, hierom is het nodig om te zorgen voor een opstelling die eenvoudig te reinigen is na elke patiënt. De schoonmaak na elke patiënt, mag niet meer dan 5 minuten tijd in beslag nemen. Dit is een tijd waarin de ene patiënt zich omkleedt en de andere patiënt zich uit kan kleden.

Het systeem moet betaalbaar zijn. Aangezien de opstelling toepasbaar moet zijn in zowel ziekenhuis als (dokters)praktijk, dient er rekening te worden gehouden met de kosten. Voor deze ontwerpstudie is geen budget beschikbaar gesteld, omdat de opstelling niet als prototype gemaakt hoeft te worden. Voor het ontwerp dient er wel nagedacht te worden over de mogelijke kosten en deze zoveel mogelijk te beperken. Het protocol mag niet langer duren dan 20 minuten per been. Dit vanwege de korte concentratieboog bij kinderen. Bij kinderen van 10 jaar is de concentratieboog 20 minuten, bij kinderen van 13 jaar is de concentratie boog een half uur.(26) De veroorzaakte artefacten moeten het beeld niet te erg verstoren, als er de mogelijkheid is om de artefacten te verminderen dient daarvoor gekozen te worden. De verschillende artefacten met mogelijke oplossingen of preventiemaatregelen worden later in een deelvraag besproken. Voor de inter- en intraobserver variatie dient de kappa waarde groter te zijn dan 0,5 waarbij gestreefd dient te worden naar een kappa waarde van 1. Een kappa waarde onder de 0,5 wordt gezien als een matige tot slechte inter- en intraobserver variatie.(16)

De werkwijze bepalende fase

De morfologische kaart is een schema dat op basis van de vermelde functies een overzicht geeft van mogelijke werkwijze en oplossingen. Tabel 2 in bijlage 1 toont het morfologisch schema. Om de beste keuzes te kunnen maken voor de uiteindelijke opstelling werden meerdere deelvragen opgesteld. Hieronder worden deze deelvragen beantwoord.

Wat is de meest geschikte transducer voor een duplex onderzoek van de onderste extremiteiten? Welke frequentie kan men daarvoor het beste gebruiken?

Er bestaan veel verschillende soorten transducers: lineair sequential array, curved sequential array, lineair phased array, curved phased array en annular array transducers.(27) Er bestaan een aantal verschillen tussen een lineair array en een curved array transducers. Een lineair array stuurt geluidsgolven uit in de vorm van een rechte lijn (met een rechte transducer) en een curved array in een kromme lijn met een gebogen transducer.(27) Bij een lineair array lopen alle geluidsgolven parallel aan elkaar, zelfs in de diepte. De ruimte tussen de scanlijnen blijft constant.(27) Deze transducer is ontworpen voor gebruik op vlakke oppervlakken.(28) Bij de curved array transducer divergeren de scanlijnen. Er ontstaan grotere openingen tussen de scanlijnen naar mate er dieper gescand wordt.(27) Hoe dieper gescand wordt hoe groter de afname wordt van de laterale resolutie.(28) Een structuur kan precies tussen de scanlijnen invallen waar geen geluidsgolf wordt geregistreerd, zo kan deze worden gemist door het echotoestel.(27) Bij een curved array transducer wordt het field of view uitgedrukt als een hoek waarmee de bundel uit elkaar loopt.(27) Curved array transducers zijn ontworpen voor zachte vervormbare structuren van het lichaam, zoals bijvoorbeeld de buik.(28) Verder bestaan er een aantal verschillen tussen een sequential en een phased array transducer. Sequential arrays zijn zo opgebouwd dat alle kristalen naast elkaar staan, omdat ieder kristal zijn eigen scanlijnen maakt die recht van de transducer aflopen. Hierdoor is de transducer kop breed. In een phased array transducer probe zijn er minder kristalen, dus worden geluidsgolven in fases gestuurd om een beeld te maken dat meer scanlijnen bevat dan kristalen.(27,28)

Om een keuze te kunnen maken welke transducer gebruikt moet worden in deze opstelling is het van belang de verschillende eigenschappen van de transducers weer te geven.(28)

Bij een lineair sequential array transducer maakt ieder kristal een eigen scanlijn, dus het gemaakte beeld correspondeert met de echte breedte van de transducer.(27,28) Curved sequential array transducer werkt doordat ieder kristal een eigen scanlijn maakt op het beeld, alleen is de transducer vorm gebogen. Hierdoor krijg je een klassieke waaivormige afbeelding.(28) Beam steering voor het weergeven van een Doppler flow is niet nodig omdat de transducer al een waaivormig beeld maakt.(27,28)

De lineair phased array transducer stuurt met één kristal meerdere golflijnen. Al deze individuele golflijnen interfereren met elkaar om een enkele puls te creëren.(27,28) De bundel worden gericht en gefocust, doordat het mogelijk is om met de kristalen meerdere scanlijnen te creëren met een korte tijd tussen iedere puls.(27,28) Deze transducer scant moeiteloos tussen de ribben door en geeft een beeld in de vorm van een taartpunt ofwel een sector vorm.(28) De transducer stuurt de geluidsgolven vanaf één punt.(27,28) Curved phased array transducer werkt hetzelfde als hierboven genoemd, maar heeft een gebogen transducer vorm. Hierom is het gebied dat weer gegeven kan worden nog veel groter.(27,28)

De annular array transducer is een unieke transducer. De kristalen zijn opgebouwd uit ringen, in de binnenkant bevinden zich dan smalle ringen en aan de buitenkant steeds grotere ringen.(27) Doordat een annular array mechanisch wordt aangestuurd geeft het een beeld van een sector vorm.(27) Het voordeel van deze transducer is dat de verschillende kristal diameters andere akoestische eigenschappen hebben.(27) De grote diameter kristallen aan de buitenkant hebben een focus die diep ligt en de kleine diameter kristallen aan de binnenkant hebben een focus dichtbij de huid.(27)

Het frequentiebereik (of bandbreedte) van de transducer bepaalt of de transducer met verschillende frequenties de B-modus en de Doppler modus kunnen ondersteunen.(28) Met de Doppler mode dient er vaker gebruik gemaakt te worden van lagere frequenties dan de gebruikte frequenties bij de B-mode om aliasing te minimaliseren.(28,29) Het frequentiebereik en focus eigenschappen zullen ook van invloed zijn op de beeldresolutie.(28) Hogere frequenties geven een betere resolutie en meer details, maar hogere frequenties verliezen sneller hun energie in het weefsel en kunnen dus minder diep scannen. Er dient altijd gekozen te worden voor een zo hoog mogelijke frequentie die mogelijk is voor de gewenste scandiepte.(29)(30)

Het weergeven van de perifere vaten wordt gedaan met een frequentie tussen de 3 en 10 MHz.(28,31)(28) De lagere frequenties (<6 MHz) bereiken moeiteloos dieper gelegen weefsel, dit is nodig voor het weergeven van de diepere beenvaten.(28) Voor oppervlakkig gelegen vaten (<3cm diep) is een transducer met een hoge frequentie van 8 tot 10 MHz het meest geschikt.(32) Hoog frequente transducers zullen een goede resolutie geven tot een diepte van ongeveer 4 cm.(33) Hierom wordt een hoog frequente Doppler transducer meestal gebruikt op de enkel en enkele centimeters proximaal.(34) Voor de dieper gelegen beenvaten kan het beste gebruik gemaakt worden

van een lagere frequentie zoals 5 of 6 MHz.(33) Vanwege dit verschillende bereik van verschillende frequenties, kan ook gebruik gemaakt worden van transducer met een variabele bereik aan frequenties.(31)

Een lineair array transducer is het meest geschikt voor het weergeven van de beenvaten.(33) Een hoog frequente lineair array transducer (7,5-11 MHz) levert een goede kwaliteit beelden voor de onderste ledenmaten. Een curvilineair sequential array transducer van 3,5 tot 5 MHz kan bruikbaar zijn voor grote en/of dikke benen en de dieper gelegen vaten.(20,31) De transducer maat van lineair arrays is kleiner dan van curved array transducers en daardoor kan de grootte van de elementen beperkt blijven. Dit zorgt voor een grote toepasbaarheid op moeilijker gelegen locaties.(35) Kleine transducers passen beter bij de kleinere structuren van kinderen.(20) Het wordt aangeraden een field of view te hebben van 30 tot 50 mm, nog kleinere transducers kunnen gebruikt worden voor pediatrie patiënten.(20) De meeste studies, over echografie van de beenvaten, maken gebruik van een lineair array transducer, met een variabele puls frequentie tussen de 3 en 9 MHz of een vaste frequentie van 5 en 7,5 MHz.(36–38) De 5 MHz transducer had een bandbreedte van 2,5 tot 7,5 MHz en de 7,5 MHz transducer een bandbreedte van 6 tot 9 MHz.(37,38)

Wat is de maximale scandiepte van Doppler? Tot welke scandiepte is het bloedvat het beste zichtbaar?

De scandiepte hangt af van de puls repetitie frequentie (PRF). De benodigde PRF hangt af van het nynquist principe. Hierdoor moet de PRF minimaal 2 keer de Doppler verschuivings frequentie zijn.(39,40) Zie onderstaande formule: $PRF > 2f_D$

Hierin is f_D de Doppler verschuiving.(39,40)

Verder hangt de PRF af van de afstand tussen de transducer en het sample volume. Bij een hoge PRF is een kleinere de afstand tussen de transducer en het weer te geven bloedvat mogelijk.(39,40)

Dit is uitgedrukt in de volgende formule: $PRF < \frac{c}{2D_{max}}$

Hierin is c de snelheid van de geluidsgolf in het bloedvat en D_{max} is de maximale afstand tussen de transducer en het sample volume.(39,40)

De energie van de geluidsgolf wordt verzwakt als het door weefsels heen gaat. Hoe sterker de intensiteit of amplitude van de bundel, hoe sneller het atteneert. De standaard transducer output is ongeveer 65 dB.(41) Dus voor een 10 MHz transducer is de maximale diepte(41):

$$1 \text{ dB/cm/MHz} \times 10 \text{ MHz} \times (2 \times \text{maximale diepte}) = 65 \text{ dB}$$

$$\text{Maximale diepte: } 65 / 20 = 3.25 \text{ cm}$$

Als dezelfde formule wordt toe past voor een 3 MHz transducer leidt dit tot een maximale diepte van: $65 / 6 = 10,8 \text{ cm}$

Een overzicht van de berekende maximale scandiepte per frequentie staat vermeld in de tabel 3. De verzwakking van geluidsgolven in zachte structuren wordt bepaald door de frequentie en de afstand die de geluidsgolven moeten afleggen.(40,41)

Tabel 3: maximale scandiepte per frequentie

<i>Frequentie (MHz)</i>	<i>Maximale scandiepte (cm)</i>
3	10,83
5	6,50
7,5	4,33
10	3,25

De geluidssnelheden in het menselijk lichaam verschillen, hierdoor is er de mogelijkheid een patroon van terugkaatsing te geven. De gemiddelde voortplantingsnelheid is in menselijk zacht weefsel 1540 m/s.(41,42) Dit is de snelheid waarmee het geluid door het weefsel propageert. Het is gerelateerd aan de dichtheid en stijfheid van het weefsel. De verschillende geluidssnelheden staan vermeld in tabel 4.

Tabel 4: geluidssnelheid in diverse media.(42)

Medium	Geluidssnelheid (m/s)
Lucht	331
Water	1485-1526
Bot	3600
Zenuwweefsel	1508-1667
Spier	1548-1632
Lever	1538-1580
Nier	1564
Milt	1556-1577
Borst	1442-1546
Bloed	1562
Vet	1462-1473

De echografie apparatuur is gekalibreerd op de afgesproken waarde van 1540 m/s.(41,43) Dit geeft in de praktijk dus enigszins vervormde beelden. Als een geluidssnelheid in een weefsel onder de 1540 m/s ligt, doet de echo er langer over om gedetecteerd te worden en geeft die het weefsel iets vergroot weer.(43) Het tegenovergestelde effect doet zich voor bij weefsels met een hogere geluidssnelheid, deze worden iets te klein afgebeeld.(43) Er is een correctie gemaakt voor dit fenomeen, waardoor men de afwijking kan verminderen van enkele mm naar minder dan één mm.(43) Geluidsgolven met een frequentie hoger dan 1 MHz dringen vrijwel niet door lucht heen. Het ultrageluid wordt vrijwel volledig door de lucht weerkaatst. Voor bot geldt hetzelfde, er is bijna geen penetratie van de geluidsgolf vanwege de sterke reflectie door de dichtheid van bot.(41,43)

Tijdens de metingen in het echolokaal is op verschillende locaties gekeken hoe diep de arteriën lagen. De resultaten hiervan zijn opgesomd in tabel 5. Er is gescand op twee vrijwilligers en hierbij is er naar gestreefd de metingen op dezelfde locatie te verrichten.

Tabel 5: Diepte van de arteriën in het been.

	Vrijwilliger 1	Vrijwilliger 2
A. femoralis (boven aan)	27,2 mm	19,6 mm
A. femoralis superficialis	29,7 mm	26,2 mm
A. poplitea (in de knie holte)	22,3 mm	28,9 mm
A. tibialis posterior (onder kniegewricht)	30,9 mm	32,0 mm
A. tibialis posterior (halverwege de kuit)	32,3 mm	39,4 mm
A. peronea/fibularis (vlak boven de enkel)	19,0 mm	19,8 mm

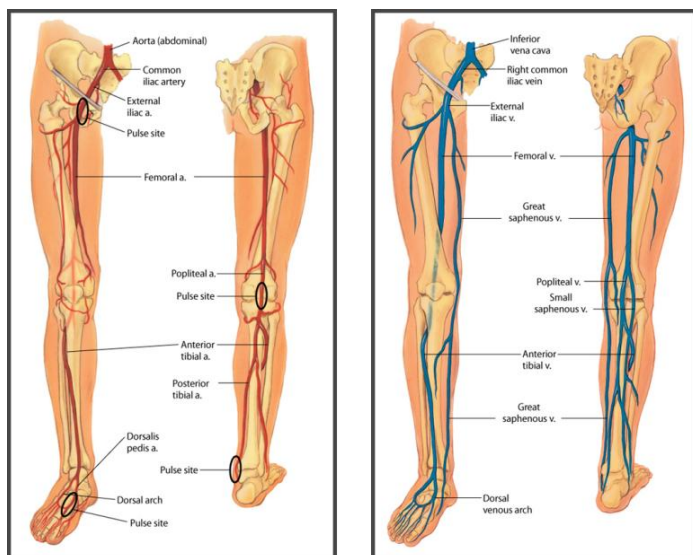
De diepst gemeten arterie lag bij vrijwilliger 1 op ongeveer 33 mm, bij de vrijwilliger 2 op ongeveer 40 mm. Aangezien kinderen vaak dunnere benen hebben dan de onderzochte benen bij twee volwassenen(20), wordt verwacht dat dit geen problemen gaat geven met het Doppler signaal als gebruikt gemaakt wordt van een 7,5 MHz transducer.

Na het testen op twee vrijwilligers is naar voren gekomen dat Doppler met deze lineair array transducers het beste meetbaar is tot ongeveer 4 cm. Bij dieper gelegen vaten was zo weinig Doppler signaal meetbaar dat het niet mogelijk was nog iets betrouwbaars te zeggen over het bloedvat. Dit komt overeen met de berekende waarden in tabel 3, de maximale scandiepte bij een 7,5 MHz transducer was 4,33 cm en 3,25 cm bij een 10 MHz transducer. De Toshiba lineair array transducer had een frequentie van 10 MHz, de aloka lineair array heeft een variabele frequentie van 4 tot 11 MHz, waarbij de center frequentie stond ingesteld op 7,5 MHz.

Hoe lopen de bloedvaten in het been?

De oppervlakkige beenvaten liggen normaal 1 tot 3 cm onder de huid.(31) Diepe beenvaten omvatten de iliacale, femorale, poplitea en tibiale arteriën en venen, deze liggen bij een normaal volwassene op 1,5 tot 5 cm diepte.(30) bij kinderen liggen deze vaten meestal minder diep, omdat deze vaak dunnere en smallere benen hebben.(20)

Anatomie: de A. iliaca externa gaat in de lies over naar de A. femoralis communis. Naar lateraal splits hieruit de A. femoralis profunda die het bovenbeen van bloed voorziet. De A. femoralis vervolgt haar weg naar beneden aan de binnenzijde van het been, waar het de A. femoralis superficialis wordt genoemd. Deze buigt verder af naar de knieholte en gaat door het kanaal van Hunter. Hier gaat de A. femoralis superficialis over in de A. poplitea. 3 tot 7 cm onder de knie splitst de A. tibialis anterior af die naar de voorkant afbuigt en via lateraal naar de voet loopt. De A. poplitea splitst vervolgens 2-3 cm verder in de A. tibialis posterior en de A. peronea of A. fibularis. De A. tibialis posterior vervolgt zijn weg naar de binnenzijde van de enkel en de A. peronea of fibularis vervolgt zijn weg aan de achterkant van het been, lateraal naar het onderbeen en loopt ter hoogte van de enkel uit in collateralen.(2) Zie figuur 1.



Figuur 1: arteriën en venen van de benen voor- en achterkant.(44)

Optimale hoek

Een maximaal Doppler signaal wordt bereikt als de hoek tussen het bloedvat en de transducer nul graden is en hierbij de transducer evenwijdig aan de stroomrichting staat.(40) Dit is in de praktijk niet mogelijk. Door een grotere hoek te nemen treedt er een fout op in de berekening van de snelheid en neemt de sterkte van het Doppler signaal af. De fout loopt op bij grotere waarde van de hoek, in de praktijk houdt men daarom een maximale meethoek van 60 graden aan.(40) bij een hoek van 66 graden is de fout 15%, bij een hoek van 86 graden is de fout 37%.(40) Er wordt sterk aangeraden een hoek te nemen van 40 tot 60 graden, voor een zo optimaal mogelijke kleurinvulling van het bloedvat in het Dopplerbeeld.(31,35)

Wat is de meest geschikte manier om de transducer aan de patiënt te koppelen?

De voortplantingssnelheid in lucht is laag (330 m/s), tevens heeft lucht een lage dichtheid en lage impedantie. Daarom gebruikt men bij echoapparatuur ook altijd een gel of vloeistof om een goede koppeling tussen de probe en de huid te verkrijgen, anders zou door de lucht het geluid al bijna 100% reflecteren en voor slechts 0,1% verder in het lichaam doordringen.(41,45) Koppelingsmiddelen moeten hierom zo goed als vrij zijn van luchtbellens en ze moeten ook zorgen voor een minimale wrijving op de huid terwijl de transducer beweegt.(45) Er zijn drie gangbare technieken voor ultrasound koppeling: ultrasound gel, water en gelpads.(46) Ondanks dat ultrasound gel het meest gebruikte koppelingsmiddel is, is de gelpad ook een heel effectief middel, terwijl water als minder effectief middel wordt gezien.(46) Een vloeistof als water is een geschikt koppelingsmateriaal vanwege de lage hoeveelheid luchtbellens, maar minder geschikt vanwege de lage viscositeit.(47) Water glijdt snel van de huid af en verdeelt zich niet mooi over de huid als er met de transducer over heen wordt bewogen.(47) Ondanks dit kan water wel gebruikt worden in een bak met een watervaste transducer erin en voor kwaliteitsmetingen.(46) Olie is een beter koppelingsmateriaal omdat deze niet zo snel van de huid verdwijnt als water. Maar als het langere tijd wordt gebruikt beschadigd dit de transducer.(47) Gel op water basis is vaak het beste koppelingsmateriaal voor de meeste doeleinde. Er zijn veel verschillende bedrijven die ultrasound gel maken en het is daardoor gemakkelijk verkrijgbaar.(48) Aangezien ultrasound gel voor meer dan 90% uit water bestaat, is ultrasound gel een goedkope optie.(47) Het nadeel van ultrasound gel is dat het kan zorgen voor een allergische reactie, ondanks dat deze kans de afgelopen jaren een stuk kleiner is geworden, door het verbeteren van de gel, dient dit wel meegenomen te worden in de beslissing.(47)

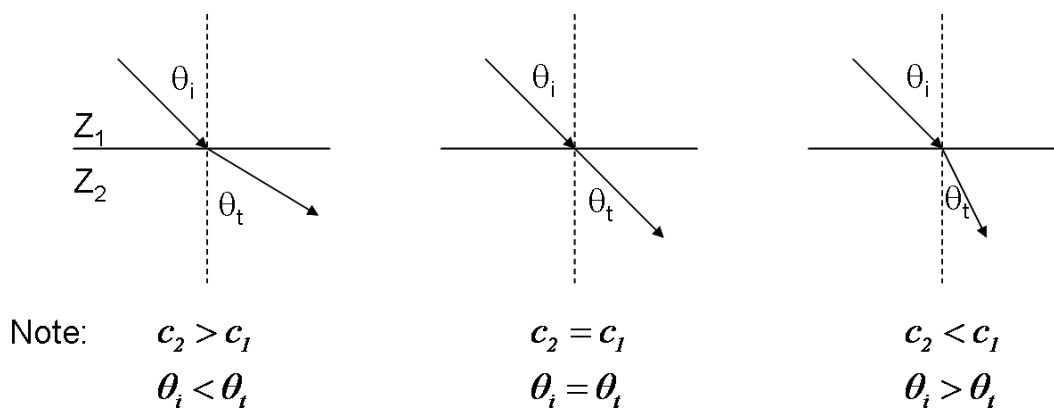
Lucht vrij water is het beste koppelingsmiddel bij een 3,4 MHz transducer, maar bij de 1,1 MHz transducer presteren sommige ultrasound gels beter dan water, hebben een betere transmissie.(49) Bij frequenties en transducers die gebruikt worden voor de meeste diagnostische echografie onderzoeken, is er geen significant verschil in de transmissie van verschillende soorten gel.(49) De hoeveelheid gel heeft wel een invloed op de transmissie, de transmissie neemt af als de dikte van de gel toeneemt. Er zit een significant verschil tussen 6 mm en 1,5 mm gel, maar er zit geen significant verschil tussen 1,5 mm en 0,2 mm.(49) Er zijn geen significante voordelen gemeten voor het gebruik van gekoelde, verwarmde of kamertemperatuur gel.(46) Bij water heeft temperatuur wel een invloed op de transmissie, als de watertemperatuur stijgt dan neemt de transmissie af. De transmissie neemt met 1% af per $^{\circ}\text{C}$ verhoging, gemeten bij temperaturen tussen de 19 en 26 graden.(49) Bij gedistilleerd water is er maar een transmissie van 59,4%.(46) Bovendien zorgt gedistilleerd water ervoor dat het water opgenomen wordt in de huid, door osmose.(50) Voor ultrasound gel is er een gemiddelde transmissie gemeten van 72,6%.(46) Gelpads zijn bewezen effectieve koppelingsmiddelen bij hoog frequente transducers.(51) Bij gelpads in combinatie met een dun laagje ultrasound gel werd een transmissie bereikt van bijna 100%.(51) Gelpads met een dun laagje ultrasound gel hebben een hogere transmissie dan enkel een laagje ultrasound gel.(51) Gelpads zijn vrij eenvoudig schoon te maken en te gebruiken voor meerdere patiënten.(51)

De invloed van breking van de geluidsgolven door het koppelingsmateriaal

Voor het optimale Doppler signaal moet een hoek verkregen worden onder de 60° . Als geluid van het ene medium naar een ander medium gaat, die een andere geluidssnelheid heeft, dan geeft dit een breking van de geluidsgolf. Water heeft een geluidssnelheid van: 1485-1526 m/s.(42) waarbij: 30°C water een geluidssnelheid heeft van: 1509 m/s en 20°C water een geluidssnelheid heeft van: 1485 m/s.(52) Ultrasound gel heeft een geluidssnelheid van: 1505 m/s.(52) Als de ingangshoek 60° is en het koppelingsmateriaal heeft een lagere geluidssnelheid (tussen 1485 en 1526 m/s) dan menselijk weefsel (1540 m/s), geeft dit een hoek van minder dan 60° . Deze uitgangshoek breekt van de normaal af en komt in het lichaam onder een nog kleinere hoek dan 60° waardoor men een beter Doppler signaal krijgt, zie figuur 2. Dit staat hieronder weergegeven aan de hand van de volgende berekening:(53)

$$\frac{\sin(i)}{\sin(t)} = \frac{c_1}{c_2}$$

Waarbij i de ingangshoek is, t de uitgangshoek, C de geluidssnelheden in het eerste en tweede medium. De laagste geluidssnelheid van koppelingsmechanisme is zichtbaar bij water (tussen de 1485 en 1526 m/s), hierdoor krijg je een bij een ingangshoek van 60° een uitgangshoek van $56,6^\circ$. Het maximale verschil bij gebruik van koppelingsmiddelen is hiermee $3,4^\circ$. De volledige berekening staat in bijlage II.



Figuur 2: breking van de geluidsgolf.(54)

Welke artefacten zouden duplex en tomografie kunnen geven? Hoe kunnen deze artefacten voorkomen worden/opgelost worden?

Het gebruik van Doppler echografie kan meerdere artefacten veroorzaken. Hierbij dient rekening te worden gehouden bij het ontwerp. Sommige artefacten geven diagnostische problemen, andere geven dit niet. Ghosting, perivascular colour artefact en het aliasing artefact geven geen diagnostische problemen. Aliasing en perivascular colour artefact zorgen juist voor een makkelijkere diagnose van stenoses, dit heeft een toegevoegde waarde bij het diagnosticeren van stenoses.(55) Toch kan het aliasing artefact storend zijn in het beeld, het is gemakkelijk te verhelpen door een lagere Doppler frequentie te kiezen.(56)

Het acoustic shadowing artefact, resolution artefact, Doppler twinkling artefact en mirror artefact geven wel diagnostische problemen. Het acoustic shadowing artefact zorgt voor een slechtere beoordeling van de vaatwand morfologie. Het resolution artefact, zorgt voor een onderschatting van stenoses.(55) Verder bestaat nog het Doppler twinkling artefact en mirror artefact. Doppler twinkling artefact uit zich als een snel veranderde mix van rode en blauwe kleuren achter een sterk reflecterende structuur.(57) Het Mirror artefact uit zich in het weergeven van een vaag en doorzichtig vat aan de onderkant van het beeld, terwijl het echte bloedvat zich in het midden van het beeld bevindt. Als het ware is het bloedvat gekopieerd naar de onderkant van het beeld. Bij 2,5 procent van de patiënten leidt dit tot een misinterpretatie van stenoses.(58)

Een aantal artefacten worden veroorzaakt door het niet goed instellen of gebruiken van de apparatuur, zoals een incorrecte ingangshoek, verkeerde instelling van de colour gain, beweging of de druk op het bloedvat.(56,59) Een incorrecte hoek tussen de transducer en het bloedvat zorgt voor een slechte inkleuring in het bloedvat. Bij een lineair array transducer moet de kleurenbox zo worden gestuurd dat er een hoek <60 graden ontstaat.(56) Als de colour gain niet goed is ingesteld ontstaat er overgaining colour of undergaining colour. Overgaining colour geeft kleuren ruis en speckles in het beeld buiten het bloedvat, waardoor het bloedvat niet goed meer beoordeelbaar is.(56) Zeker in combinatie met tomografie is het belangrijk dat overgaining wordt voorkomen, omdat in combinatie met de beweging van de tomografie dit al snel kan voorkomen. Beweging van het bloedvat, maar ook van de patiënt of transducer produceren een Doppler signaal.(59) Transducer bewegingen produceren laag frequente Doppler shifts, dit wordt afgebeeld als willekeurige korte gekleurde flitsen.(59) Een manier om deze te voorkomen is door het gebruik van een walfilter die de lage Doppler shifts eruit filtert. Hierdoor worden alleen de hoge Doppler shifts weergegeven, maar dit zorgt er ook voor dat een langzaam flow van een bloedvat niet meer zichtbaar is.(59) Bij undergaining colour wordt er minder flow waargegeven dan daadwerkelijk het geval is, in het ergste geval wordt er geen flow waargenomen in het bloedvat terwijl er wel een flow bestaat.(56) Deze over- en undergaining artefacten zijn makkelijk op te lossen door de colour gain precies goed in te stellen, dat er geen kleuren speckles in beeld zijn en het bloedvat genoeg flow weergeeft.(56,59) Verder kan er geen flow worden waargenomen als de druk op het bloedvat zo hoog is dat het bloedvat wordt dichtgedrukt.(59) Dit kan komen doordat de onderzoeker te hard op de huid drukt met de transducer en daardoor de flow in het bloedvat blokkeert. Om dit te voorkomen wordt een ruime hoeveelheid van echografie gel of het gebruik van een geldpad

aangeraden, wat voorkomt dat de onderzoeker te hard moet drukken om een goede koppeling te krijgen.(59) De flow in het bloedvat kan ook worden geblokkeerd door weefselspanning, dit wordt veroorzaakt door de positie van de patiënt. Zelfs een lichte druk op een pees zal de druk in het weefsel verhogen en de flow in het bloedvat verminderen of zelfs geheel blokkeren.(59) Dit is op te lossen door de patiënt goed te positioneren, hier zal meer over worden verteld in het hoofdstuk over positionering van de patiënt.(59)

Reflectie tomografie verminderd in de meeste gevallen artefacten, zoals het speckle artefact, dit komt door dat meerdere beelden vanuit meerdere hoeken worden samengevoegd.(60) Hierdoor wordt ook het randdetail verhoogd.(60) Tomografie van de bloedvaten kan de volgende artefacten met zich meebrengen: rotation artefact, decentration artefact, calibre artefact, flow artefact, balloon artefact.(61) Rotation artefact wordt weergegeven als valse onderbrekingen in het lumen van het bloedvat. Decentration artefacten worden veroorzaakt doordat de positie van het bloedvat niet in het focus ligt. Dit leidt tot vervorming of signaal verzwakking in de meest afgelegen structuren en teveel signaal in oppervlakkige structuren. Calibre artefacten worden veroorzaakt als een arterie diameter te groot is om het volledige lumen te kunnen weergeven. Flow artefacten omvatten alle situaties van niet optimale transparantie van het lumen.(61)

Longitudinaal of transversaal scannen

Er zijn verschillende argumenten te bedenken voor longitudinaal of transversaal scannen. Naar verwachting is de resolutie van transversaal is beter. Transversaal is makkelijker om je bloedvaten te vinden(42), maar doordat je een tomografiebeeld maakt, wordt het bloedvat vanzelf in beeld gebracht en wordt deze door verschillende hoeken weergegeven.

Longitudinaal scannen is sneller en kost minder beweging (omhoog-omlaag). Ook is longitudinaal makkelijker voor het afbeelden van reflux.(62) Met longitudinaal scannen kan men beter de flow in beeld brengen en bij transversaal is het bijna niet te zien als het stromingsprofiel is verstoord.(59) Alleen met genoeg ervaring kan een reflux met behulp van transversaal scannen in beeld worden gebracht.(62) Voor het stellen van diagnoses wordt het aangeraden longitudinaal te scannen.(59,62)

Wat is de meest geschikte positionering van de patiënt voor een duplex echografie onderzoek?

Het is aangeraden het onderzoek van de oppervlakkige venen staand uit te voeren. De horizontale positie is niet geschikt voor het detecteren van reflux en meten van de vene diameters. Desondanks worden beide methode nog steeds toegepast in huidige onderzoeken.(31)

Door de patiënt goed te positioneren voorkomt men druk op het weefsel, wat zou kunnen resulteren in verkeerde diagnoses. Hierom wordt een flexie van de knie en dorsiflexie van de voet/ het enkelgewricht afgeraden. Er wordt aangeraden om een relaxte houding aan te nemen en ervoor te zorgen dat er helemaal geen spanning op de structuren staat.(59)

De keuze bepalende fase

Aan de hand van de uitkomst uit de literatuur en door te brainstormen zijn keuzes gemaakt in het morfologisch schema, hier zijn vier mogelijkheden uit naar voren gekomen, zie tabel 6 in bijlage III. Hieruit zijn de eerste vier schetsen naar voren gekomen, zie bijlage IV voor figuren 3 tot en met 6. Hierna is nog een keer het morfologisch schema geëvalueerd, om tot een nieuwe definitieve route in het morfologisch schema te komen en een nieuw ontwerp te creëren. De keuze voor de uiteindelijke opstelling is gemaakt op basis van kosten, onderhoud, hygiëne, gebruiksgemak, uitkomst van de literatuur en de mening van professionals. Zie voor de daadwerkelijke keuzes in het morfologisch schema bijlage V, tabel 7.

De vormgevende fase

In de figuur 7 tot en met 13 in bijlage VI staan de tekening van het uiteindelijk ontwerp, hierin zijn ook de tekeningen van de verschillende onderdelen verwerkt. Voor het uiteindelijke ontwerp is gekozen voor een rondplateau, met hierin de ruimte om te staan. Aangezien het wordt aangeraden het onderzoek in verticale houding uit te voeren, is er voor gekozen om de patiënt te laten staan. Voor de onderkant van het plateau is gekozen voor drie zwenkwieltjes met een rem, hierdoor wordt een statisch bepaalde situatie gecreëerd die altijd stabiel staat. Door de wieltjes is de opstelling verplaatsbaar naar een andere ruimte. Beide voeten worden op een aparte mechanische lift gezet om hiermee de hoogte te kunnen instellen. De ene mechanische lift wordt in de cirkel van de opstelling gezet, de andere mechanische lift erbuiten. Het been wat buiten de opstelling komt wordt tot een hoek van 90° gelift, terwijl het te scannen been gestrekt blijft. Hiermee kan de transducer eenvoudig tussen beide benen door. Zie als voorbeeld figuur 14 en de tekening in het morfologisch schema in bijlage V.



Figuur 14: jongetje met ene voet hoger dan de andere voet geplaatst, zoals gewenst is voor de opstelling.(63)

De rotatie om het been heen wordt tewerkgesteld door gebruik te maken van een rails, hier worden 3 wielen aan vast gemaakt (één aan de bovenkant, één aan de binnenkant en één aan de buitenkant). Dit gebeurt op dezelfde manier als een achtbaanrails, hierdoor zit de opstelling stevig vast en kan het niet zomaar omvallen/losraken als er per ongeluk iemand tegen aanstoot. De omhoog-omlaag beweging wordt gedaan door middel van een motor met een tandwielsysteem. Het tandwiel systeem is gekozen om het systeem op een nauwkeurig manier omhoog-omlaag te laten bewegen, waarbij het systeem ook stabiel kan stilstaan op een plaats.

Er wordt sterk aangeraden een scanhoek te creëren $<60^\circ$ ten opzichte van het bloedvat, om een zo optimaal mogelijk Doppler signaal te ontvangen. Deze hoek, van distaal naar proximaal, wordt gecreëerd door middel van een geautomatiseerd scharniergewricht. De hoek wordt verder aangepast tot een hoek $<60^\circ$ door middel van beam steer. Door Beam steering kan de hoek van de geluidsbundel ten opzichte van de transducer worden veranderd.(64) Hierdoor hoeft alleen bij het begin een kleine hoek gecreëerd te worden, bijvoorbeeld 70 graden, ten opzichte van de huid en kan de hoek verder ingestuurd met beam steer. De hoek van de transducer kan de rest van het onderzoek gelijk blijven en de hoek kleiner dan 60° wordt alsnog gehaald door het gebruik van beam steer.

De 7,5 MHz lineair array transducer is het meest geschikt om de beenvaten van kinderen op een diepte $<4,3$ cm af te beelden, maar een transducer met variabele frequentie is eveneens mogelijk. Er is bij dit ontwerp gekozen voor een 7,5 MHz lineair array transducer, om kosten te besparen. Voor nu is er gekozen voor één transducer, om eerst te kijken hoe het systeem werkt en kosten te besparen. Voor het stellen van diagnoses wordt het aangeraden longitudinaal te scannen. Dit mede om tijd te besparen op het onderzoek. Om bewegingsartefacten van te verminderen is er voor gekozen om in stappen te scannen. Eerst wordt een roterende beweging uitgevoerd, waarna de transducer een stuk omlaag wordt geplaatst en weer een roterende beweging wordt uitgevoerd. Bij de roterende beweging wordt vanaf meerdere hoeken een beeld verzamelt. De transducer dient op iedere hoek minimaal twee seconden stil te staan. Dit wordt gedaan om geen hartslagen te missen. 5 tot 12 jarigen hebben een hartslag van 80 tot 100, volwassenen hebben een hartslag van 60 tot 70.(65) Bij iedere hartslag, wordt er bloed doorgepompt wat zichtbaar is in het vat tijdens het duplex onderzoek. Om te zorgen voor een betrouwbare meeting, maar toch te zorgen dat het onderzoek snel verloopt is gekozen om minimaal twee seconden, maar maximaal vier seconden op een locatie te kijken naar het bloedvat. Aangezien kinderen soms moeilijk stil kunnen staan, zorgt dit ervoor dat er geen bloedvat gemist wordt, maar dat het onderzoek toch redelijk snel kan verlopen. Voor het bovenbeen is geen volledige rotatie nodig, met 240 graden ten opzichte van de A. femoralis (zie afbeelding 1 voor de anatomie) heeft men genoeg beeld om de belangrijkste bloedvaten in het bovenbeen weer te geven. Hierachter zitten geen grote bloedvaten en is voornamelijk bot, vet en spierstructuur. Ditzelfde geldt voor de knieholte, alleen precies in de knieholte en aan de mediale zijde van het been zitten bloedvaten die in beeld gebracht dienen te worden. Het onderbeen dient wel volledig rond gescand te worden, omdat de A. tibialis posterior en de A. fibularis zich aan zowel de mediale en laterale achterkant van het been bevind en de A. tibialis anterior zich aan de voorkant bevind.

Er zijn artefacten die diagnostische problemen kunnen geven en artefacten die van diagnostische relevantie kunnen zijn bij het stellen van diagnoses. Sommige artefacten kunnen eenvoudig voorkomen worden, door de juiste instelling van het echografieapparaat te kiezen. Om overgaining te voorkomen wordt er gebruik gemaakt van een filter die de lage Doppler shifts eruit filtert. Hierdoor worden alleen de hoge Doppler shifts weergegeven. Alsnog dient er gescand te worden op een lage snelheid, om te voorkomen dat de beweging van de transducer als willekeurige korte gekleurde

Doppler flitsen worden weergegeven in het beeld. Dit dient te gebeuren om de bewegingen van de transducer en de beweging van het bloedvat van elkaar te onderscheiden.

Voor de koppeling tussen de transducer en de patiënt kan onder andere gekozen worden voor water (30°C), gel of gelpads. Rekening gehouden met hygiëne zou een gelpad de meest geschikte oplossing zijn, hier is dus voor gekozen bij dit ontwerp. Om beweging van de transducer mogelijk te maken, wordt er gebruik gemaakt van een klein laagje ultrasoundgel tussen de transducer en de gelpad. De gelpads zijn volledig rond gemaakt als een huls, die je aantrekt over het been, als een soort kous. Voor de gelpads dienen meerdere maten beschikbaar te zijn, omdat ieder kind andere maten heeft. Er is gekozen om het bovenbeen en onderbeen als losse gelpads te maken, vanwege de variatie mogelijkheden van de benen. Hierbij ontstaan problemen met scannen bij de overgang van het ene gelpad naar het andere gelpad of door een stuk overlap van de gelpads. Hierom is ervoor gekozen om het bovenbeen tot 3-5 cm onder de knie apart te scannen van het onderbeen. Het bovenbeen gebied dient niet volledig rond gescand te worden en hierbij is een hoek van 240 graden ten op zichten van de grote bloedvaten (A. femoralis en A. poplitea) voldoende. Het andere stuk wordt gescand van vlak onder de knie tot vlak boven de enkel. Hierbij dient wel volledig geroteerd te worden, om alle bloedvaten in beeld te brengen.

Om te voorkomen dat kinderen omvallen kan gebruik gemaakt worden van een verplaatsbaar ballet barre, zie figuur 15. Daarnaast kan er gebruik gemaakt worden van een stastoel of leunbalk bij de kont en rug, waar de kinderen tegen aan kunnen leunen, zie figuur 16. Om te voorkomen dat de kinderen gaan bewegen word de voet, van het te scannen been, vast gezet met klittenband aan de mechanische lift vast.



Figuur 15: Ballet Barre.(66)



Figuur 16: leunbalk of stastoel.(67)

De ouder(s) of voogd mag in alle gevallen bij het onderzoek blijven en kan gebruikt worden als extra steun en voor het vasthouden van het kind tijdens het onderzoek.

Voor de hygiëne van het toestel dient er gekozen te worden voor materialen die gemakkelijk zijn schoon te houden, zoals een plastic omhulsel. Het omhulsel is ook om de mechanische onderdelen af te schermen van de buitenwereld. Het gebruik van gleuven, openingen en moeilijk bereikbare plekken dient zoveel mogelijk te worden vermeden. Het toestel dient gemakkelijk open gemaakt te kunnen worden voor onderhoud, maar wel op een veilige manier (met bijvoorbeeld een sleutel) zodat buitenstaanders en patiënten niet zomaar in het toestel kunnen. De transducerkop kan na iedere patiënt schoongemaakt worden met hetzelfde papier of een vochtig doekje zoals gebruikt wordt bij een standaard echografie onderzoek.

Ondanks dat het ontwerp vooral bedoeld is voor kinderen ouder dan 10 jaar, dient er toch wat kleur en vrolijkheid te worden toegepast aan het ontwerp. Dit om te voorkomen dat kinderen bang worden. Voor de mechanische lift kan gekozen worden voor een lift in de kleuren rood, groen of blauw. Op het stavlak van de mechanische lift kan een gekleurde sticker van een voetafdruk geplaatst worden, zodat het voor de kinderen ook gelijk duidelijk is dat ze daar op moeten staan. Daarnaast kan het omhulsel van de opstelling in kleur gemaakt worden, waardoor het er minder eng en vrolijker uitziet. Verder zijn ook de stastoelen verkrijgbaar in meerdere leuke kleuren.

Discussie

Dit onderzoek was opgezet met als doel het ontwerpen van een Doppler ultrasound reflectie tomografie opstelling van de onderste extremiteiten om vaataandoeningen weer te geven bij kinderen. Uit huidig onderzoek bleek dat echografie nog niet voldoende ondersteuning biedt voor een behandeling en dat er nog niet veel ultrasound reflectie tomografie opstellingen bestaan. Hierom is er een ontwerp gemaakt voor een Doppler ultrasound reflectie tomografie opstelling voor de onderste extremiteiten om vaataandoeningen weer te geven bij kinderen.

Uit de resultaten is gebleken dat de bloedvaten van iedere patiënt anders zijn. Daarom is het moeilijk om bij een vaste opstelling rekening te houden met de hoek $<60^\circ$, maar er dient wel naar gestreefd te worden. Hierom is ervoor gekozen om de transducer onder een kleine hoek te plaatsen en de hoek $<60^\circ$ verder te bereiken met beam steer.

Voor de koppeling van de transducer naar de patiënt kan o.a. gekozen worden voor water, gel of gelpads. Gedestilleerd water heeft een slechte transmissie en de water temperatuur heeft ook een invloed op de transmissie (hoe warmer hoe minder transmissie). Tenzij gewerkt wordt met een instelbare thermostaat of verwarmingselement is het waarschijnlijk niet mogelijk om precies dezelfde watertemperatuur te behouden bij alle onderzoeken. Als meerdere patiënten in hetzelfde water moeten worden gescand is dit niet hygiënisch. Het zou veel tijd in beslag nemen om bij iedere patiënt het water vervangen. Water kan bij beweging van de transducer of bij beweging van de patiënt zorgen voor een (lichte) golfslag wat een beweging vormt. Doppler meet beweging, dus dit kan een probleem vormen. Mensen vallen eerder en glijden sneller uit bij natte ondergronden. Hierom is ten aanzien van de belasting van de patiënt, de veiligheid en de beste transmissie gekozen voor een gelpad. Gelpads zijn een bewezen effectieve koppelmiddel bij hoog frequente transducers. Met het gebruik van een dun laagje ultrasound gel wordt een transmissie bereikt van bijna 100%. Het nadeel van gelpads als een kous, is dat er verschillende maten aanwezig moeten zijn. Een verkeerde maat kan leiden tot de aanwezigheid van lucht tussen de gelpad en de huid. Dit kan opgelost worden door gebruik te maken van een pneumatische cilinder/veer die zorgt voor een constante druk tussen de transducer, de gelpad en de huid.

Voor de patiënt positionering lijkt zwevend een van de beste opties, omdat hierbij de spieren totaal ontspannen zijn, wat dus niet zorgt voor een belemmering van de flow in de kleine bloedvaten. Voor kinderen zal het vrij moeilijk zijn om op die manier volledig stil te blijven hangen. Dit kan opgelost worden door de kinderen te fixeren met behulp van een tuigje, maar er wordt toch aangeraden om de kinderen gewoon te laten staan. Het effect van zweven is dat het bloed naar beneden zakt en zorgt voor een opeenhoping van bloed in de benen, wat kan leiden tot verkeerde diagnoses. Een ander nadeel is dat een tijd doorbrengen in deze bewegingsloze positie fatale consequenties tot gevolg kan hebben, zoals pijn in de benen, duizeligheid, verhoging van de hartslag, afname van de bloeddruk en bij langere tijd bewusteloosheid.(68)

De keuze tussen een of meer transducers is een afweging tussen kosten en tijdsbesparing. Met meer transducers zou zeker tijd kunnen worden bespaard, omdat voor één slice niet helemaal rond hoeft te worden gescand. Bij twee transducers hoeft er bij het onderbeen maar een halve cirkel gescand te worden en bij vier transducers maar een kwart cirkel. De kosten worden wel hoger bij meer transducers en ook de opstelling wordt hierdoor duurder. Verder is het lastiger te programmeren indien gewerkt wordt met twee of meer transducers. Er bestaat de kans dat bij meerdere transducers, de geluidgolven met elkaar gaan interfereren wat het Doppler signaal zou kunnen verstoren. Er is meer onderzoek nodig naar het effect van twee of meer transducers bij een tomografie opstelling in combinatie met Doppler.

Bij een tomografie opstellingen van de borsten is gebruik gemaakt van transmissie tomografie.(69) Deze techniek is voor deze opstelling niet bruikbaar, omdat er in het been vrij dik bot zit. Vanwege de hoge densiteit van bot en de dikte worden er geen geluidsgolven doorgelaten en kunnen deze dus niet aan de andere kant opgevangen worden.

De opstelling zou in de toekomst echt gemaakt kunnen worden en toegepast kunnen worden voor het diagnosticeren van vaataandoeningen van de onderste extremiteiten bij kinderen en jong volwassenen. De opstelling zou toepasbaar kunnen worden in ziekenhuizen en (dokters)praktijken. De opstelling zou door de MBB'er of huisarts bediend kunnen worden. Met wat aanpassingen zou deze opstelling ook bruikbaar zijn voor de bovenste ledematen, hierbij dient de diameter van de opstelling kleiner te zijn en zou de opstelling horizontaal gemaakt moeten worden. Verder zou deze opstelling ook toepasbaar kunnen zijn voor volwassenen, hierbij moet een iets grotere diameter en hoogte gebruikt worden. Er dient dan gebruik gemaakt te worden van een lagere frequentie, het beste hiervoor is waarschijnlijk een variabele frequentie van 3 tot 7,5 MHz, omdat er vaak een groot verschil zit in de maten benen van volwassenen.

Sterke punten

Uit de literatuurstudie zijn door middel van meerdere artikelen geschikte oplossingen voor de verschillende functies gevonden. De keuzes die gemaakt worden voor de uiteindelijke opstelling zijn hierdoor sterk onderbouwd en betrouwbaar.

Door middel van het testen op twee vrijwilligers is er meer informatie verkregen dan dat beschikbaar was uit de literatuur.

Dit project werd uitgevoerd volgens de methodiek van het methodisch ontwerpen. Deze methodiek heeft als voordeel dat de kans dat functies en eisen worden vergeten klein is. Al de stappen van het vierfasenmodel methodisch ontwerpen zijn doorlopen, waardoor de ontwerpstudie goed reproduceerbaar is.

Zwakke punten

Er zijn een paar bronnen gebruikt die ouder waren dan 2006, deze bronnen gingen alleen over de basisprincipes van echografie, Doppler of de anatomie en werden vooral gebruikt ter ondersteuning. Deze bronnen hadden geen verdere invloed op de uiteindelijke opstelling.

Er ontbreken onderzoeken die gaan over de voordelen van longitudinaal of transversaal scannen met tomografie. In vervolgstudies moet dit verder onderzocht worden om te kijken wat de beste mogelijkheid is.

Vanwege gebrek aan technische kennis is bij deze opstelling voornamelijk gekeken naar de medische kant (vanuit de MBB'er) en patiëntgerichte kant. In vervolgstudies dient er een ontwerpstudie plaats te vinden die vooral naar de technische kanten kijkt: wat zou qua technische kant geschikt zijn voor deze opstelling, wat is mogelijk en wat is naar hun inzicht het goedkoopst en makkelijkst toepasbaar.

Door gebrek aan tijd, geld, materiaal en kennis is er geen werkend prototype gemaakt van deze opstelling. Mijn aanbeveling hierop is dat de opstelling wordt gemaakt zodat de opstelling getest kan worden. Daarna zou deze opstelling gebruikt kunnen worden in de praktijk voor het weergeven van vaataandoeningen bij kinderen en jong volwassenen.

Conclusie

Er is een ontwerp gemaakt, waarbij rekening is gehouden met alle punten uit het Programma van Eisen. Er is gekozen om een zo hygiënisch mogelijk en betaalbaar mogelijk systeem te ontwerpen. Het is toepasbaar voor meerdere patiënten (in de doelgroep 10 tot 20 jaar) en de opstelling is verplaatsbaar. Het toestel is eenvoudig te bedienen op een manier waarmee de inter- en intraobserver variabiliteit zo klein mogelijk gehouden wordt.

Literatuurlijst

1. Vaartjes I, Dis I Van, Vissseren FLJ, Bots ML. Hart- en vaatziekten in Nederland. 2015:132. Beschikbaar via: http://www.hartstichting.nl/9800/13341/15305/HVZ_in_Nederland_2010
2. Zeist PP. 1 Anatomie en fysiologie van het vaatstelsel 1.1. Klin zorg rondom vaatpatient. 2007;21–36.
3. Weinberg I, Jaff MR. Nonatherosclerotic arterial disorders of the lower extremities. *Circulation*. 2012;126(2):213–22.
4. Wiersma Tj, Geraets JJXR. . NHG-Standaard Perifeer arterieel vaatlijden (tweede herziening). *Huisarts Wet* 2014;57(2):81.
5. Poos MJJC, Blokstra A. Hoe vaak komen hart- en vaatziekten voor en hoeveel mensen sterven er aan? In: Volksgezondheid Toekomst Verkenning, Nationaal Kompas Volksgezondheid. Bilthoven: RIVM; 2012. Beschikbaar via: <http://www.nationaalkompas.nl/gezondheid-e>.
6. Eiberg JP, Grønvall Rasmussen JB, Hansen M a, Schroeder T V. Duplex ultrasound scanning of peripheral arterial disease of the lower limb. *Eur J Vasc Endovasc Surg*. Elsevier Ltd; 2010;40:507–12.
7. Rijksinstituut voor Volksgezondheid en Milieu. De belangrijkste dosislimieten. Gemiddelde effectieve dosis voor verschillende typen röntgenverrichtingen. beschikbaar via: http://www.rivm.nl/Onderwerpen/M/Medische_Stralingstoepassingen/Trends_en_stand_van_.
8. Federaal Agentschap voor Nucleaire Controle. beschikbaar via: <http://www.fanc.fgov.be/nl/page/de-belangrijkste-dosislimieten/1184.aspx>.
9. Kaufmann TJ, Iii JH, Mandrekar JN, Schleck CD, Thielen KR, Kallmes DF. Complications of Diagnostic Cerebral Angiography : Evaluation Methods : Results : Conclusion : 2007;243(3).
10. NYU Langone Medical Center (2010). Carotid Artery Ultrasound is an Effective Alternative to More Invasive Coronary Angiography.
11. Janvier MA, Merouche S, Allard L, Soulez G, Cloutier G. A 3-D ultrasound imaging robotic system to detect and quantify lower limb arterial stenoses: Invivo feasibility. *Ultrasound Med Biol*. 2014;40(1):232–43.
12. Mikla, Victor I., Mikla, Victor V. Medical Imaging Technology. Londen: Elsevier; 2014.
13. Kane, Suzanne Amador. Introduction to physics in modern medicine. second edition. New York: CRC Press;2009.
14. Reynolds HR, Steckman DA, Tunick PA, Kronzon I, Lobach I, Rosenzweig BP. Normal intima-media thickness on carotid ultrasound reliably excludes an ischemic cause of cardiomyopathy. *Am Heart J*. Mosby, Inc. 2010;159:1059–66.
15. Yang F, Su Y, Lin S. ScienceDirect Discrepancy Between Duplex Sonography and Digital Subtraction Angiography When Investigating Extra- and Intracranial Ulcerated Plaque. Elsevier Taiwan LLC and the; 2015;(289):98–103.
16. Sebastianes PM, Sales DM, Santos JEM, Leão AR de S, da Costa JD, Takemoto K, et al. Interobserver variability of ultrasound parameters in portal hypertension. *Mem Inst Oswaldo Cruz*. 2010;105(4):409–13.
17. Gomes MER, de Graaft JC, van Gurp JA, Zwiers I, Legemate DA. Interobserver variation in

- duplex scanning of infrainguinal arterial bypass grafts. *Eur J Vasc Endovasc Surg*. 2003;25(3):224–8.
18. Perko MJ. Duplex ultrasound for assessment of superior mesenteric artery blood flow. *Eur J Vasc Endovasc Surg*. 2001;21(2):106–17.
 19. Ubbink DT, Fidler M, Legemate DA. Interobserver variability in aortoiliac and femoropopliteal duplex scanning. *J Vasc Surg*. 2001;33(3):540–5.
 20. Lamperti M, Bodenham AR, Pittiruti M, Blaivas M, Augoustides JG, Elbarbary M, et al. International evidence-based recommendations on ultrasound-guided vascular access. *Intensive Care Med*. 2012;38(7):1105–17.
 21. Kayhan A, Palabiyik F, Serinsöz S, Kiri A, Bayramoğlu S, Williams JTB, et al. Multidetector CT angiography versus arterial duplex USG in diagnosis of mild lower extremity peripheral arterial disease: Is multidetector CT a valuable screening tool? *Eur J Radiol*. 2012;81(3):542–6.
 22. Kock MCJM, Dijkshoorn ML, Pattinama PMT, Myriam Hunink MG. Multi-detector row computed tomography angiography of peripheral arterial disease. *Eur Radiol*. 2007;17(12):3208–22.
 23. Thotakura T. Simulation of Ultrasound Computed Tomography in Diffraction Mode by. 2014;
 24. Yang L, Pan Q, Xu C, Guo X, Peng K. Immersion ultrasonic reflection tomography by annular array system. *FENDT 2013 - Proc 2013 Far East Forum Nondestruct Eval New Technol Appl*. 2013;82–9.
 25. Zeiler, W. Basisboek ontwerpen van “methodisch ontwerpen” tot “integraal ontwerpen”. Eerste Druk. Groningen/Houten. noordhoff uitgevers; 2014.
 26. de Vos - van der Hoeven T. Concentreren, soms heel lastig. 2010. beschikbaar via: <http://www.opvoedadvies.nl/concentratie.htm>.
 27. Vallejos, F. Ultrasound Doppler Physics: Transducer arrays. beschikbaar via: <http://www.examrefresh.com/transducer-arrays/>.
 28. Szabo TL, Lewin PA. Ultrasound Transducer Selection in Clinical Imaging Practice. 2013;573–82.
 29. Anderson I. Use of Doppler ultrasound in assessing leg ulcers. *Nurs Stand* 21. 2007;
 30. Lunt MJ. Review of duplex and colour Doppler imaging of lower-limb arteries and veins. *World Wide Wounds. Tissue Viability Society*; 2000:45–55.
 31. Coleridge-Smith P, Labropoulos N, Partsch H, Myers K, Nicolaidis A, Cavezzi A. Duplex ultrasound investigation of the veins in chronic venous disease of the lower limbs - UIP consensus document. Part I. Basic principles. *Eur J Vasc Endovasc Surg*. 2006;31(1):83–92.
 32. Alam, M., Nguyen T.H., Dover J.S. *Treatment of Leg Veins*. Philadelphia (USA): Elsevier; 2006.
 33. Kumar A, Chuan A. Ultrasound guided vascular access: efficacy and safety. *Best Pract Res Clin Anaesthesiol*. Elsevier Ltd; 2009;23:299–311.
 34. Barnes RW. Lower Extremity Arterial Physiologic Segmental Pressures Waveforms.
 35. Society for Vascular Ultrasound. Guideline: Lower Extremity Arterial Segmental Physiologic Evaluation. 2012.
 36. Spiss V, Loizides A, Plaikner M, Ostermann S, Peer S. Contrast Enhanced Ultrasound of the

- lower limb deep venous system : a technical feasibility study . 2011;13(4):267–71.
37. Gjønnæss E, Morken B, Sandbæk G, Stranden E, Slagsvold CE, Jørgensen JJ, et al. Gadolinium-enhanced magnetic resonance angiography, colour duplex and digital subtraction angiography of the lower limb arteries from the aorta to the tibio-peroneal trunk in patients with intermittent claudication. *Eur J Vasc Endovasc Surg*. 2006;31(1):53–8.
 38. Barillari A, Barillari G, Pasca S. Extended Compression Ultrasound Performed by Emergency Physicians: A Modified Compression Ultrasound Examination to Detect Superficial and Deep Lower Limb Thromboses in the Emergency Department. *J Med Ultrasound*. Elsevier Taiwan LLC and the; 2011;19(3):103–8.
 39. Button VLDSN. Flow Transducers [Internet]. Principles of Measurement and Transduction of Biomedical Variables. 2015. 271-323.
 40. Zaap J. Fysica van de echografie: 2009;
 41. Rovner A. echopedia: The principle of ultrasound. 2015.
 42. Principes van echografie. Beschikbaar via:
http://www.medischebeeldvorming.nl/echo_mri/echo.htm.
 43. Fontanarosa D. Evaluation of speed of sound aberration and correction for ultrasound guided radiation therapy.
 44. Veins of te leg. Beschikbaar via: <http://popista.com/veins-in-the-leg/veins-of-the-leg,/49886>.
 45. Massink HT. Achtergronden bij echodiagnostiek. 2006;(3):1–14.
 46. Liceralde P. The Effects of ultrasound transducer velocity on intramuscular tissue temperature across a treatment site. 2009;
 47. Forum B, Ultrasound gels – effects, compositions, applications. 2008.50–2.
 48. Diagnostic Ultrasound, hoofdstuk 61 ultrasound and coupling agents, blz 290.
 49. Poltawski, Leon and Watson T. Relative transmissivity of ultrasound coupling agents commonly used by therapists in the UK. PhD Propos. 2015;1:1–13.
 50. Bodegem, D. van. Wat doet water met je huid?. 2012. Beschikbaar via: <http://www.noble-house.tk/nl/producten/lichaamsverzorging/alana-milde-make-up-reiniger/dr-jetske-ultee-wat-doet-hard-water-met-je-huid>.
 51. Klucinec B. The effectiveness of the aquaflex gel pad in the transmission of acoustic energy. *J Athl Train*. 1996;31(4):313–7.
 52. Nebeker J, Nelson TR. Imaging of sound speed using reflection ultrasound tomography. *J Ultrasound Med*. 2012;31(9):1389–404.
 53. Barnoski, Michael. Introduction to Integrated optics. Londen: Plenum Pres; 2012.
 54. Helguera, M. An Introduction to Ultrasound. 2009. beschikbaar via:
<https://www.cis.rit.edu/research/ultrasound/ultrasoundintro/ultraintro.html>.
 55. Arning C, Eckert B. The diagnostic relevance of colour Doppler artefacts in carotid artery examinations. *Eur J Radiol*. 2004;51(3):246–51.
 56. Top Ten Doppler Errors and Artifacts. 2011.
 57. Tsao TF, Kang RJ, Gueng MK, Tyan YS, Lin YC, Lee SK. Color Doppler Twinkling Artifact and Clinical Use. *J Med Ultrasound*. Chinese Taipei Society of Ultrasound in Medicine & Elsevier;

- 2009;17(3):157–66.
58. Arning C. Mirror Image Artifacts of Color Doppler Carotid Artery Stenoses. 1998;683–6.
 59. Boesen MI, Boesen M, Langberg H, Koenig MJ, Boesen A, Bliddal H, et al. Musculoskeletal colour/power Doppler in sports medicine: Image parameters, artefacts, image interpretation and therapy. *Clin Exp Rheumatol*. 2010;28(1):103–13.
 60. Providian medical equipment. ultrasound imaging guide, a quick and easy guide for optimizing ultrasound images. beschikbaar via: <http://www.providianmedical.com/ultrasound-imaging-guide/>.
 61. Motreff P, Levesque S, Souteyrand G, Sarry L, Ouchchane L, Citron B, et al. High-resolution coronary imaging by optical coherence tomography: Feasibility, pitfalls and artefact analysis. *Arch Cardiovasc Dis*. 2010;103(4):215–26.
 62. Hamper UM, DeJong MR, Scoutt LM. Ultrasound Evaluation of the Lower Extremity Veins. *Ultrasound Clin*. Elsevier Ltd; 2009;4(2):193–216.
 63. De trap op. Beschikbaar via: <http://www.detrapp-op.nl/contact/>.
 64. Transmitting Ultrasound Pulses. 2013. Beschikbaar via: http://www.ultrasonix.com/wikisonix/index.php/Transmitting_Ultrasound_Pulses#Beam_Steering.
 65. van Gelder, I. Hartritme. Beschikbaar via: <https://www.hartstichting.nl/hartritme>.
 66. Ballet barre. Beschikbaar via: http://www.ebay.com/sch/Ballet-Barres/179804/bn_1993439/i.html.
 67. Stastoel. Beschikbaar via: <http://www.bewegen-werkt.nl/producten/stastoel>.
 68. Orthostatisch syndroom/hangtrauma. beschikbaar via: http://www.honor-safety.nl/nl/producten/valbeveiliging/veiligheidsharnassen_gordels/hangtrauma-voorkomen.
 69. Opieliński KJ, Pruchnicki P, Gudra T, Podgórski P, Kurcz J, Kraśnicki T, et al. Imaging results of multi-modal ultrasound computerized tomography system designed for breast diagnosis. *Comput Med Imaging Graph*. 2015;46:83–94.
 70. Zwenkwiel met rem. Beschikbaar via: <https://www.praxis.nl/gereedschap-installatiemateriaal/opslag/transport/wielen/zwenkwiel-125mm-met-plaat-en-rem/2325819>.
 71. Rollercooster wheels. Beschikbaar via: <http://www.themeparkreview.com/forum/viewtopic.php?f=3&t=62869&start=10>.
 72. Power transmission. Beschikbaar via: <http://curriculum.vexrobotics.com/curriculum/mechanical-power-transmission/power-transmission>.

Bijlagen

Bijlage I: Morfologisch schema

Bijlage II: Berekening van de brekingindex

Bijlage III: wegen in het morfologisch schema

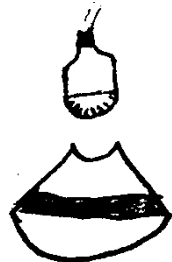
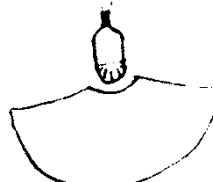
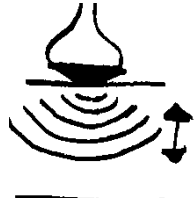
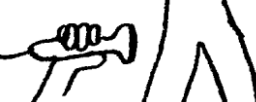
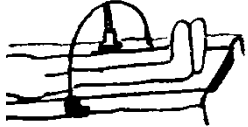
Bijlage IV: schetsen voor de mogelijke opstellingen

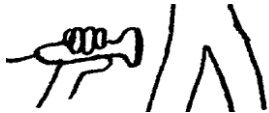
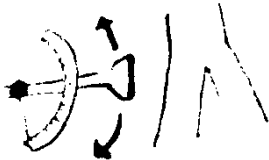
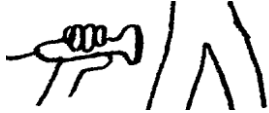
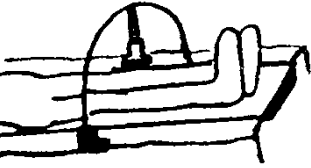
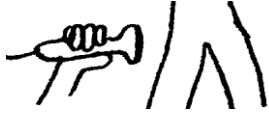
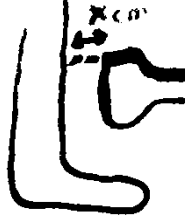
Bijlage V: uiteindelijke keuze morfologisch schema

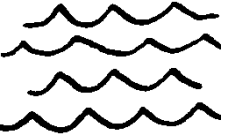
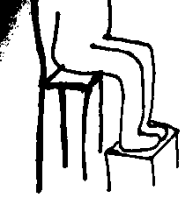
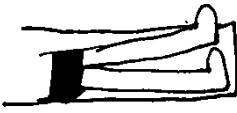
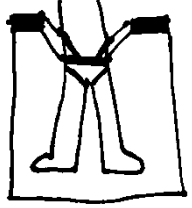
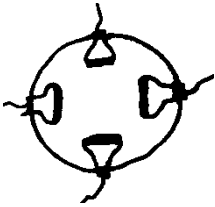
Bijlage VI: uiteindelijke opstelling

Bijlage I: Morfologisch schema

Tabel 2: De mogelijke werkwijze/oplossingen per functie.

functie	Oplossing 1	Oplossing 2	Oplossing 3	Oplossing 4	Oplossing 5
Transducer keuze	Lineair sequential array transducer 	Curved sequential array transducer 	Lineair phased array transducer 	Curved phased array transducer 	Annular array transducer 
Frequentie keuze	3 MHz 	5 MHz 	7,5 MHz 	10 MHz 	Variabele frequentie 
Transducer moet kunnen roteren om het been heen	Hand 	Vaste cirkel 	Halve cirkel (eerst voorkant, dan achterkant) 	Spiraalvorm* 	Robot 

Transducer hoek moet aanpasbaar zijn per bloedvat	Hand 	Verstelbare hoek mechanisme (gedeeltelijk met de hand) 	Vaste hoek, op de computer/ echoapparaat met beam steer een hoek creëren. 	Robot 	
Transducer moet van de enkel naar de lies scannen	Hand 	Patiënt bewegen/tafel bewegen 	(kabel) lift (waar transducer aanzit) 	Schroef/draai mechanisme (gedeeltelijk met de hand) 	Robot 
Afstand tot huid regelen (per patiënt)	Hand 	Sensoren 	Vaste diameter (cirkel) 	Veer/ pneumatische cilinder 	Robot 

Koppeling tussen transducer en patiënt	Water, gedestilleerd 	Water, huid temperatuur (30 graden) 	Gel 	Gel pad (om transducerkop) 	Gel pad (om het gehele been, als een huls/kous) 
Positionering patiënt	Staand 	Zittend/liggend, knie gebogen 	Zittend/liggend, been gestrekt 	Zwevend (lichaam vast en benen hangend naar beneden) 	
Aantal transducers	Één transducer 	Twee transducers 	Drie transducers 	Vier transducers 	

*Is ook gelijk voor de functie omhoog-omlaag.

Bijlage II: Berekening van de brekingindex

De volgende formule wordt toegepast voor het bereken van de brekingsindex.

$$\frac{\sin(i)}{\sin(t)} = \frac{C_1}{C_2}$$

Waarbij i de ingangshoek is, t de uitgangshoek, C de geluidssnelheden in het eerste en tweede medium. De laagste geluidssnelheid van koppelingsmechanisme is zichtbaar bij water (tussen de 1485 en 1526 m/s), hierdoor krijg je een bij een ingangshoek van 60° de volgende uitgangshoek:

$$\frac{\sin i}{\sin(60)} = \frac{1485}{1540}$$

$$\frac{\sin i}{\sin(60)} = 0,964$$

$$\sin i = 0,964 \times \sin(60)$$

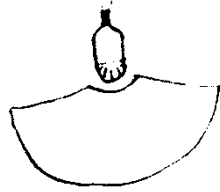
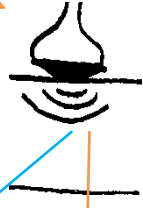
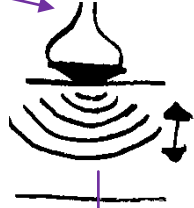
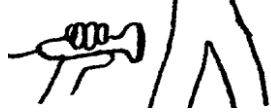
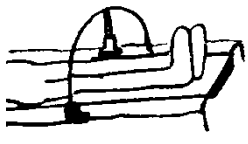
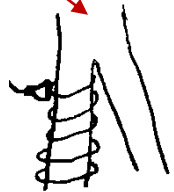
$$\sin i = 0,835$$

$$i = \sin^{-1}(0,835)$$

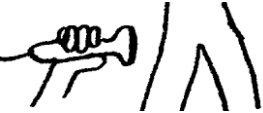
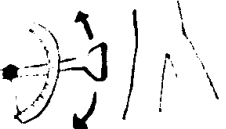
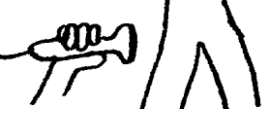
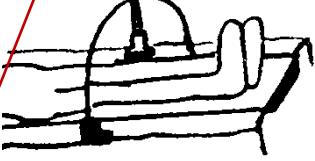
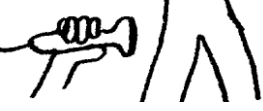
$$i = 56,6^\circ$$

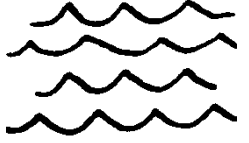
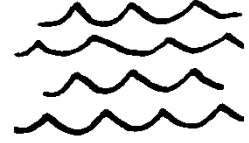
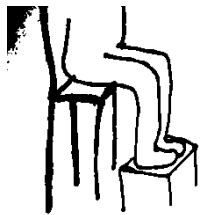
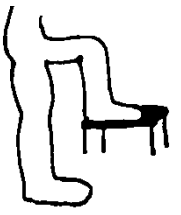
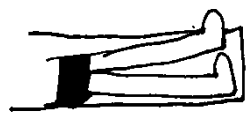
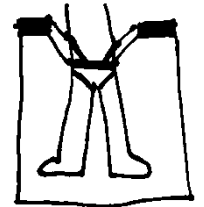
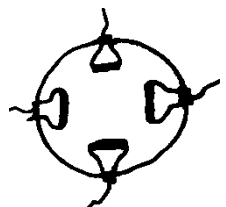
Bijlage III: Wegen in het morfologisch schema

Tabel 6: vier gemaakte wegen voor mogelijke opstellingen.

functie	Oplossing 1	Oplossing 2	Oplossing 3	Oplossing 4	Oplossing 5
Transducer keuze	Lineair sequential array transducer 	Curved sequential array transducer 	Lineair phased array transducer 	Curved phased array transducer 	Annular array transducer 
Frequentie keuze	3 MHz 	5 MHz 	7.5 MHz 	10 MHz 	Variabele frequentie 
Transducer moet kunnen roteren om het been heen	Hand 	Vaste cirkel 	Halve cirkel (eerst voorkant, dan achterkant) 	Spiraalvorm* 	Robot 

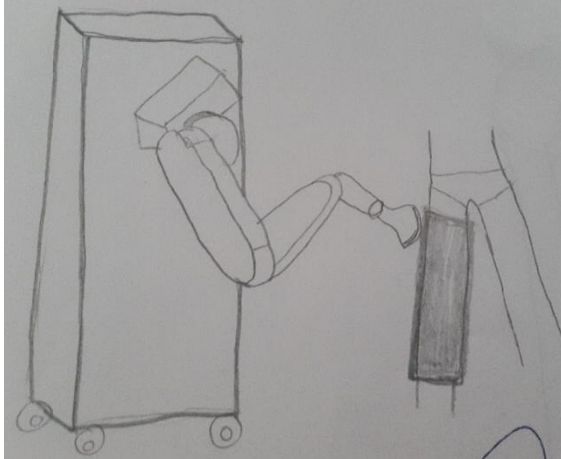
VI

Transducer hoek moet aanpasbaar zijn per bloedvat	Hand 	Verstelbare hoek mechanisme (gedeeltelijk met de hand) 	Vaste hoek, op de computer/ echoapparaat met beam steer een hoek creëren. 	Robot 	
Transducer moet van de enkel naar de lies scannen	Hand 	(kabel) lift (waar transducer aanzit) 	Patiënt bewegen/tafel bewegen 	Schroef/draai mechanisme (gedeeltelijk met de hand) 	Robot 
Afstand tot huid regelen (per patiënt)	Hand 	Vaste diameter (cirkel) 	Sensoren 	Veer/ pneumatische cilinder 	Robot 

Koppeling tussen transducer en patiënt	Water, gedestilleerd 	Water, huid temperatuur (30 graden) 	Gel 	Gel pad (om transducerkop) 	Gel pad (om het gehele been, als een huls/kous) 
Positionering patiënt	Zittend/liggend, knie gebogen 	Staand 	Zittend/liggend, been gestrekt 	Zwevend (lichaam vast en benen hangend naar beneden) 	
Aantal transducers	Één transducer 	Twee transducers 	Drie transducers 	Vier transducers 	

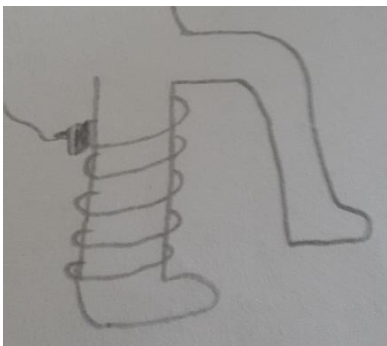
Bijlage IV: Schetsen voor de mogelijke opstellingen

Paarse weg: Robot arm. Robot op wieltjes zodat hij gemakkelijk verplaatsbaar is. Meerdere draai en scharnierbewegingen mogelijk zodat het mogelijk is om te roteren, omhoog-omlaag te bewegen en de scanhoek aan te passen per bloedvat. Koppelingsmateriaal is een gelpad als een soort kous.



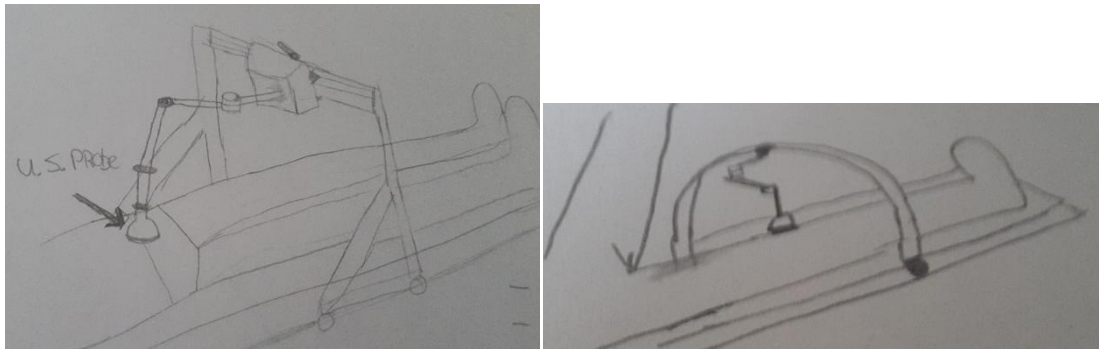
Figuur 3: opstelling van de paarse weg.

Rode weg: spiraalvormige installatie. Ronddraaiende beweging en omhoog-omlaag wordt toegepast doormiddel van een rail waar de transducer op wordt bevestigd. Koppelingsmateriaal is gel.



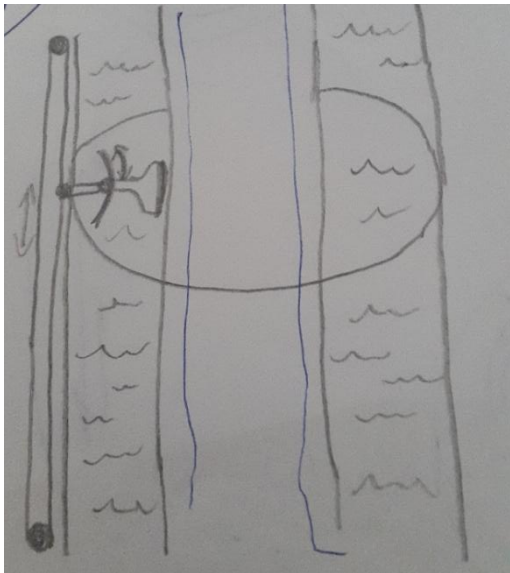
Figuur 4: opstelling van de rode weg.

Oranje weg: Halve cirkel opstelling die aan de tafel vast zit. De tafel beweegt hierbij (net zoals een tafel bij CT). Door middel van een veer of pneumatische cilinder zal er tegen de patiënt worden gedrukt. Koppelingmateriaal is een gelpad om de transducer heen, met een laagje gel om beweging mogelijk te maken.



Figuur 5: opstelling voor de oranje weg.

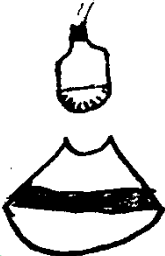
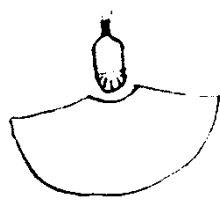
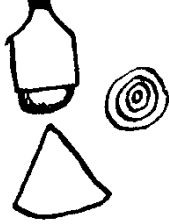
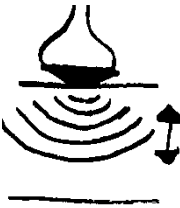
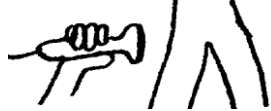
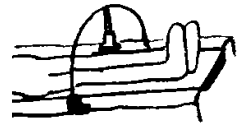
Blauwe weg: koker-vormige opstelling. Hierbij wordt het been in een bak water wordt gestoken (30 graden). Er wordt gebruik gemaakt van een lift om de transducer omhoog en omlaag te laten bewegen en de diameter is vast. Hierbij kan gebruik gemaakt worden van twee transducers, die parallel tegenover elkaar staan.

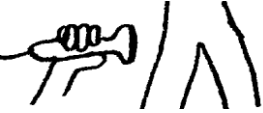
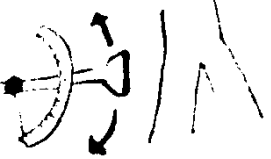
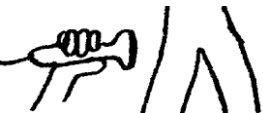
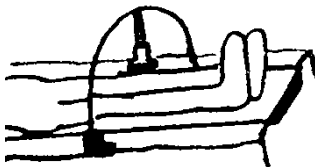
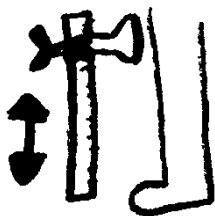
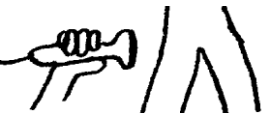


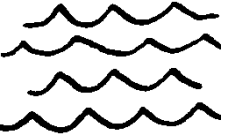
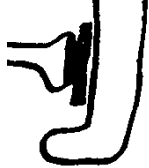
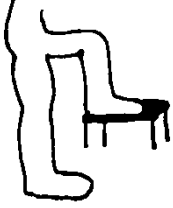
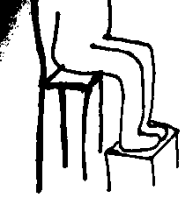
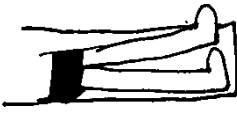
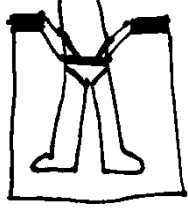
Figuur 6: opstelling van de blauwe weg

Bijlage V: Uiteindelijke keuze morfologisch schema

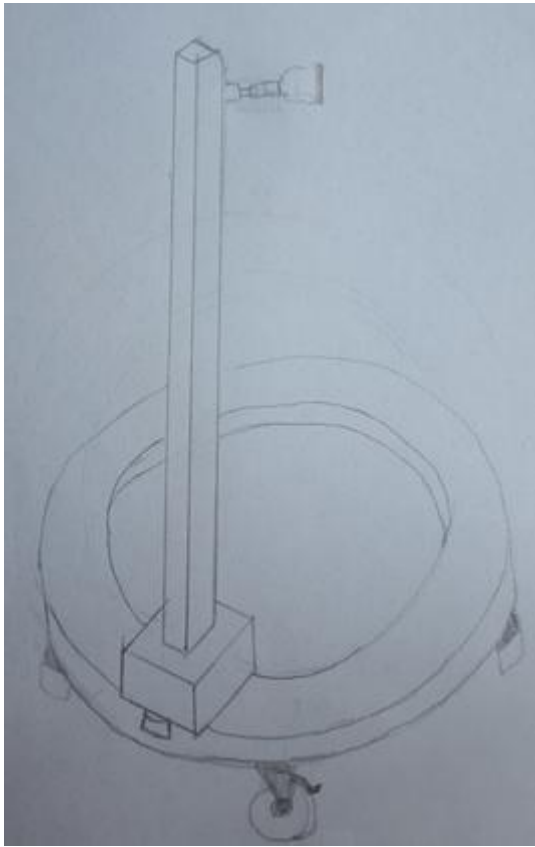
Tabel 7: uiteindelijke weg in het morfologisch schema.

functie	Oplossing 1	Oplossing 2	Oplossing 3	Oplossing 4	Oplossing 5
Transducer keuze	Lineair sequential array transducer 	Curved sequential array transducer 	Lineair phased array transducer 	Curved phased array transducer 	Annular array transducer 
Frequentie keuze	3 MHz 	5 MHz 	7,5 MHz 	10 MHz 	Variabele frequentie 
Transducer moet kunnen roteren om het been heen	Hand 	Vaste cirkel 	Halve cirkel (eerst voorkant, dan achterkant) 	Spiraalvorm* 	Robot 

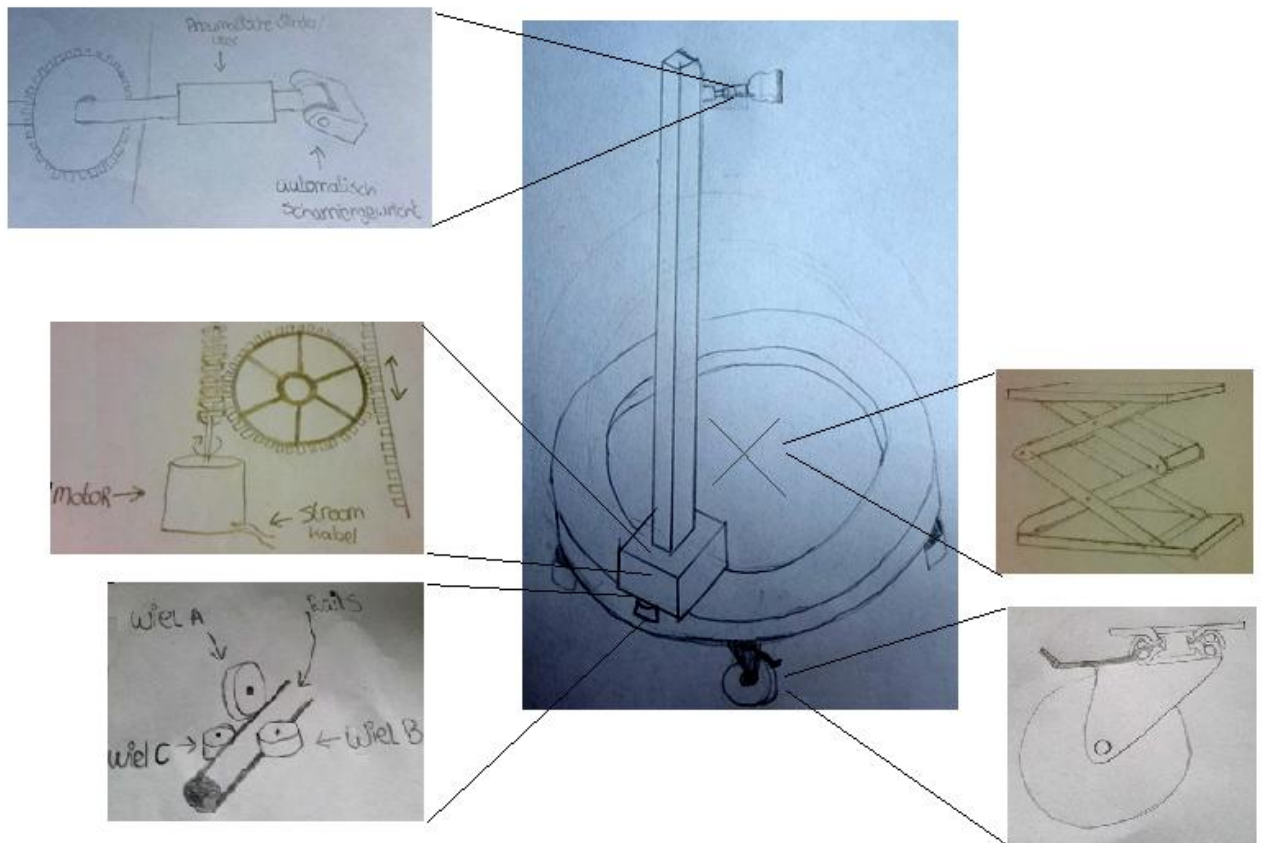
Transducer hoek moet aanpasbaar zijn per bloedvat	Hand 	Verstelbare hoek mechanisme (gedeeltelijk met de hand) 	Vaste hoek, op de computer/ echoapparaat met beam steer een hoek creëren. 	Robot 	
Transducer moet van de enkel naar de lies scannen	Hand 	Patiënt bewegen/tafel bewegen 	(kabel) lift (waar transducer aanzit) 	Schroef/draai mechanisme (gedeeltelijk met de hand) 	Robot 
Afstand tot huid regelen (per patiënt)	Hand 	Sensoren 	Vaste diameter (cirkel) 	Veer/ pneumatische cilinder 	Robot 

Koppeling tussen transducer en patiënt	Water, gedestilleerd 	Water, huid temperatuur (30 graden) 	Gel 	Gel pad (om het gehele been, als een huls/kous) 	Gel pad (om transducerkop) 
Positionering patiënt	Staand 	Zittend/liggend, knie gebogen 	Zittend/liggend, been gestrekt 	Zwevend (lichaam vast en benen hangend naar beneden) 	
Aantal transducers	Één transducer 	Twee transducers 	Drie transducers 	Vier transducers 	

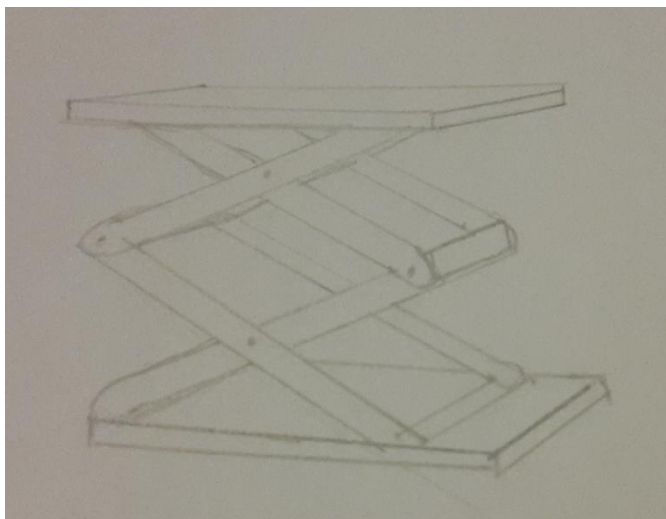
Bijlage VI: Uiteindelijke opstelling



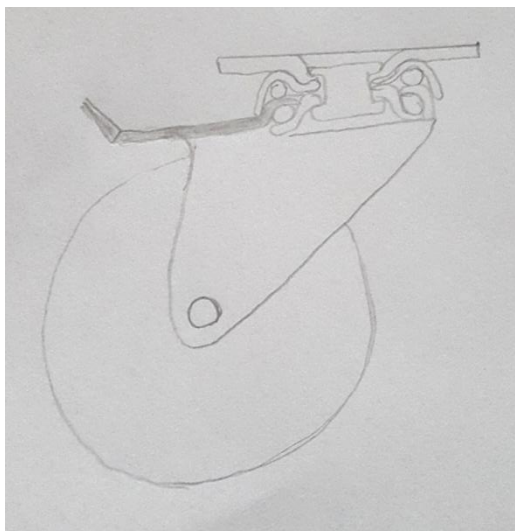
Figuur 7: de uiteindelijke opstelling.



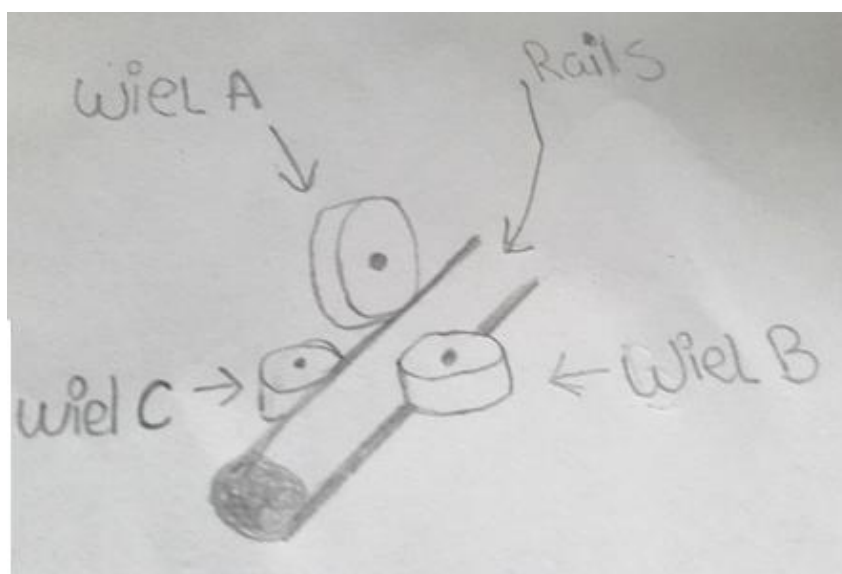
Figuur 8: de opstelling met meerdere onderdelen uitgelicht



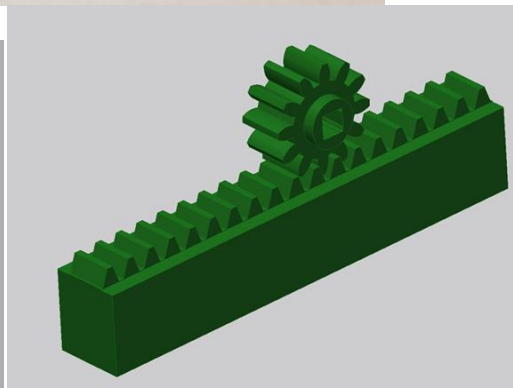
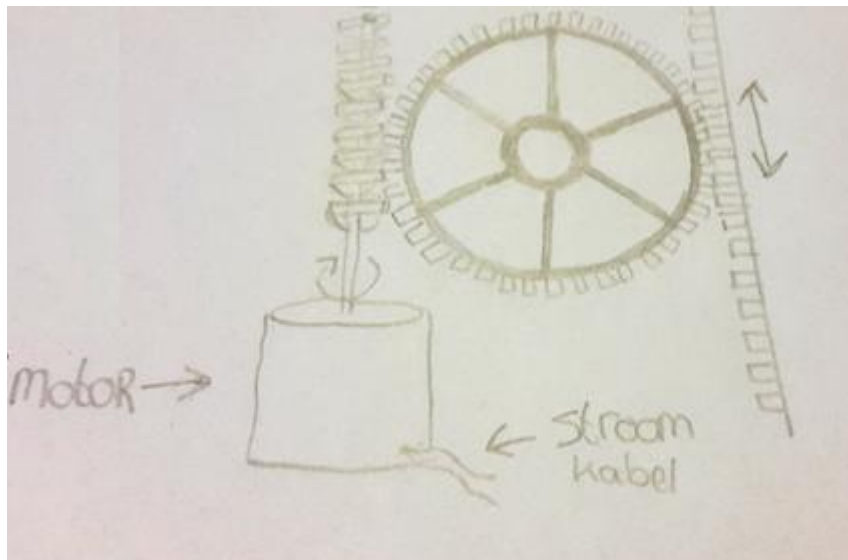
Figuur 9: mechanische lift.



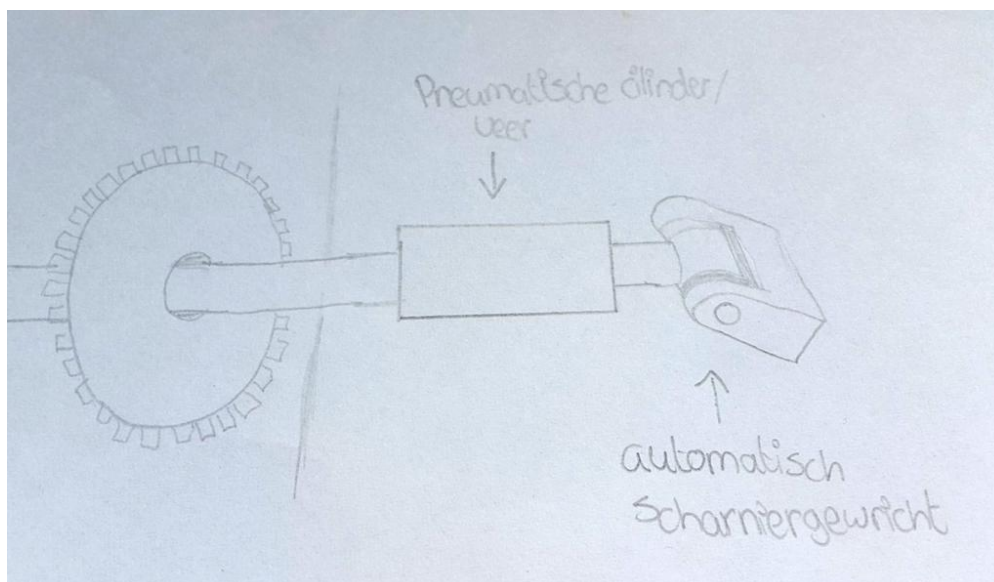
Figuur 10: zwenkwieltjes onder de opstelling.(70)



Figuur 11: rails voor de roterende beweging, vergelijkbaar met een achtbaanrails.(71)



Figuur 12: tandwielsysteem voor de omhoog-omlaag beweging.(72)



Figuur 13: pneumatische cilinder/veer, met daarna een scharniergewricht waar de transducer aanvastzit.