

Ontwerp van een voetbelasting meetsysteem met een kostprijs van maximaal 2500 euro

Voor het meten van de totale voet
belasting

Gert Overweg
Oktober 2017



Mens & Techniek | Bewegingstechnologie

DE HAAGSE
HOGESCHOOL



Titelpagina

Onderwijsinstelling: De Haagse Hogeschool
Faculteit Gezondheid, Voeding & Sport
Opleiding Mens & Techniek | Bewegingstechnologie

Adres: Johanna Westerdijkplein 75
2521 EN
Den Haag

Telefoon: 0704458888

Afstudeer coördinator: Mevr. C.A.M. Doorenbosch
E-mail adres: C.A.M.Doorenbosch@hhs.nl

Afstudeercoördinator: Dhr A. Lagerberg
E-mail adres: A.Lagerberg@hhs.nl

Afstudeerbegeleider: Mevr. M.L.C. Kessels

Afstudeerbegeleider: Dhr. H.N. Meulman

Opdrachtgever: Dhr. I.P. Lindner
Functie: Fysiotherapeut

Opdrachtgever: Mevr. A.M. Mollema
Functie: Fysiotherapeut

Titel: Ontwerp van een kosteneffectief voetdruk meetsysteem
Werkveld: Revalidatie
Beroepsrol: Praktijk gerichte onderzoeker & ontwikkelaar
Datum: 10 oktober 2017

Naam: Gerrit Jan Overweg

Voorwoord

Dit ontwerpverslag is geschreven in het kader van een afstudeeronderzoek binnen de opleiding Mens en Techniek | Bewegingstechnologie aan de Haagse Hogeschool. Dit ontwerpverslag kan gebruikt worden door ontwikkelaars, ontwerpers, fysiotherapeuten en andere bewegingsspecialisten binnen het werkveld.

Het ontwerpverslag voorziet de lezer van een heldere beschrijving van de ontwikkeling en het ontwerp van een voetdruk meetsysteem met een aanschafprijs van minder dan 2500 euro.

Het doel van dit ontwerpverslag is om een nieuw type voetbelasting meetsysteem aan de lezer voor te leggen en daarbij de lezer te voorzien van nieuwe ideeën over behandeling met behulp van een voetbelasting meetsysteem. Uiteindelijk zal een ontwikkelt product in gebruik worden genomen door de Vogellanden. Het ontwerp binnen dit verslag dient als eerste versie binnen het project.

Speciale dank gaat uit naar de begeleider van het project Manon Kessels voor haar advies en begeleiding. Verder wil ik Mark Schrauwen bedanken voor zijn advies en hulp bij het software vraagstuk binnen dit project. Als laatste grote dank voor Ivo Lindner en Ank Mollema voor het aanbieden van deze ontwerpuitdaging en de tijd die zij hierin hebben geïnvesteerd.

Gert Overweg
Oktober, 2017

Inhoudsopgave

Samenvatting.....	1
Inleiding.....	2
Analysefase.....	4
Kostprijs.....	4
Meeteenheid.....	5
Toepasbaarheid.....	8
Plan van eisen en wensen.....	9
Ontwerpfase.....	10
Concepten.....	13
Beoordelingsmethode.....	14
Keuzeverantwoording.....	15
Vervaardiging.....	16
Evaluatie van het product/discussie.....	22
Discussie.....	29
Conclusie.....	30
Verwijzingen.....	31
Bijlage 1 - Markonderzoek.....	35
Bijlage 2 - Type sensoren.....	38
Bijlage 3 -Onderzoek naar meetmethode.....	40
Bijlage 4 -Eigenschappen van een sensor.....	42
Bijlage 5 - Verloop van het 'Center of Pressure'.....	44
Bijlage 6 - Concepten.....	45
Bijlage 7 - scripts Arduino.....	50
Bijlage 8 - Korte vragenlijst evaluatie meetsysteem.....	53
Bijlage 9 - Kostenspecificatie prototype.....	54
Bijlage 10 -Projectplan.....	55
Bijlage 11- Competenties.....	Fout! Bladwijzer niet gedefinieerd.

Samenvatting

Op de afdeling fysiotherapie van revalidatiecentrum Vogellanden in Zwolle worden vaak patiënten behandeld met aandoeningen van de onderste extremiteit. In veel gevallen geldt er een belasting norm in kilogrammen van de behandelend arts, om overbelasting te voorkomen.

Om deze norm te hanteren wil de Vogellanden graag meetbaar maken hoe hoog de totale belasting op de voet is. Zij hebben hiervoor nog geen geschikt meetsysteem kunnen vinden. Het instrument moet over een instelbare auditieve feedback beschikken. Met behulp van deze feedback kan de patiënt leren wanneer de belasting op de voet te hoog of te laag is. De verwachting is dat men door het reguleren van de voetdruk met behulp van een voetdruk meetsysteem, de behandeling van de Vogellanden kan verbeteren.

Om een geschikt meetsysteem te vinden is er marktonderzoek verricht. Hieruit kwam naar voren dat meetsystemen die de totale belasting op de voet kunnen meten een veel hogere prijs hebben dan de 2500 euro die de Vogellanden in het meetsysteem wil investeren. De hoge prijs kan men terugleiden naar de vele sensoren die nodig zijn om de totale voetbelasting te kunnen meten. Om de totale belasting te kunnen meten zal het oppervlak van sensor en contactoppervlak gelijk moeten zijn. Goedkopere meetsystemen voldoen niet aan deze voorwaarden. Dat maakt dat er geen betaalbaar meetsysteem op de markt is waarmee totale voetbelasting kan worden gemeten tijdens de gehele gang.

Vanuit deze probleemstelling is er een analyse verricht. Binnen deze analyse is onderzocht welke methode gebruikt kan worden om de totale voetbelasting te meten tijdens de gehele gang.

Daarnaast is ook onderzocht hoe het meetsysteem ontworpen moet worden om een kostprijs van onder de 2500 euro te bereiken. Uit de analyse zijn eisen en wensen naar voren gekomen die zijn samengevat in een plan van eisen en wensen.

Dit plan van eisen en wensen is leidend geweest bij het ontwerpen van vier concepten. Het concept dat namelijk het meest voldeed aan het plan van eisen en wensen is geselecteerd om verder te ontwikkelen. Het concept kan worden omschreven als een sandaal waarbij acht sensoren op een verhoging, op strategisch gekozen punten op de zool geplaatst zijn.

Om deze sensoren uit te lezen is er een programma geschreven een kalibratie uit te voeren en vervolgens uit te lezen met behulp van een Arduino microcontroller. Het systeem beschikt daarbij over een auditieve feedback voor de belastingnorm. Deze kan door de therapeut ingesteld worden. Na vervaardiging van een prototype blijkt uit evaluatie dat het voetbelasting meetsysteem in deze vorm niet kan voldoen aan de vraag van de Vogellanden. De grootste belemmeringen zijn hierbij de nog te hoge kostprijs en de koppeling tussen software en hardware die nog niet geoptimaliseerd is om betrouwbare meetresultaten te behalen. Als laatste zal er een gedegen test uitgevoerd moeten worden onder de patiënten van de Vogellanden om de invloed van het meetsysteem op het gangpatroon vast te stellen. Deze test is ook nodig om sluitende aanbevelingen voor een herontwerp van het prototype op te kunnen stellen.

Uit de evaluatie die nu is verricht blijkt al wel onomstotelijk dat de grootste uitdagingen binnen de ontwikkeling van een nieuw prototype, een universeler ontwerp en een betere afstemming van software op hardware zijn. Wanneer er voor meerdere voetlengten, zowel rechts als links één ontwerp gerealiseerd kan worden, zal de kostprijs aanzienlijk dalen. Wanneer uit de test van het meetinstrument onder de doelgroep bovendien blijkt dat de toegepaste meetmethode van sensoren op verhogingen succesvol kan worden toegepast binnen de behandeling van de Vogellanden, zal het systeem uitermate geschikt zijn om te voldoen in de vraag van de Vogellanden voor een goedkoop en universeel toepasbaar totale voetbelasting meetsysteem.

Inleiding

Aandoeningen van de onderste extremiteit komen veel voor onder de Nederlandse bevolking. In 2001 gaf meer dan de helft van de Nederlandse bevolking aan periodiek (12 maanden) klachten te hebben aan heup, knie, enkels of voet. Klachten aan de knie, komen na lage rug klachten, nek- en schouderklachten, het meeste voor (Picavet, Gils, & Schouten, 2001).

Bij herstel van klachten is er in veel gevallen sprake van behandeling door verschillende zorgprofessionals. In 21% van de gevallen van klachten van onderste extremiteit is er sprake van contact met een fysiotherapeut (Picavet, Gils, & Schouten, 2001). Fysiotherapie kan nodig zijn om het genezingsproces te bevorderen (Hendriks, Koten, & Willems, 2009).

Een belangrijk aspect van de behandeling door fysiotherapie, is de belasting van de structuren die zijn aangedaan. Een te hoge belasting kan zorgen voor het verergeren of vertragen van herstel van letsel. Een te lage belasting is eveneens van negatieve invloed. Bij fractures geldt bijvoorbeeld dat de juiste belasting op het bot een positief effect heeft op het proces van breukherstel (Gerritsen, 2014). Patiënten die na een heupoperatie het been onmiddellijk weer aan belasting onderhevig laten zijn, herstellen spoediger dan patiënten die dat niet doen (Sherrington, Lord, & Herbert, 2004) (Penrod, et al., 2004). Over het algemeen geldt dat de juiste 'dosering' belasting een positief effect bewerkstelligt op het herstel van aandoeningen aan de onderste extremiteit.

Hoe hoog deze belasting mag liggen verschilt. Afhankelijk van type en mate van letsel, mogelijkheden van de patiënt en andere meespelende factoren, bepaalt de arts de belastingdrempel. Deze drempel wordt gegeven in kilogrammen. Bij behandeling van een subtrochantere fractuur met een hoekplaat mag bijvoorbeeld acht weken lang met niet meer dan 20 kg belast worden (Friderichs, 2007). Er bestaat echter voor veel aandoeningen van de onderste extremiteit geen eenduidige richtlijn voor hoogte van belasting (Friderichs, 2007).

Fysiotherapeutische behandeling bij revalidatiecentrum Vogellanden Zwolle is bij herstel van aandoeningen aan onderste extremiteit er ook op gericht de revalidant onder de juiste belasting te laten herstellen. Om de patiënt aan te leren wanneer de belasting te hoog of te laag is wordt in de loopbrug geoefend door gebruik te maken van een weegschaal. De revalidant neemt plaats en belast de aangedane zijde om tegelijkertijd te zien hoe hoog de belasting op de voet is.

Aan deze methode kleven flink wat nadelen. Een weegschaal meet alleen gegevens over de voetbelasting in een statische situatie. Dit houdt in dat de revalidant tijdens de meting niet mag bewegen en dus stilstaat. Dit betekent dat de patiënt alleen in een onnatuurlijke en statische omgeving enig gevoel leert te ontwikkelen over de hoogte van de belasting op de voet.

Om de invloed van het meten van de voetbelasting te vergroten is er behoefte aan een meetsysteem waarmee dynamisch kan worden gemeten; tijdens elke fase van de gang. Doel van het gevraagde systeem is om revalidanten onder dynamische en zo natuurlijk en zelfstandig mogelijke omstandigheden, gevoel leren te ontwikkelen over de hoogte van de totale belasting op de voet. Daarnaast wenst de Vogellanden inzicht te krijgen in de drukverdeling over de voet. Met deze gegevens hopen zij hun therapie te verbeteren.

Om in deze wens te voorzien zijn er verschillende meetsystemen in gebruik geweest. Er is gebruik gemaakt van de 'Footpressure Limiter'. Dit apparaat geeft de gebruiker feedback in de vorm van een geluidssignaal bij overtreden van een in te stellen belastingnorm. De 'Footpressure Limiter' is technisch verouderd. Bovendien bestaan er twijfels over de betrouwbaarheid van het systeem. Het systeem maakt namelijk gebruik van één sensor onder de voet. Het oppervlak van deze sensor is niet representatief voor de totale oppervlakte van de voet. De belasting op de voet grijpt daarentegen ook aan op posities op de voet waar geen sensor is geplaatst (Bus & Harlaar, 2012). Hierdoor mist het systeem essentiële informatie voor het meten van de totale belasting op de voet.

Een ander meetsysteem dat in gebruik is geweest bij de Vogellanden is de 'Sensistep'. Dit is een

sandaal waarin een sensor is verwerkt. Door middel van een draadloze verbinding kunnen de meetgegevens worden verstuurd naar een computer, waarna ze kunnen worden bekeken en opgeslagen. Het gebruik van het systeem gaf bij de Vogellanden veel problemen. Het instellen van een verbinding met een computer vormde dikwijls problemen, waardoor snel en adequaat gebruik van het apparaat niet tot de mogelijkheden behoorde. De 'Sensistep' maakt gebruik van één sensor die geplaatst is onder het midden van de voet. Om deze reden kan het systeem alleen meten tijdens de midstance fase van de gang. De wens is echter om tijdens de volledige gang de belasting op de voet te kunnen meten.

Uit marktonderzoek (bijlage 1) blijkt dat er enkele systemen bestaan die voldoen aan de eisen en wensen van de Vogellanden. Echter zijn deze systemen erg prijzig. De afdeling fysiotherapie Vogellanden is relatief klein. Hierdoor is het budget beperkt en zal een aan te schaffen meetsysteem daarom ook een relatief lage aanschafprijs moeten hebben (<2500 euro). De probleemstelling luidt dan ook als volgt:

'Er is geen betaalbaar meetsysteem beschikbaar op de markt waarmee de totale belasting op de voet, tijdens de gehele gang gemeten kan worden'.

De doelstelling binnen dit project is dan ook om een meetsysteem te ontwikkelen waarmee de totale belasting op de voet gemeten kan worden tijdens de gehele gangcyclus. De aanschafprijs van dit systeem moet onder de 2500 euro zijn.

Eisen en wensen Vogellanden

Bij het opstellen van de opdracht zijn in overleg met de Vogellanden onderstaande eisen en wensen geformuleerd. Zij ontleen deze eisen en wensen aan hun ervaring binnen het werkveld en ervaringen met de meetsystemen die in gebruik zijn geweest.

Eisen

- Tijdens elk moment van de gang moet de totale belasting op de voetzool gemeten worden.
- Patiënt moet het meetsysteem zelf kunnen bedienen.
- Het systeem moet binnen twee minuten kunnen worden aangebracht bij de gebruiker.
- Met meetgegevens kan de drukverdeling over de voetzool in kaart worden gebracht
- Gangpatroon moet zo natuurlijk mogelijk verlopen.
- Het meetsysteem mag niet meer dan 2500 euro in aanschaf kosten.
- Het meetsysteem moet betrouwbare meetresultaten neerzetten.
- Het meetsysteem moet beschikken over een digitale optie om de belastingnorm in te stellen.
- Het meetsysteem moet beschikken over een auditief feedback systeem voor hoogte van de totale belasting op de voetzool.
- Auditieve feedback moet uit te schakelen zijn.
- Het meetsysteem moet om elk type en vorm voet passen.

Wensen Vogellanden

- Eén meetsysteem moet toepasbaar zijn op voetlengtes overeenkomstig met maat 36 tot 46.
- Het meetsysteem moet zowel onder de voet als onder de schoen te plaatsen zijn.

Analysefase

De analysefase is opgezet aan de hand van de drie vernieuwende aspecten van het te ontwerpen meetsysteem kostprijs, meeteenheid en toepasbaarheid.

Kostprijs

Uit het marktonderzoek (bijlage 1) is gebleken dat systemen die voldoen aan de eisen van de Vogellanden veel duurder zijn dan 2500 euro en daarom niet kunnen worden aangeschaft. Het is dus zaak een meetsysteem te ontwikkelen waarbij de prijs maximaal 2500 euro is. Hiervoor zullen de verschillende onderdelen van een drukmeetsysteem geanalyseerd worden.

Functies van een voetdrukmeetsysteem

Een voetbelasting meetsysteem bestaat grofweg uit vier functies met bijbehorende onderdelen. Allereerst zet een drukgevoelig onderdeel van het systeem mechanische druk om in elektrische spanning. Vervolgens moet deze spanning worden versterkt voordat het signaal aankomt bij een microcontroller. Ten derde zet deze controller het analoge signaal om in een digitaal signaal waarna ten slotte het geschikt is om met behulp van software uit te lezen en er betekenis aan te geven (Howell, Kobayashi, Hayes, Foreman, & Bamberg, 2013) (Karkokli & McConvill, 2006).

Drukgevoelige sensoren

Drukgevoelige sensoren bestaan er in vele soorten en maten. In bijlage 2 is er een overzicht opgenomen van de beschikbare sensoren. Hieruit blijkt dat piëzo resistieve 'load cell' sensoren in aanmerking komen voor een ontwerp van een voetbelasting meetsysteem met een relatief lage kostprijs. Deze sensoren zijn voor een lage prijs aan te schaffen en hebben een hoge betrouwbaarheid.

Sensoren zijn veruit het kostbaarste onderdeel van een voetdrukmeetsysteem. Daarom geldt dan ook dat systemen met een hoog aantal sensoren duurder zijn dan systemen met minder sensoren. Vanuit dit kosten oogpunt kan worden verklaard dat er veel systemen bestaan waarbij sensoren op strategisch punten van de voetzool zijn geplaatst. Er wordt in dit project dan ook gepleit voor het plaatsen van zo min mogelijk sensoren welke op strategische punten van de voetzool worden geplaatst.

Versterker en microcontroller

Het gemeten signaal moet bruikbaar worden gemaakt voor het softwarematig uitlezen. Hiervoor zijn een versterker en microcontroller noodzakelijk. Versterkers, zogenaamde receivers zijn in sommige gevallen kant en klaar te bestellen. Echter moet er soms handmatig een versterker worden ontworpen. Hiervoor zijn verschillende standaard onderdelen van een schakeling nodig. De kosten van kant en klare receivers en onderdelen om een receiver te ontwerpen, zijn laag en worden daarom niet verder in beschouwing genomen.

Microcontrollers zijn er in vele soorten te bestellen. In veel gevallen worden deze geleverd met benodigde software. In het geval van een kost effectief ontwerp van een voetdrukmeetsysteem, wordt een microcontroller aanbevolen welke 'open source' is. Arduino is hier een bekend voorbeeld van. Open source betekent dat software vrij toegankelijk is zonder hoge kostprijs. Een ander voordeel is de grote hoeveelheid kennis over software en circuits die vrij toegankelijk is.

Universaliteit

Ten slotte is het belangrijk dat het systeem vanuit kosten oogpunt zo universeel mogelijk is. Dat betekent dat één systeem toepasbaar is op verschillende voetmaten. Wanneer voor elke voetmaat een nieuw systeem moet worden aangeschaft, wordt dit vanzelfsprekend een kostbare zaak.

Eisen en wensen voor ontwerp vanuit 'kostprijs' aspect

- Er moet gebruik worden gemaakt van piëzo resistieve 'load cell' druksensoren.
- Sensoren moeten worden geplaatst op strategisch geplaatste punten van de voetzool.
- Er moet gebruik worden gemaakt van open source systeem Arduino.
- Het meetsysteem moet om elk type en vorm voet passen.

Wensen

- Eén meetsysteem moet toepasbaar zijn voor voetmaat 36 t/m 46.

Meeteenheid

Het te ontwerpen meetsysteem verschilt van andere meetsystemen door de te meten eenheid. Andere meetsystemen zijn vaak ontworpen vanuit het oogpunt van drukverdeling. Om drukverdeling in kaart te brengen hoeft niet de totale belasting gemeten te worden. Uit verschillende onderzoeken blijkt dat het plaatsen van sensoren op strategische punten op de voetzool een betrouwbare drukverdeling over de voet in kaart brengt (Howell, Kobayashi, Hayes, Foreman, & Bamberg, 2013) (Rana, 2009). Echter vormt het plaatsen van sensoren op strategisch plekken van de voetzool wel een probleem voor het meten van de totale voetbelasting binnen dit project. Dit probleem heeft twee oorzaken: het bestaan van standsafwijkingen en de ongelijkheid van de oppervlakken van sensor en contactoppervlak van de voetzool met de ondergrond.

Een mogelijkheid om deze problemen op te lossen is het toepassen van sensoren over het gehele oppervlak van de voetzool. In de paragraaf 'kostprijs' is vanuit kosten oogpunt gepleit voor het toepassen van zo weinig mogelijk sensoren. De methode van het plaatsen van sensoren op strategisch gekozen plaatsen zal daarom worden toegepast. Dit zet de onderzoeker voor de uitdaging een ontwerp te vervaardigen waarin aan de eis wordt voldaan van het gelijk zijn van sensoroppervlak en contactoppervlak van de voetzool met ondergrond. In deze paragraaf zal de plaatsing van de sensoren aan de orde komen. Eveneens zullen de twee geformuleerde problemen verder worden toegelicht.

Contactoppervlak voetzool met ondergrond

De vorm, structuren en bouw van de voet leiden tot een verdeling van de druk over de voetzool (Holtkamp & Harlaar, 2013). Om een betrouwbare drukverdeling te kunnen meten, moeten sensoren geplaatst worden op strategisch gekozen posities. De gemeten drukwaarde van een sensor op deze positie moeten representatief zijn voor het drukgebied hier om heen. Is dit namelijk niet het geval, dan kunnen er geen betrouwbare uitspraken worden gedaan met betrekking tot druk in het desbetreffende gebied. Hoewel het te ontwikkelen systeem in eerste instantie geen drukverdeling zal weergeven, moet de mogelijkheid wel bestaan om in een later stadium van het project deze drukverdeling toe te kunnen voegen. Kennis over de anatomie van de voet is hiervoor noodzakelijk.

Anatomie

Om het gewicht van het lichaam te dragen bestaat er een boogconstructie in de voet. Deze constructie wordt aangeduid als het lengtegewelf van de voet. De botstructuren van de Calcaneus en de vijf voetwortel- en middenvoetsbeentjes vormen samen met de aponeurosis en diverse andere ligamenten, het lengtegewelf (Harlaar, De invloed van voetboog, fascia plantaris en het windlasseffect, 2014). Dit lengtegewelf bestaat uit twee delen: het mediale en laterale deel (Bleys, 2007). Het mediale deel ligt craniaal ten opzichte van het laterale deel, hierdoor maakt de laterale voetrand wel contact met de grond en mediale voetrand in een normale situatie niet (Bleys, 2007). Wanneer er sprake is van een gezonde voet zonder beperkingen in de coördinatie zal -met uitzondering van de mediale voetrand- de gehele voet contactmomenten met de ondergrond kennen tijdens de gang. De belasting zal zich over dit oppervlak verdelen (Bus & Harlaar, 2012).

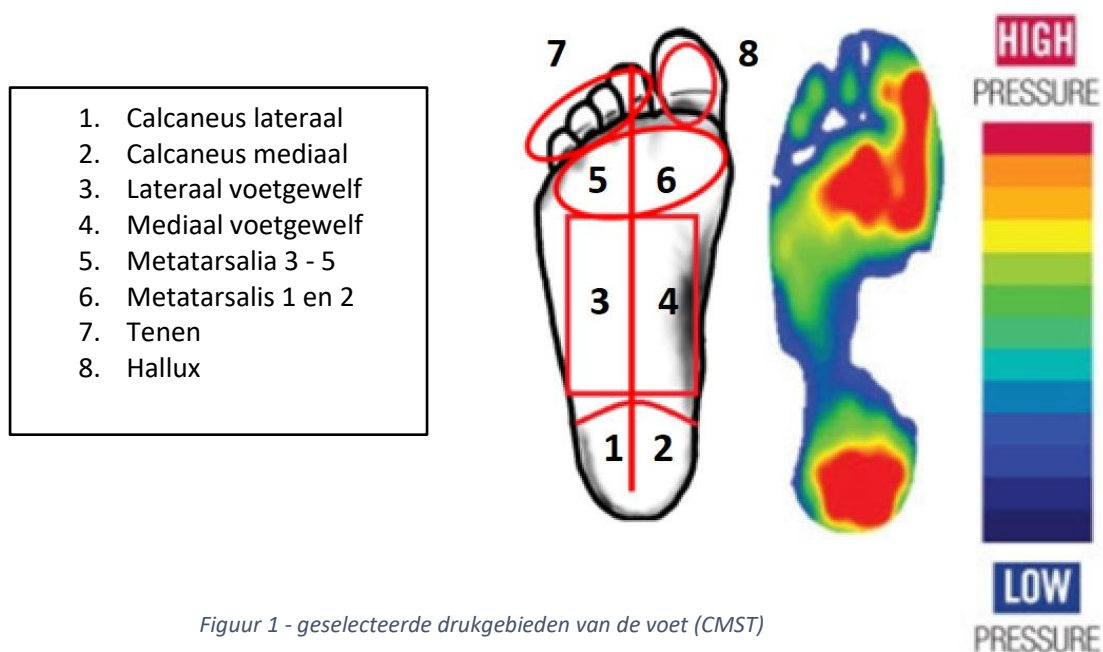
Naast de anatomische bouw van de voet hebben de vorm en vervormbaarheid van de voetzool en de binnenzool van de schoen, ook effect op de drukverdeling over de voetzool. Er is reeds besproken dat het systeem zowel onder de voet als schoen geplaatst moet kunnen worden. Het is belangrijk op te merken dat een drukmeetsysteem onder de schoen een andere drukverdeling laat zien dan een drukverdeling van een meetsysteem onder de voet.

Drukgebieden

Om drukmetingen over het contactoppervlak van de voetzool te kunnen interpreteren, wordt er in de literatuur drukgebieden onderscheiden. Een drukgebied is gepositioneerd rondom een contactpunt van een structuur van de voet met de ondergrond. Er heerst in een drukgebied een vergelijkbare druk (Pataky, Caravaggi, Savage, & Crompton, 2008). Met behulp van het Pedar drukmeetsysteem of vergelijkbaar systeem, is in diverse onderzoeken in kaart gebracht hoe de druk over de voetzool verdeeld is tijdens de gang (Hessert, et al., 2005) (Hayafune, Hayafune, & Jacob, 1999) (Kellis, 2001). Door de vele sensoren van het systeem kunnen er erg veel drukwaarden over de voetzool worden gemeten. Met behulp van deze waarden kunnen drukgebieden worden onderscheiden.

Men spreekt in bestudeerde onderzoeken over een lengte verdeling in achter- midden- en voorvoet. In alle onderzochte literatuur worden de Hallux en Metatarsale I als apart drukgebied onderscheiden. De keuze van andere drukgebieden is afhankelijk van het onderzoeksdoel en methode. Wordt bijvoorbeeld de drukverdeling tijdens de 'push-off' fase onderzocht, dan onderscheidt men drukgebieden van metatarsalia 1 tot en met 5 (Hayafune, Hayafune, & Jacob, 1999). Wil men verdeling van drukgebieden tijdens de gehele gangfase onderzoeken, dan worden in veel gevallen drukgebieden onder metatarsalia samen genomen. Hetzelfde geldt voor de tenen. Het calcaneus gebied wordt in 1, 2 of 3 gebieden ingedeeld. De middenvoet in een lateraal en mediaal gebied (Hessert, et al., 2005; Hayafune, Hayafune, & Jacob, 1999; Kellis, 2001; Rosenbaum & Becker, Structural and functional predictors of regional peak pressures under the foot during walking, 1997).

Op basis van de voorgaande informatie wordt de voet in dit project in de onderscheiden drukgebieden onderverdeeld zoals te zien in figuur 1. Elk drukgebied zal van een sensor moeten worden voorzien om een betrouwbare drukverdeling in kaart te kunnen brengen.



Figuur 1 - geselecteerde drukgebieden van de voet (CMST)

Ongelijkheid sensoroppervlak en contactoppervlak

Nu drukgebieden zijn onderscheiden dienen zich de twee problemen aan die in de inleiding van deze paragraaf al kort aan de orde kwamen. Wanneer de totale belasting op de voet gemeten wordt met behulp van sensoren geplaatst in de drukgebieden, zal die niet overeenkomen met de totale belasting op de voet. Dit komt omdat de reactiekracht niet alleen aangrijpt op de sensoroppervlakken, maar ook op andere contactoppervlakken van de voet met de ondergrond. Om dit probleem op te lossen zal de sensoroppervlakte even groot moeten zijn als het contactoppervlak van de voet met de ondergrond. Er kan op verschillende manieren getracht worden dit probleem op te lossen. Zo kan er een logaritme ontwikkeld worden waarmee de totale belasting aan de hand van de sensorwaarden voorspeld kan worden. Echter zal in dit ontwerpproject gekozen worden dit probleem op te lossen doormiddel van het vervaardigen van een ontwerp waarin de sensoren zijn geplaatst.

Standsafwijkingen

Het tweede probleem houdt in dat de gekozen drukgebieden gelden voor 'gezonde' voeten. Bij de keuze is er geen rekening gehouden met standsafwijkingen die kunnen voorkomen onder de patiënten van de Vogellanden. De keuze van drukgebieden en daarmee de globale positionering van de sensoren, mag geen belemmering vormen voor voeten met standsafwijkingen.

Er bestaan verschillende standsafwijkingen van de voet die een andere drukverdeling over de voetzool veroorzaken. Enkele voetafdrukken van deze standsafwijkingen zijn te vinden in figuur 2. Het valt buiten het bereik van dit project om elke standsafwijking uitgebreid te beschrijven. Wel is er nauwkeurig gekeken naar de veranderingen in drukverdeling die de verschillende standsafwijkingen veroorzaken.

Standsafwijkingen met een gedeeltelijk of geheel verloren mediale voetgewelf, vereisen vanuit bovenstaand oogpunt extra aandacht. Dit type standsafwijking zorgt voor een verhoogde druk op het mediale voetgewelf (Ledoux & Hillstrom, 2002) (Chuckpaiwong, Nunley, Mall, & Queen, 2008). Bij een gezonde voet is het mediale voetgewelf niet onderdeel van de contactoppervlakken met de ondergrond. De plaatsing van een sensor zou om deze reden niet effectief zijn. Binnen dit project is het wel noodzakelijk een sensor te plaatsen in het drukgebied van het mediale voetgewelf.



Figuur 2 - verschillende standsafwijkingen (Footwear)

Eisen voor ontwerp vanuit 'meeteenheid' aspect

- Het contactoppervlak van de voet met de ondergrond moet even groot zijn als sensoroppervlak.
- Er moet een sensor geplaatst in het mediale voetgewelf drukgebied (drukgebied 3).

Toepasbaarheid

De laatste onderscheidende eigenschap van het te ontwerpen meetsysteem is de toepasbaarheid. Er is geen meetsysteem op de markt te vinden waarmee de totale belasting op de voet tijdens elke fase van de gang kan worden gemeten. In de vorige paragraaf is het meten van totale belasting met behulp van enkele sensoren reeds besproken. In deze paragraaf wordt geanalyseerd of de onderscheiden drukgebieden tijdens de verschillende fases van de gang voldoen. Dat wil zeggen dat met behulp van het te ontwerpen meetsysteem op elk moment van de gang de totale belasting op de voet kan worden gemeten.

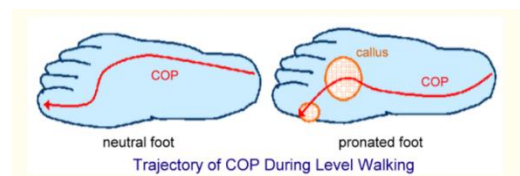
Het te ontwerpen prototype moet van de Vogellanden geschikt zijn om drukverdeling in kaart te brengen. Om deze reden zal er gebruik worden gemaakt van het traject van het Center of Pressure.

Het 'Center of Pressure'

Het Center of Pressure (COP) is een term die gebruikt wordt om aan te geven waar de gezamenlijke druk denkbeeldig gecentreerd is. Wanneer op verschillende posities van de voet de belasting wordt gemeten, kan het traject van het COP in kaart worden gebracht. Hierbij geldt dat hoe meer sensoren er worden geplaatst des te nauwkeuriger het COP kan worden berekend. Het traject van het COP wordt gevormd over de gehele gangfase. De sensoren moeten dus volgens een methode geplaatst worden waarbij tijdens elke fase van de gang, belasting informatie beschikbaar is. Met behulp van analyse van het COP kan dus worden gecontroleerd of de sensorplaatsing in deelgebieden volgens figuur 1 volstaat om tijdens de gehele gang metingen te kunnen verrichten met betrekking tot de totale voetbelasting. Daarnaast kan worden gecontroleerd of de sensorplaatsing volgens figuur 1 volstaat voor het in kaart brengen van drukverdeling, met behulp van het COP.

Met behulp van het traject van het COP tijdens de verschillende fases van de gang, kan de belastingverdeling over de voet gekoppeld worden aan verschillende klachten en pathologieën van de onderste extremiteit (Claverie, Ille, & Moretto, 2016). In figuur 3 is bijvoorbeeld te zien hoe het COP verandert bij een persoon met een gepronkeerde voet. Eventuele klachten kunnen vanuit deze afwijking van het COP verklaard worden. In bijlage 5 wordt het COP verder besproken.

Uit de analyse van het COP blijkt dat de gekozen drukgebieden bruikbaar zijn om het COP in kaart te brengen. Dit betekent dat tijdens elke gangfase, sensoren contact maken met de ondergrond. Het in kaart brengen van het traject van het COP vereist sensoren op de hiel, middenvoet, voorvoet, tenen en hallux. Eveneens moet er sprake zijn van een verdeling van de voet in een mediale en laterale helft. Aan deze voorwaarden wordt voldaan door de gemaakte keuze van drukgebieden.



Figuur 3 - Center of Pressure van een neutrale voet en een gepronkeerde voet (TaiwanUniversity)

Eisen voor het ontwerp vanuit 'toepasbaarheid' aspect

- Sensoren moeten worden geplaatst in de drukgebieden te zien in figuur 1.
- Het 'Center of Pressure' moet in kaart kunnen worden gebracht.

Plan van eisen en wensen

Het totale pakket van eisen en wensen na het verrichten van de analyse.

Eisen

- Tijdens elk moment van de gang moet de totale belasting op de voetzool gemeten kunnen worden.
- Patiënt moet het meetsysteem zelf kunnen bedienen.
- Het systeem moet binnen twee minuten kunnen worden aangebracht bij de gebruiker.
- Het gangpatroon moet zo natuurlijk mogelijk verlopen.
- Het meetsysteem mag niet meer dan 2500 euro in aanschaf kosten.
- Het meetsysteem moet betrouwbare meetresultaten neerzetten.
- Het meetsysteem moet beschikken over een digitale optie om de belastingnorm in te stellen.
- Het meetsysteem moet beschikken over een auditief feedback systeem voor hoogte van de totale belasting op de voetzool.
- Auditieve feedback moet uit te schakelen zijn.
- Er moet gebruik worden gemaakt van piëzo resistieve 'load cell' sensoren.
- Sensoren moeten worden geplaatst op strategisch geplaatste punten ten opzichte van de voetzool.
- Er moet gebruik worden gemaakt van open source systeem Arduino.
- Het contactoppervlak van de voet met de ondergrond moet even groot zijn als sensoroppervlak.
- Er moet een sensor worden geplaatst in het mediale voetgewelf drukgebied.
- Het meetsysteem moet om elk type en vorm voet passen.

Wensen

- Eén meetsysteem moet toepasbaar zijn op voetlengtes overeenkomstig met maat 36 tot 46.
- Het meetsysteem moet zowel onder de voet als onder de schoen te plaatsen zijn.
- Met meetgegevens kan de drukverdeling over de voetzool in kaart worden gebracht doormiddel van het 'Center of Pressure'.

Ontwerpfase

In dit hoofdstuk zal het proces van ontwerp van een prototype worden beschreven.

Ontwerpuitdagingen

Het plan van eisen en wensen zorgt voor verschillende ontwerpuitdagingen. De belangrijkste ontwerpuitdagingen luiden als volgt:

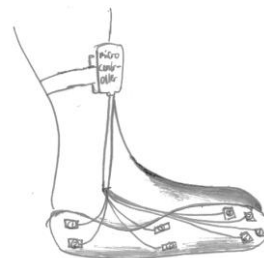
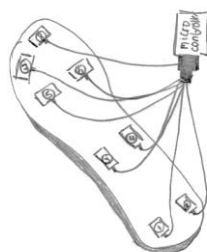
- Het sensoroppervlak moet gelijk zijn aan de contactoppervlak van de voetzool met de ondergrond.
- Daarbij moet gebruik gemaakt worden van maximaal acht sensoren op strategisch geplaatste punten.
- Eén systeem moet toepasbaar zijn op verschillende voetmaten (maat 36 t/m 46)
- Het systeem moet tijdens elke fase van de gang kunnen meten.
- Het systeem mag geen negatieve uitwerking op het natuurlijke gangpatroon hebben.

Uit de analysefase blijkt dat huidige ontwerpen niet voldoen aan deze belangrijkste ontwerpuitdagingen. Het doel van deze ontwerpfase is dan ook om een medium te ontwerpen waarin sensoren kunnen worden geplaatst. Hierna moet het systeem voldoen aan bovenstaande geformuleerde ontwerpuitdagingen. Om als medium te dienen zijn er verschillende mogelijkheden.

Inlegzool

Dit medium (figuur 4) wordt in vele drukmeetsystemen toegepast. Inlegzolen zijn goedkoop en makkelijk toepasbaar. Door de flexibiliteit bewegen ze makkelijk met de voet mee waardoor drukmeting tijdens elke fase van de gang mogelijk is.

Helaas meten enkele sensoren op een drukzool niet de totale belasting op de voet, omdat sensoroppervlak en contactoppervlak van de voet met ondergrond niet gelijk zijn. Verder kunnen zolen niet universeel worden ingezet en is plaatsing onder de schoen lastig toe te passen.



Figuur 4 - medium 1, inlegzool

Harde zool

Met een harde zool wordt in dit project een rubberen zool bedoeld die ook worden toegepast in schoenen of sandalen, zie figuur 5. Het inbouwen van sensoren in een zogenaamde 'harde zool' heeft veel voordelen. Zo werkt een harde zool als een laagdoorlaatfilter. De druk verdeelt zich over de zool voordat deze wordt gemeten. Hierdoor bestaan er minder hoge piekbelastingen die bijvoorbeeld kunnen voorkomen wanneer de hak op de grond landt. Deze piekbelastingen geven een vertekend beeld bij interpretatie van de meetgegevens. Het ontbreken van hoge piekbelastingen leidt over het algemeen tot het beter kunnen interpreteren van het meetsignaal.

Een 'harde zool' kan in tegenstelling tot een zachte inlegzool makkelijk onder de voet worden geplaatst maar is flexibel genoeg om met de voet mee te kunnen bewegen tijdens het gaan. Plaatsing onder de schoen of voet geeft mogelijkheden voor een ontwerp waarbij het sensoroppervlak gelijk is aan het contactoppervlak van voet met ondergrond (figuur 5).

Een nadeel van dit type medium, is dat het lastig is om één model voor meerdere voetmaten te

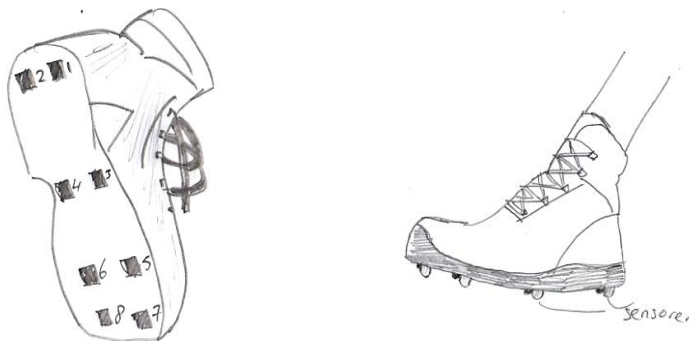
vervaardigen. Ook heeft plaatsing onder de schoen wellicht een negatieve uitwerking op de stabiliteit van de gebruiker waardoor een natuurlijk gangpatroon niet gegarandeerd kan worden.



Figuur 5 - medium 2, harde zool

Schoen

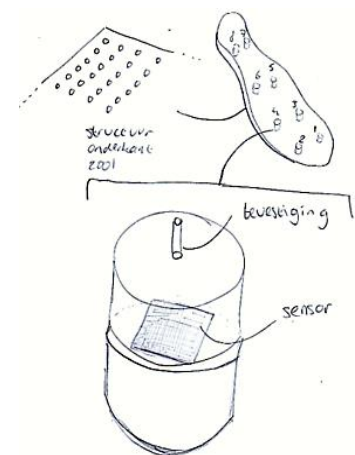
Voor dit type medium (figuur 6), gelden dezelfde voordelen als de voordelen die gelden bij een harde zool. Nadelen van een schoen zijn het nog lastiger universeel te maken van het systeem en de kostprijs die hoger ligt dan een harde zool.



Figuur 6 - medium 3, schoen

'Losse' sensoren

Voorgaande mediums bestaan uit één geheel met de sensoren. Er kan ook worden gekozen voor een systeem waarbij sensoren los van elkaar geplaatst kunnen worden (figuur 7). Een groot voordeel van deze methode is het makkelijk universeel kunnen maken van het systeem. Een ander voordeel is het gelijkwaardig kunnen maken van de het oppervlak van sensoren en contactoppervlak van voet met ondergrond. Dit kan bereikt worden door sensoren op een verhoging te plaatsen. Deze methode stuit gelijk op een nadeel: namelijk de hoge piekdrukken die optreden wanneer verhoogde sensoren rechtstreeks onder de voet worden geplaatst. Een ander nadeel schuilt in de drukverdeling die met behulp van deze methode in kaart wordt gebracht. Wanneer de behandelaar drukverdeling over de voet op verschillende momenten wil vergelijken, zal er sprake zijn van een grote meetonzekerheid omdat de sensoren nooit precies hetzelfde kunnen worden geplaatst ten opzichte van de voetzool. Als laatste zal dit systeem kwetsbaarder zijn dan andere systemen. Bij het verplaatsen van de sensoren zal de kwetsbare bedrading mee moeten verhuizen.

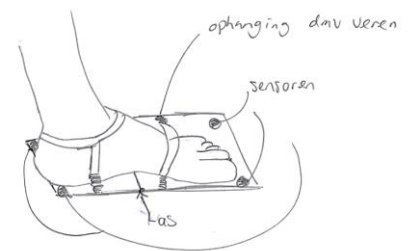


Figuur 7 - medium 4, losse sensoren die in de zool aangebracht kunnen worden.

Mobiel krachtenplatform

Het idee achter dit ontwerp is om een kleine krachtenplaat te ontwikkelen die met de voet meebeweegt tijdens het gaan (figuur 8). Voordelen zijn de hoge nauwkeurigheid van de meetresultaten (geen last van vervormingen die invloed kunnen hebben op de sensorwaarde) en het universeel toe kunnen passen van het systeem.

Een groot nadeel is echter de stijfheid van het systeem. Om betrouwbare meetresultaten te behalen doormiddel van deze meetmethode, moet het materiaal waarop afgewenteld wordt, hard zijn. Het is erg lastig om een natuurlijk gangpatroon te garanderen wanneer een massief materiaal onder schoen of voet wordt geplaatst. Daarnaast kan er geen drukverdeling in kaart worden gebracht vanwege het ontbreken van strategisch geplaatste sensoren in drukgebieden.



Figuur 8 - medium 5, mobiel krachtenplatform

Slofje/sok

Sensoren kunnen geplaatst worden in een slofje (figuur 9). Deze methode heeft dezelfde voordelen als een inlegzool. Echter is het makkelijker het systeem universeel te maken omdat een slofje elastisch kan worden gemaakt en daardoor geschikt is voor verschillende soorten grootte voeten. Het is wellicht mogelijk een slofje of sok van materiaal te maken dat telkens dezelfde uitrekking heeft bij het aantrekken van de sok of slof. Op deze manier kunnen meetresultaten van twee momenten met elkaar vergeleken worden. De posities van de sensoren ten opzichte van de voet zijn dan immers min of meer hetzelfde tijdens de twee meetmomenten.



Figuur 9 - medium 6, slof/sok

Toetsing

De beschreven ontwerpen zullen worden getoetst aan de belangrijkste ontwerpuitdagingen (tabel 1). Het resultaat van deze toetsing zijn concrete ontwerpeisen die gebruikt worden om conceptontwerpen te ontwikkelen.

Tabel 1 - toetsing mediums aan ontwerpuitdagingen

	Inleg zool	Harde zool	Schoen	Mobiel krachtenp latform	Losse sensoren	Slofje/sok
Sensoroppervlak moet gelijk zijn aan contactoppervlak voetzool met ondergrond	✗	h	h	h	h	✗
Gebruik van 8 sensoren op strategisch geplaatste punten.	h	h	h	✗	h	h
Systeem moet universeel zijn.	✗	✗	✗	h	h	✓
Systeem moet tijdens elke fase van gang kunnen meten.	h	h	h	✗	h	h
Systeem mag geen negatieve uitwerking hebben op natuurlijk gangpatroon.	h	✓	✓	✗	✓	h

h - voldoet geheel ✓ voldoet gedeeltelijk ✗ voldoet niet

Concepten

Geen enkel ontwerp voldoet geheel aan de gestelde ontwerpuitdagingen. Uit tabel 1 blijkt dat het toepassen van losse sensoren ontwerptechnisch het meest voldoet aan de ontwerpuitdagingen. Voor het toepassen van losse sensoren is echter wel een zool nodig waarin de sensoren geplaatst kunnen worden. Een zool zorgt namelijk voor een verdeling van piekdrukken en de kwetsbare bedrading kan worden beschermd door het in de zool te bouwen. Een harde zool blijkt de beste keuze voor een zool te zijn. Er zijn enkele mogelijkheden om deze combinatie van losse sensoren en harde zool tot een voetbelasting meetsysteem te verwerken. Deze concepten zijn weergegeven in bijlage 6.

Concept 1

Concept 1 bestaat uit een vaste zool. Hierin zijn de sensoren verwerkt. Dit concept bestaat uit 1 geheel. Er zijn geen onderdelen die verschuiven of instelbaar zijn over de lengte of breedte van de voet. Hierdoor kan de zool stevig onder schoen of voet worden geplaatst. Deze stevige bevestiging heeft als voordeel dat meetfouten ten gevolge van verschuivingen minimaal zijn. Door de 'inbedding' van de sensoren en draden is het model bestand tegen de inwerkende krachten. Nadeel van het concept is het ontbreken van de mogelijkheid om één systeem voor meerdere voetmaten te gebruiken.

Concept 2

De inbedding van de sensoren kan in concept 2 ongedaan worden gemaakt. De sensoren zijn binnen dit concept mobiel gemaakt. Het grote voordeel hiervan is dat niet voor elke maat voet nieuwe sensoren gebruikt hoeven te worden. Eén set sensoren kan voor elke maat zool worden ingezet. Nadeel van deze mobiliteit van de sensoren is de lage duurzaamheid. De bedrading van de sensoren is erg gevoelig. Daardoor zal het systeem volgens concept 2 snel onderhevig zijn aan storingen.

Concept 3

In concept 3 wordt een universeel systeem beschreven waar de sensoren, in tegenstelling tot concept 2, wel geïntegreerd zijn. Door middel van elastiek kunnen de verschillende onderdelen verbonden worden. Hierdoor kan het systeem universeel worden ingezet. Om een indruk te krijgen over het gedrag van dit elastiek onder de voet, is een testmodel gemaakt (figuur 10). Uit deze globale test is gebleken dat een bevestiging doormiddel van elastiek niet aan te bevelen is. Door de spanning van het materiaal treden er snel verschuivingen op van het meetsysteem ten opzichte van de voet/schoen. Bovendien bleek het erg lastig om het meest ventrale onderdeel van de zool stevig ten opzichte van de tenen te bevestigen.

Concept 4

Het laatste concept is net als concept 2 gedeeltelijk universeel. Er wordt gebruik gemaakt van verschillende maten zolen. De sensoren zijn echter verwisselbaar per maat. Voordeel van dit concept is de inbedding van de sensoren zodat een hogere duurzaamheid dan concept 2 kan worden waar geborgd. Of dit concept daadwerkelijk geschikt is voor een universeel ontwerp zal moeten blijken uit verder onderzoek.



Figuur 10 - testmodel

Beoordelingsmethode

Na het globaal toetsen van de concepten aan het plan van eisen en wensen zal er binnen deze paragraaf een kwantitatieve beoordeling volgen. Hiervoor is er een beoordelingsschema gemaakt aan de hand van het plan van eisen en wensen (tabel 2). Hierin wordt gebruik gemaakt van een kardinale methode: eisen die het belangrijkste zijn voor het ontwerp, krijgen een hogere waarde toebedeeld dan minder belangrijke eisen.

Voor een overzichtelijke verantwoording van de punten toebedeling is gebruik gemaakt van kleuren. Elke eis/wens heeft een kleur welke aangeeft hoeveel punten een ontwerp maximaal kan scoren (figuur 11). Wanneer er sprake is van een overlapping wordt de mengkleur gebruikt.

De belangrijkste eisen zijn degene die verwijzen naar de vernieuwende eigenschappen van het te ontwerpen systeem, zoals terug te vinden in de probleemstelling. De vernieuwende eigenschappen zijn **het meten van de totale belasting, tijdens de gehele gangfase, op een goedkope manier**. Hier kunnen maximaal 5 punten worden toebedeeld.

Het doel van het meetsysteem is het **aanleren van gevoel over de hoogte van de belasting**. Hierom worden eisen die uit dit doel voortvloeien ook bij de belangrijkste categorie.

Het is belangrijk dat men met het te ontwerpen meetsysteem betrouwbare meetresultaten kan verkrijgen. Is dit namelijk niet het geval, dan zal het meetsysteem geen positieve uitwerking op de behandeling van de Vogellanden hebben. Wensen die verband houden met de **betrouwbaarheid van het systeem** worden hierom beoordeeld met maximaal 4 punten. De overgebleven (**zwarte**) eisen en wensen worden het minst belangrijk bevonden en kunnen maximaal 3 punten opleveren.

Eisen

- Tijdens elk moment van de gang moet de totale belasting op de voetzool gemeten kunnen worden.
- Patiënt moet het meetsysteem zelf kunnen bedienen.
- Het systeem moet binnen twee minuten kunnen worden aangebracht bij de gebruiker.
- Met de meetgegevens kan de drukverdeling over de voetzool in kaart worden gebracht doormiddel van het 'Center of Pressure'.
- Gangpatroon moet zo natuurlijk mogelijk verlopen.
- Het meetsysteem mag niet meer dan 2500 euro in aanschaf kosten.
- Het meetsysteem moet betrouwbare meetresultaten neerzetten.
- Het meetsysteem moet beschikken over een digitale optie om de belastingnorm in te stellen.
- Het meetsysteem moet beschikken over een auditief feedback systeem voor hoogte van de totale belasting op de voetzool.
- Auditieve feedback moet uit te schakelen zijn.
- Er moet gebruik worden gemaakt van piëzo resistieve 'load cell' sensoren
- Sensoren moeten worden geplaatst op strategisch geplaatste punten van de voetzool.
- Er moet gebruik worden gemaakt van open source systeem Arduino
- Het contactoppervlak van de voet met de ondergrond moet even groot zijn als het sensoroppervlak.
- Er moet een sensor geplaatst in het mediale voetgewelf drukgebied.
- Het meetsysteem is moet om elk type en vorm voet passen.

Wensen

- Eén meetsysteem moet toepasbaar zijn op de voetmaten 36 t/m 46.
- Het meetsysteem moet zowel onder de voet als onder de schoen te plaatsen zijn.



Figuur 11 - legenda toetsing plan van eisen en wensen

Tabel 2 - kardinale methode

	Concept 1	Concept 2	Concept 3	Concept 4
Maximaal 5 punten				
Tijdens elk moment van de gang moet de totale belasting op de voetzool gemeten kunnen worden.	5	5	5	5
Patiënt moet het meetsysteem zelf kunnen bedienen.	5	2	1	4
Het meetsysteem mag niet meer dan 2500 euro in aanschaf kosten.	3	4	5	4
Sensoren moeten worden geplaatst op strategisch geplaatste punten ten opzichte van de voetzool.	4	4	3	5
Het contactoppervlak van de voet met de ondergrond moet even groot zijn als sensoroppervlak.	5	5	5	5
Maximaal 4 punten				
Gangpatroon moet zo natuurlijk mogelijk verlopen.	3	3	2	3
Het meetsysteem moet betrouwbare meetresultaten neerzetten.	4	3	2	4
Maximaal 3 punten				
Het systeem moet binnen twee minuten kunnen worden aangebracht bij de gebruiker.	3	1	2	3
Met meetgegevens kan de drukverdeling over de voetzool in kaart worden door middel van het 'Center of Pressure'.	3	3	3	3
Het meetsysteem is toepasbaar op elk type en vorm voet.	3	3	2	3
Eén meetsysteem moet toepasbaar zijn op voetmaten maat 36 t/m 46.	0	2	2	2
TOTAAL	38	35	32	38

Keuzeverantwoording

Concepten 1 en 4 komen als beste naar voren binnen de beoordeling. Van de maximaal 45 punten scoren zij beide 38 punten. Omdat dit puntenaantal gelijk is zijn de twee concepten aan de Vogellanden voorgelegd en toegelicht. Hierbij is duidelijk gemaakt dat het universeel maken van het systeem een erg lastige zaak blijkt. Gezien het tijdsbestek is een uitgebalanceerd en gedetailleerd universeel ontwerp een erg grote uitdaging. Om deze reden is er dan ook gekozen voor concept 1. Hoewel dit concept niet aan alle eisen voldoet geeft het concept de meeste mogelijkheden om in een later stadium van de ontwikkeling van het meetsysteem ook te voldoen aan de nu 'missende' eisen en wensen zoals het universeel maken van het meetsysteem.

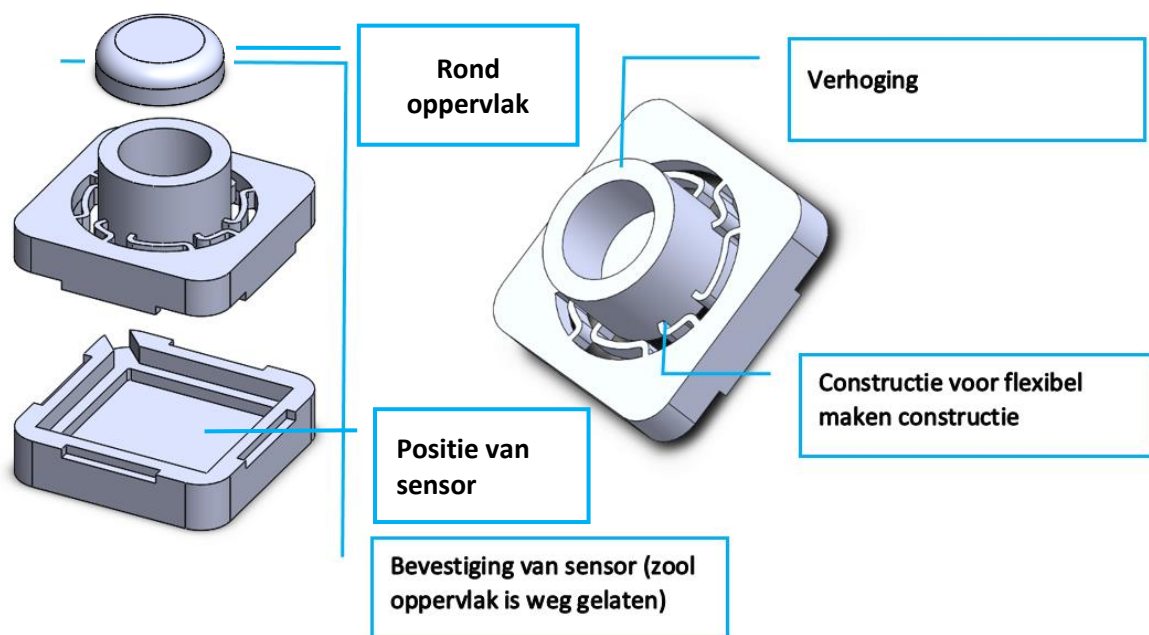
Vervaardiging

De vervaardiging van concept 1 wordt in deze paragraaf beschreven.

Vervaardiging van omsluiting

Allereerst is er een omsluiting ontworpen waar in de druksensoren geplaatst kunnen worden (figuur 12). De omsluiting heeft als functie de sensor te beschermen tegen beschadiging. Daarnaast moet de omsluiting via een verhoging de drukkrachten op de voet op de sensor overbrengen. Als laatste gaat de stijve omsluiting meetfouten ten gevolge van vervormingen van de zool tegen.

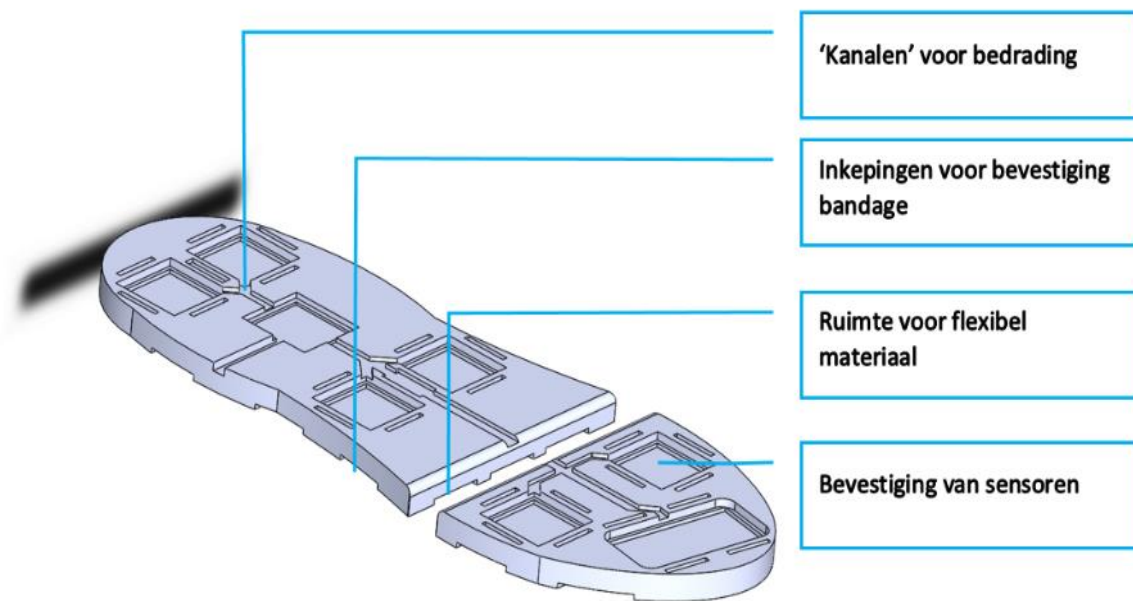
De omsluitingen zijn het contactpunt met de ondergrond. Op dit contactpunt zal de normaalkracht van de ondergrond inwerken. Hierom is het belangrijk dat de constructie hoge krachten van maximaal 1000 Newton (gewicht van een persoon van 100 kilogram op één sensor) kan overbrengen op de sensor. Om een zo natuurlijk mogelijk gangpatroon te garanderen, zullen de contactpunten makkelijk af moeten kunnen wikkelen. Hierom zullen de contactpunten een rond oppervlak krijgen. Ook zullen de contactpunten enigszins flexibel zijn.



Figuur 12 - sensoromsluiting

Vervaardiging van zool

De zool heeft als functie de voet te ondersteunen en de krachten van de voet naar de omsluitingen over te brengen. De omsluitingen worden in de zool gemonteerd. Het is belangrijk dat de zool met de vervormingen van de voet of schoen mee kan bewegen. Anders heeft de zool een negatieve invloed op het natuurlijk verloop van het gangpatroon. Uit analyse van het gangpatroon blijkt dat de meeste buiging plaatsvindt in het tarso-metatarsale gewricht. Om deze reden moet het gebied rondom dit gewricht worden voorzien van flexibel materiaal. Het heeft de voorkeur de overige gebieden van de zool enigszins stug te maken. Op deze manier kunnen de omsluitingen en bandage makkelijk worden bevestigd aan de zool. Wanneer het concept wordt ontwikkeld voor onder de voetzool, moet de zool zo veel mogelijk naar de schoenzool gevormd worden. Zo loopt de zool dorsaal en ventraal schuin omhoog. Deze buiging verhoogt de soepelheid van de afwikkeling van de voet en heeft zo een positief effect op het kunnen garanderen van een natuurlijke gangpatroon. De uitwerking van de zool is te zien in figuur 13.

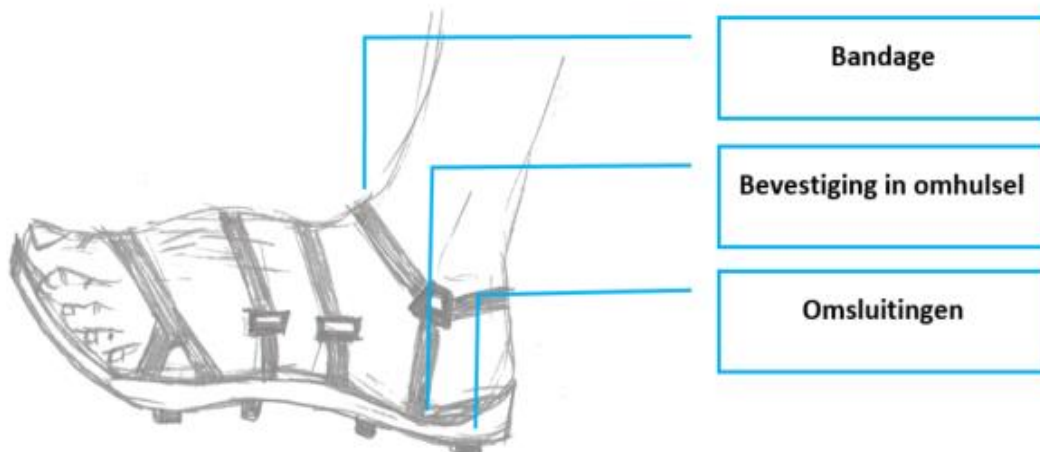


Figuur 13 - verschillende functies van de zool

Vervaardiging van bandage

Om de zool stevig onder de voet te bevestigen wordt er gebruik gemaakt van bandage (figuur 14). Deze bandage wordt aan de zool gemonteerd. Door middel van klittenband of elastiek kan de bandage om de voet worden geplaatst. Het is belangrijk dat deze bandage stevig aansluit op de schoen of voet. Op deze manier worden verschuivingen van het meetsysteem zoveel mogelijk voorkomen. De bandage moet instelbaar gemaakt worden zodat alle type voeten en schoenen in de bandage geplaatst kunnen worden.

Door de stevige bevestiging van het meetsysteem om de voet wordt er een spanning gegenereerd op het meetsysteem. Hierdoor komen de sensoren van tevoren al onder druk te staan. Het toepassen van een offset tijdens het kalibreren van de sensoren zal moeten verhinderen dat het meetsysteem zonder belast te worden door een persoon, meetwaarden afgeeft.

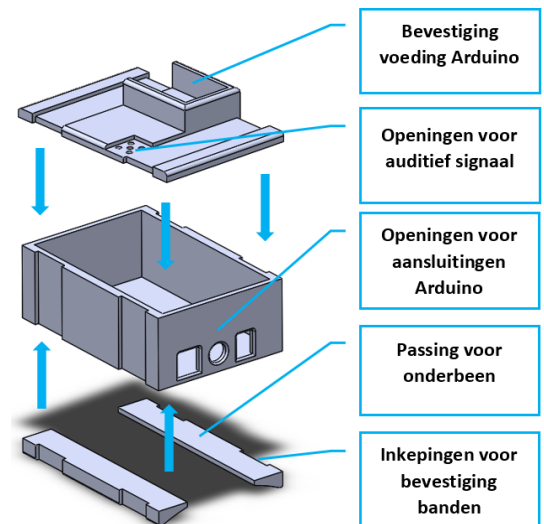


Figuur 14 - bandage van het meetsysteem

Vervaardiging van 'meetkastje'

Het meetkastje waarin de Arduino wordt gemonteerd, zal om de enkel worden geplaatst met behulp van banden. Deze methode is het meest compact en zorgt voor de minste hinder voor de gebruiker wanneer er sprake is van een draadverbinding.

De banden worden aan de zijkanten bevestigd. Er is een bevestiging aanwezig voor de voeding van de Arduino. Verder is de zijkant van het kastje ergonomisch naar het onderbeen gevormd. Figuur 15 geeft een uitleg van de functies van het meetkastje.



Figuur 15 - verschillende onderdelen van het meetkastje

Voet of schoen

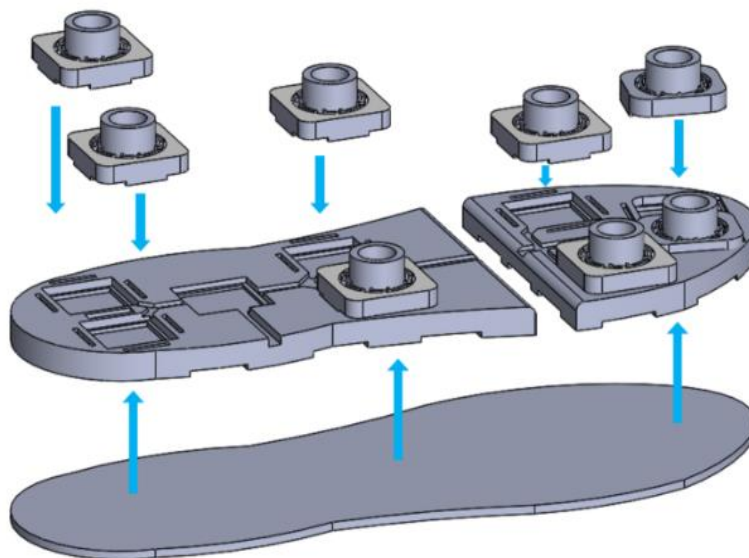
Omdat er twijfels met betrekking tot de stevigheid van de bevestiging van een meetsysteem onder een schoen, is het werkingsprincipe getest. Hiervoor is een simpel model ontwikkeld, te zien in figuur 16. Uit het testen van dit model kwam naar voren dat er veel verschuivingen plaatsvonden tussen het meetsysteem en de zool van de schoen. Om deze reden zal het meetsysteem worden ontwikkeld dat om de voet wordt bevestigd.



Figuur 16 - model meetsysteem voor onder de schoen

Montage

Na de vervaardiging van de verschillende onderdelen is het geheel gemonteerd. In figuur 17 is te zien hoe de onderdelen zich ten opzichte van elkaar verhouden.



Figuur 17 - verschillende onderdelen van het meetsysteem

Materiaalverantwoording

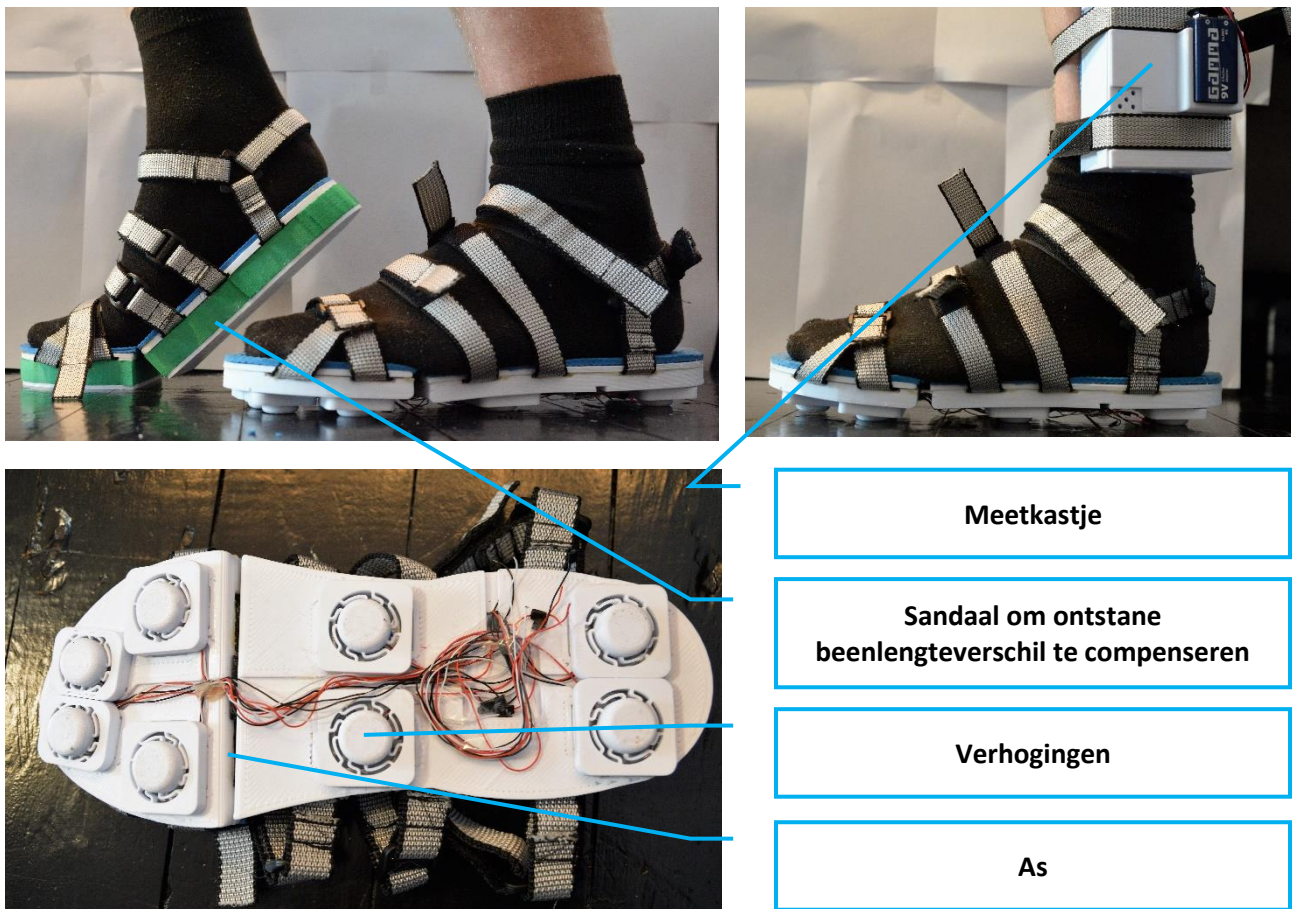
In tabel 3 is aangegeven welk materiaal er is gebruikt en welke vervaardigingstechniek is gebruikt.

Tabel 3 - materiaalverantwoording

Onderdeel	Materiaal	Vervaardigingstechniek
Omsluiting	Kunststof	3D printen
Zool	Kunststof Katoen/elastiek Schuimrubber	3D printen Lijmen
Bandage	Katoen/nylon	Knippen en naaien
Meetkastje	Kunststof/nylon	3D printen en naaien

Prototype

Nadat alle onderdelen zijn vervaardigd is het geheel aan elkaar gelijmd en is de vervaardiging van het prototype volgens figuur 18 afgerond. Er is een koffer vervaardigd om het (kwetsbare) prototype te beschermen tegen inwerkende krachten.



Figuur 18 - verschillende aanzichten prototype

Bescherming

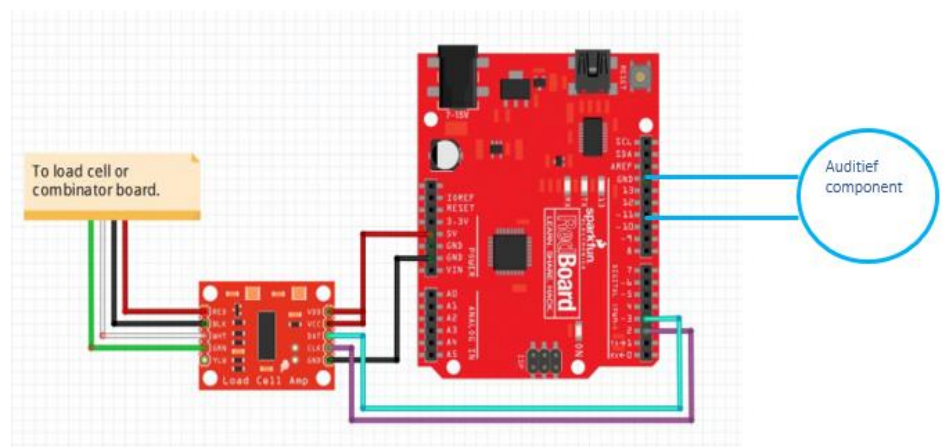
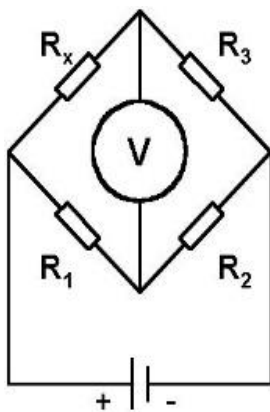
Om de kwetsbare onderdelen van het meetsysteem te beschermen tegen inwerkende krachten en makkelijk vervoer mogelijk te maken, is er een koffer ontworpen waar het systeem in kan worden opgeborgen (figuur 19).

Elektrische schakeling

De weegcellen bestaan uit rekstrookjes die in verschillende richtingen zijn geplaatst. Door de sensoren volgens het Wheatstone principe te schakelen, kan op een makkelijke manier de totale uitgangsspanning van twee maal vier sensoren worden bepaald. Wanneer er sprake is van mechanische druk op de sensor, verandert de weerstand van de rekstrookjes in de weegcellen, hierdoor verandert de uitgangsspanning. Er wordt gebruik gemaakt van twee bruggen die beide bestaan uit vier sensoren. Er is een speciale 'combinator' gebruikt om de sensoren te schakelen volgens het Wheatstone principe. Vervolgens wordt het signaal versterkt en naar de Microcontroller verstuurd. Het systeem is geschakeld zoals te zien is in figuur 20. In tabel 4 zijn de functies van de verschillende elektrische componenten uitgezet.



Figuur 19 - opbergkoffer voor meetsysteem



Figuur 20 - Wheatstone principe en gebruikte schakeling (Sparkfun, Four strain gauges (SG1 through 4) hooked up in a wheatstone bridge formation, Fritzing diagram of HX711 amplifier connected to a RedBoard)

Tabel 4 - functies van de verschillende gebruikte elektrische componenten

Onderdeel	Functie
Load cell	Reageert op mechanische druk door weerstandsverandering
Combinator	Het configureren van 4 'load cell' sensoren tot een brug van Wheatstone (figuur 20)
Amplifier	• Het versterken van de spanningsverandering ten gevolge van de weerstandsverandering van de sensor(en) • Digitaliseren van het signaal • Filteren van het signaal
Arduino Uno	• Uitlezen van het signaal • Weergeven van meetwaarde in seriële monitor • Reageren op de ingang spanning door het wel of niet activeren van de pin waarop auditief component is aangesloten

Ontwikkeling van de software

De software om de microcontroller te programmeren is geschreven in de ontwikkel omgeving van Arduino. Dit programma is vrij toegankelijk. Er zijn twee scripts opgesteld: een kalibratiescript en een script om de sensoren uit te lezen met behulp van de microcontroller. De amplifier binnen het circuit is een online veel beschreven component waarvan diverse codes beschikbaar zijn. Deze codes zijn geanalyseerd en aangepast om ze te kunnen gebruiken binnen dit project. In bijlage 7 zijn de scripts te vinden.

Evaluatie van het product/discussie

Het product is geëvalueerd aan het eind van de afstudeerperiode. De ontwikkeling van het meetinstrument is op dit moment helaas nog niet zo ver dat er een test kon plaatsvinden waarbij patiënten van de Vogellanden gebruik maken van het meetinstrument. Om deze reden is er een korte vragenlijst (bijlage 8) ontwikkeld. In deze vragenlijst wordt uitgevraagd hoe de gebruikerservaring met het meetinstrument is. Deze vragenlijst is door 4 mensen ingevuld. Met behulp van de resultaten uit de vragenlijst moet er een globale indruk worden verkregen over in hoeverre de doelstelling is behaald met betrekking tot de gebruikerservaring.

Het meetinstrument is daarnaast onderworpen aan het plan van eisen en wensen. Ook is er gebruik gemaakt van algemene productcriteria als comfort en gebruiksvriendelijkheid.

De evaluatie is opgesteld aan de hand van de verschillende onderdelen van het meetsysteem. Per onderdeel zijn er aanbevelingen opgesteld voor verdere ontwikkeling van het meetinstrument. Ook het meetinstrument als geheel is geëvalueerd. Figuur 21 geeft een verklaring voor de gebruikte symbolen.



Figuur 21 - legenda voor evaluatie

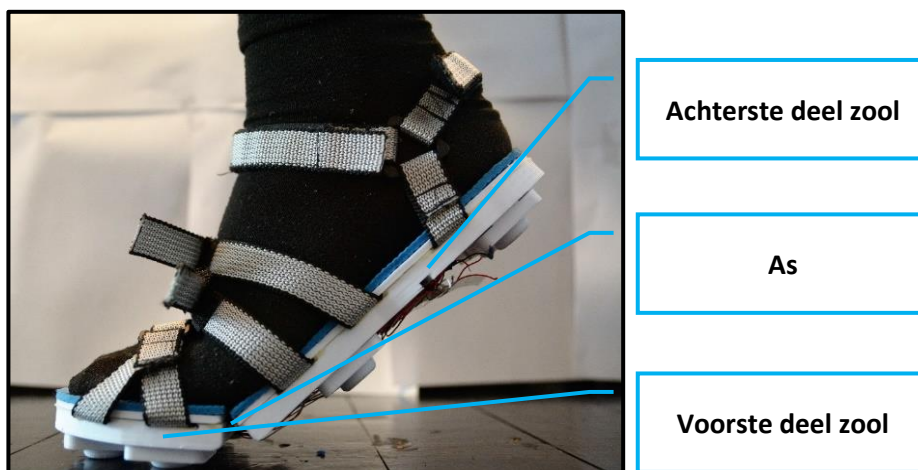
Zool

De massieve zool heeft een positieve invloed op de stevigheid van de constructie. Hierdoor kan het meetsysteem stevig om de voet worden bevestigd. Verschuivingen van het meetsysteem ten opzichte van de voet lijken hierdoor minimaal te zijn. De voorzool heeft echter de neiging om richting ventraal te bewegen. Dit gedeelte verschuift dus wel ten opzichte van de voet. Door het elastiek op de plaats van de as, onder een hogere voorspanning te bevestigen, zullen deze verschuivingen te niet worden gedaan. Eventueel kunnen er aan de zijkanten van de bandage ook elastische banden worden bevestigd. Zie hiervoor figuur 22 en figuur 23.

Het aanbrengen van een flexibele as ter hoogte van het tarso metatarsale gewricht heeft een positieve invloed op het natuurlijk gangpatroon. De keuze voor het toepassen van elastiek op de plek van de as pakt goed uit. Door de flexibiliteit van het materiaal treedt er geen wringing op tussen de voet en het meetsysteem. Het is echter wel wenselijk om het voorste en het achterste gedeelte van de zool enigszins flexibel te maken omdat tijdens het gaan hier wel sprake is van een kleine wringing.

Aanbevelingen voor de zool

- Er moet sprake zijn van een hogere voorspanning van het elastiek ter plaatste van de as.
- Het voorste en achterste gedeelte van de zool moeten enkele millimeters mee kunnen bewegen met de voet.



Figuur 22 - de verschillende onderdelen van de zool

Bandage

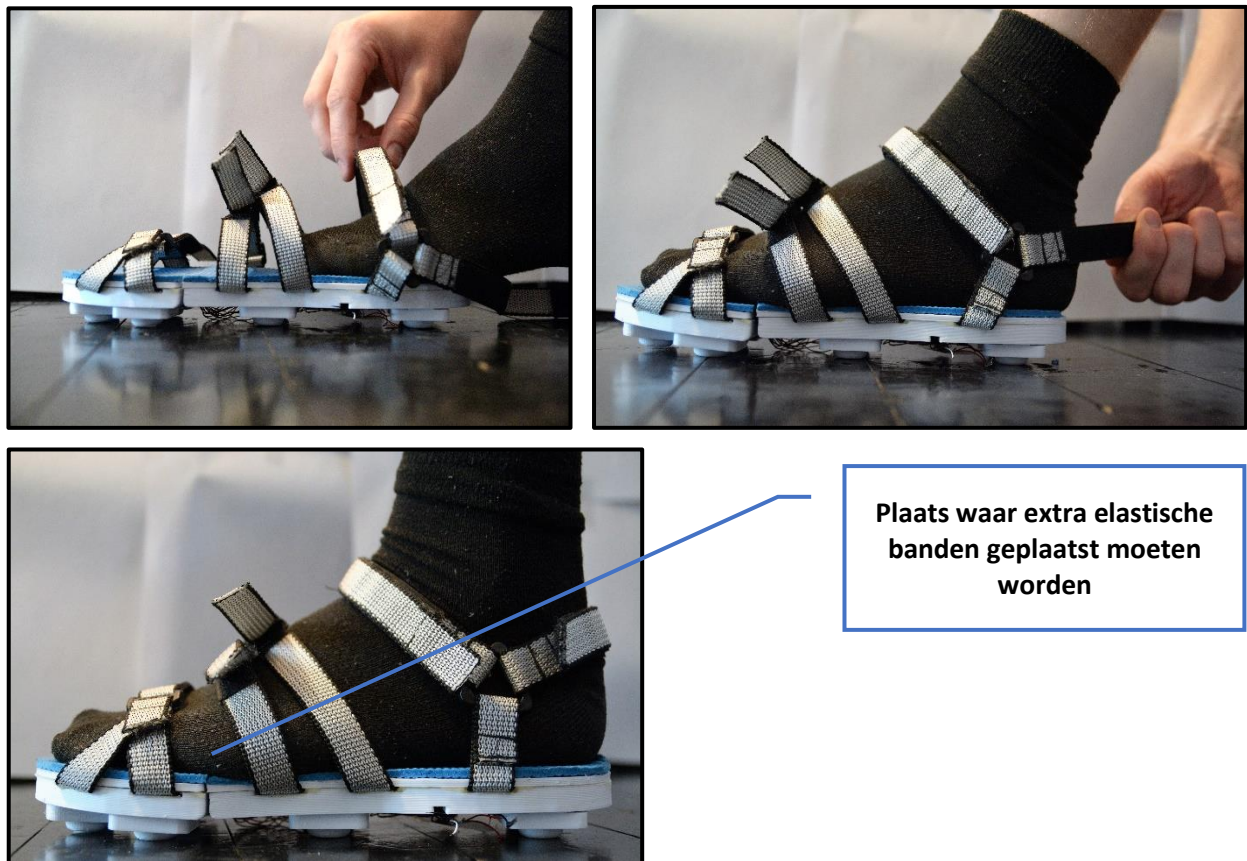
De bandage is compact, makkelijk te bedienen en zorgt niet voor vervelende knellingen op de voet.

-  Patiënt moet het meetsysteem zelf kunnen bedienen.
-  Het systeem moet binnen twee minuten kunnen worden aangebracht bij de gebruiker.

Door de meest dorsale band te openen kan de gehele voet in de bandage worden geschoven. Hierna kunnen de andere banden worden aangetrokken tot de gewenste spanning op de voet. Zoals gezegd heeft het voorste gedeelte van de zool de neiging om te verschuiven. Door horizontale elastische banden te bevestigen aan zowel de achterste band van het voorste gedeelte van de zool als de voorste band van het achterste gedeelte van de zool, kunnen deze verschuivingen voorkomen worden.

Aanbevelingen voor de bandage

- Er moeten elastische banden tussen de banden van het voorste- en achterste gedeelte van de zool worden geplaatst.



Figuur 23 - het meetsysteem kan makkelijk worden aangetrokken door de achterste band te openen en de voet vervolgens in de bandage te schuiven.

Meetkastje

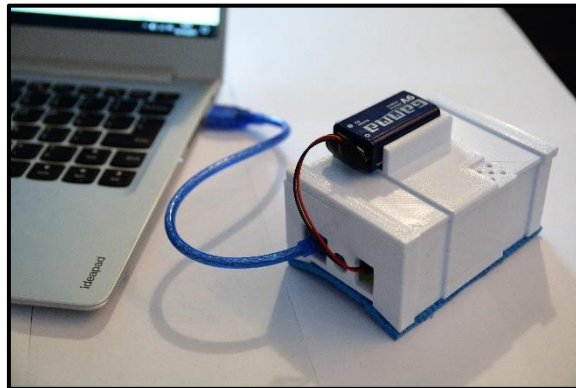
Het meetkastje kan makkelijk om het onderbeen bevestigd worden zoals te zien in figuur 24. De vormgeving geeft geen comfortproblemen. Aansluiting op de computer is ook geen probleem (figuur 24). Wel is het kastje erg groot waardoor het kastje naar beneden kan zakken. Het is aan te bevelen een kleiner ontwerp te vervaardigen. De hardware moet hierop ook worden aangepast.

De auditieve feedback is duidelijk te horen en kan uitgeschakeld worden door middel van het verwijderen van de batterij. Het is wel aan te bevelen om meer betekenis te geven aan de auditieve feedback. Er is nu sprake van het wel of niet overschrijden van de opgelegde belasting norm. Echter kan met de frequentie van het signaal betekenis worden gegeven hoe groot de overschrijding van de norm is. Er wordt aanbevolen om een hogere frequentie te gebruiken des te meer de belasting norm wordt overschreden.

-  Het meetsysteem moet beschikken over een auditief feedback systeem voor hoogte van de totale belasting op de voetzool.
-  Auditieve feedback moet uit te schakelen zijn.

Aanbevelingen voor het meetkastje

- Er moet een kleiner ontwerp van het meetkastje worden vervaardigd.
- De frequentie van het auditieve signaal moet hoger worden des te meer de belasting norm wordt overschreden.

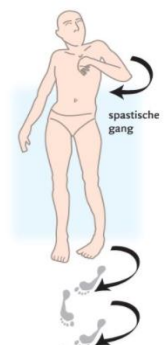


Figuur 24 - het meetkastje is te groot en heeft de neiging af te zakken, aansluiten van het kastje op de computer geeft geen problemen.

Omsluitingen

De omsluitingen van de sensoren bieden de gewenste bescherming van de sensoren. De verhogingen zijn tijdens elke fase van de gang in contact met de ondergrond. Hierbij komen er geen andere delen van het meetsysteem in aanraking met de ondergrond. Dit geldt ook voor aangepaste gangpatronen. Enige uitzondering op deze constatering is een gangpatroon waarbij de voet gesupineerd of geproniseerd op de ondergrond wordt geplaatst. Een voorbeeld (figuur 25) hiervan is een spastische gang (Warrenburg, Snijders, Munneke, & Bloem, Loopstoornissen door neurologische aandoeningen, 2007).

-  Tijdens elk moment van de gang moet de totale belasting op de voetzool gemeten kunnen worden.
-  Het contactoppervlak van de voet met de ondergrond moet even groot zijn als het sensoroppervlak.



Figuur 25 - een voorbeeld waarbij de voet in gesupineerde stand aan de grond wordt gebracht - spastische gang (Warrenburg, Snijders, Munneke, & Bloem, Spastische gang)

De afwikkeling van de voet over de contactpunten met de ondergrond van de omsluitingen verloopt soepel. Het materiaal dient echter een hogere wrijving te kennen met de ondergrond. Door het gladde materiaal ontstaat de neiging van het meetsysteem om 'uit te glijden' over de ondergrond. Afgezien van het uitglijden van het systeem lijkt de stabiliteit van de gebruiker niet negatief te worden beïnvloed door het gebruik van het meetsysteem.

Er is helaas wel sprake van een negatieve invloed op de betrouwbaarheid van het systeem. De constructie binnen de omsluiting die moet zorgen voor het 'terugveren' na belasting absorbeert teveel kracht. Hierdoor blijft de sensor na belasting onder druk staan met als gevolg dat er meetfouten ontstaan. Het is aan te bevelen een elastisch materiaal toe te passen dat niet of nauwelijks kracht absorbeert of een andere constructie toe te passen.

Aanbevelingen voor de omsluiting

- De contactpunten met de ondergrond moeten een hogere wrijving kennen met de ondergrond.
- Het materiaal van de omsluiting moet bestaan uit elastisch materiaal dat minder kracht absorbeert.

Hardware

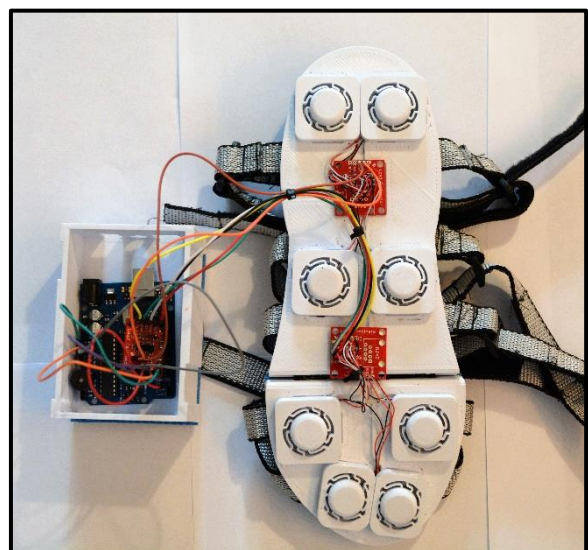
Om de belasting op de voet te meten zijn acht loadcellen gebruikt. Deze zijn op strategische punten ten opzichte van de voetzool geplaatst. Een loadcell maakt gebruik van het piëzo resistieve principe. De sensoren worden met behulp van een Arduino microcontroller uitgelezen. Deze methode geeft geen problemen. Aan de hand van de acht sensoren kan met de Arduino software het COP niet in kaart worden gebracht. De sensoren zijn namelijk gecombineerd tot één ingangsspanning voor de Arduino. Afzonderlijke sensorwaarden kunnen hierdoor niet meer worden onderscheiden. Om het COP in kaart te kunnen brengen zullen afzonderlijke sensorwaarden nodig zijn. Hiervoor moet de sensoren in een ander type circuit geschakeld worden.

- ✓ Er moet gebruik worden gemaakt van piëzo resistieve druksensoren.
- ✓ Sensoren moeten worden geplaatst op strategisch geplaatste punten van de voetzool.
- ✓ Er moet gebruik worden gemaakt van open source systeem Arduino.
- ✗ Met de meetgegevens kan de drukverdeling over de voetzool in kaart worden gebracht doormiddel van het 'Center of Pressure'.

Zoals te zien is in figuur 26 bestaat het meetsysteem uit veel elektrische componenten. De manier waarop deze componenten nu zijn georganiseerd zorgt voor een kwetsbaarheid van het systeem voor inwerkende krachten. Er wordt dan ook aanbevolen het ontwerp aan te passen zodat alle componenten ingebed kunnen worden waardoor zij beschermd zijn. Dit geldt dan met name voor de 'combinator' borden die nu onder de zool zijn geplakt.

Aanbevelingen voor de hardware

- Het ontwerp moet worden aangepast zodat alle elektrische componenten ingebed zijn.
- De sensoren moeten anders geschakeld worden zodat de sensorwaarden afzonderlijk uit te lezen zijn met behulp van een Arduino microcontroller.



Figuur 26 - elektrische componenten van het meetsysteem

Software

Het heikele punt waardoor de ontwikkeling van het product stokte, is de vervaardiging van de software. Die is helaas nog niet genoeg geoptimaliseerd op de hardware om betrouwbare meetresultaten met het meetsysteem te behalen.

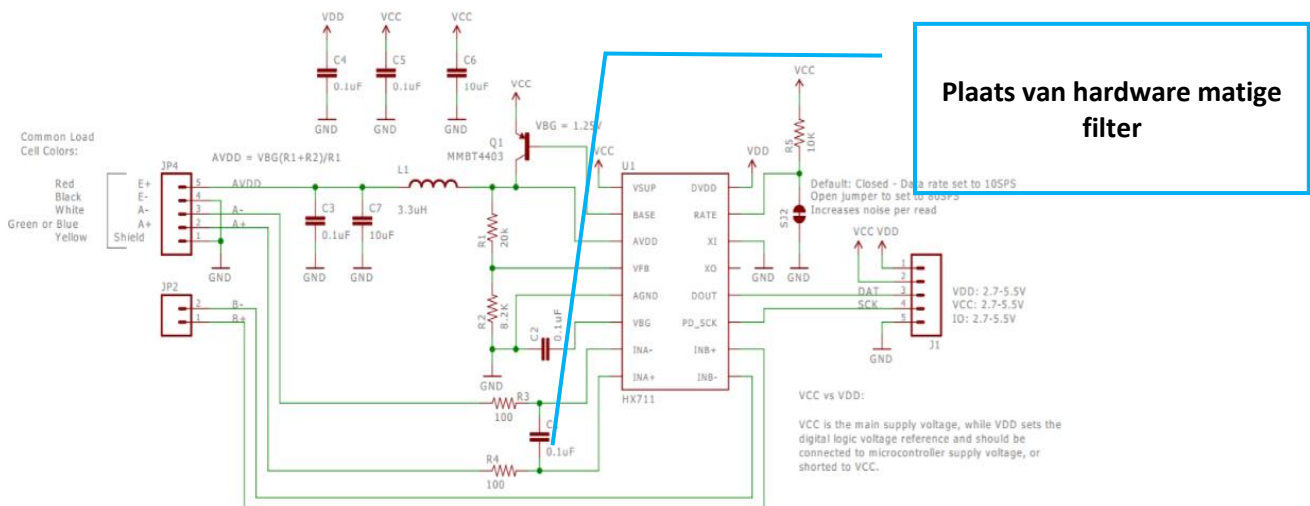
✗ Het meetsysteem moet betrouwbare meetresultaten neerzetten.

Hiervoor zijn enkele oorzaken aan te wijzen. Als eerste is de kalibratie van de sensoren niet genoeg afgestemd op het gedrag van de sensoren. Er is een kalibratie methode gebruikt die uitgaat van lineair gedrag van de uitgangsspanning van de sensoren. Dit is niet het geval. Om deze reden geldt voor (een groot) deel van de range van uitgangsspanningen van de sensoren, dat de kalibratiefactor niet afdoende is om een valide meetresultaat te behalen. Het bepalen van de 'juiste' kalibratiefactor bleek niet binnen de gestelde tijdsperiode van het project gevonden te kunnen worden. Een andere oorzaak houdt betrekking de signaalverwerking die is ingebouwd in de hardware. Het gaat dan in dit geval om de 'load cell amplifier'. Deze amplifier heeft twee kanalen. Kanaal A en kanaal B. Op beide kanalen kunnen vier sensoren via een 'combinator' worden aangesloten. Kanaal A is hardware matig voorzien van een high-pass filter (figuur 27). Het signaal van kanaal B is onbewerkt. Softwarematig zal er dus een high-pass filter moeten worden toegevoegd aan het meetsysteem. Helaas is er binnen het tijdsbestek geen mogelijkheid gevonden deze filter toe te voegen. De software beschikt over de mogelijkheid om de belastingnorm in te stellen waarop het meetsysteem reageert. De methode hiervoor is echter niet gebruiksvriendelijk. Er wordt dan ook aanbevolen een GUI te ontwikkelen waar de fysiotherapeut gemakkelijk de norm in kan voeren.

✓ Het meetsysteem moet beschikken over een digitale optie om de belastingnorm in te stellen.

Aanbevelingen voor de software

- Er moet een kalibratiescript worden geschreven waarmee een kalibratiefactor kan worden gevonden die voor de gehele uitgangsspanning range van de sensoren geldt.
- Softwarematig moet een filter worden toegepast op kanaal B van de receiver.
- Er moet een GUI worden ontwikkeld waarin de therapeut de belastingnorm in kan voeren.



Figuur 27 - elektrisch schema van load cell amplifier (Sparkfun, Sparkfun_HX711_Load_Cell_v11)

Universaliteit

Het ontworpen prototype is alleen geschikt voor een linkervoet ter grootte van voetmaat 42/43. Wanneer dit prototype tot product wordt ontwikkeld zou dit betekenen dat er voor elke twee maten, twee schoenen nodig zijn. Vanuit kostentechnisch perspectief is dit gegeven niet efficiënt. Er wordt dan ook aanbevolen om het meetsysteem in eerste instantie bruikbaar te maken voor beide voeten om daarna het meetsysteem geschikt te maken voor een grotere range van voetmaten. Eerder in dit verslag is besloten het meetsysteem niet te ontwikkelen voor plaatsing onder de schoen vanwege de grote meetfouten die deze methode met zich mee brengt.

Uit de evaluatie van het onderdeel 'omsluitingen' is gebleken dat het meetsysteem geschikt is om metingen te verrichten bij voeten met een standsafwijking. Door het plaatsen van een sensor in het mediale voetgewelf gebied, kan belastinginformatie uit dit drukgebied gemeten worden.

- ✓ Het meetsysteem is toepasbaar op elk type en vorm voet.
- ✗ Er moet een sensor in het mediale voetgewelf drukgebied worden geplaatst.
- ✗ Eén meetsysteem moet toepasbaar zijn op voetlengtes overeenkomstig met maat 36 tot 46.
- ✗ Het meetsysteem moet zowel onder de voet als onder de schoen te plaatsen zijn.

Aanbevelingen voor het gehele prototype

- Het meetsysteem moet bruikbaar worden gemaakt voor zowel de linker- als rechtervoet.
- Het ontwerp van het meetsysteem moet worden aangepast om het toepasbaar te maken voor meerdere grootte voeten.

Natuurlijk gangpatroon

De grootste vraag bij het ontwerpen van een meetsysteem op verhogingen, is hoe het gangpatroon beïnvloed zou worden. Door het meetsysteem door verschillende (gezonde) personen (n=4) te laten gebruiken en hen de vragenlijst uit bijlage 8 te laten invullen, is er een beeld verkregen over deze invloed. Het blijkt dat het evenwicht van de gebruiker nauwelijks verstoord wordt indien er op een stroeve ondergrond wordt gelopen. Wel wordt er aangegeven dat het lopen op verhogingen een rare sensatie geeft. Hierbij moet vermeld worden dat na verloop van tijd gebruikers gewend raakten aan het lopen met het meetsysteem. Hun gangpatroon werd hierop natuurlijker. Zij bleven echter een niet geheel natuurlijk gangpatroon vertonen dat wordt gekarakteriseerd door een zwaai fase waarbij de afrollen over de tenen pas laat in vergelijking met een natuurlijk gangpatroon plaatsvindt. De getoonde gang heeft veel overeenkomsten met de 'voorzichtige gang'.

- ✓ Het gangpatroon moet zo natuurlijk mogelijk verlopen.

Er werd dan ook aangegeven dat het lopen met het meetsysteem minder natuurlijk is dan het lopen met een 'normale' schoen of sandaal. Hierop zijn al enkele aanbevelingen gedaan met betrekking tot de flexibiliteit van de zool en de gladheid van de verhogingen/contactpunten. Hiernaast wordt aanbevolen onderzoek te doen naar het aanpassen van het ontwerp van de verhogingen, om een natuurlijker gangpatroon (nog) meer te stimuleren.

Aanbevelingen voor het gehele prototype

- Er zal een herontwerp moeten plaatsvinden waarbij het gangpatroon natuurlijker aanvoelt voor de gebruiker.

Kosten

In de kostenspecificatie van tabel 3 in bijlage 9 blijkt dat het ontwikkelen van een voetbelasting meetsysteem met behulp van load cellen 145,50 euro heeft gekost. Dit is ruim onder de 2500 euro die de Vogellanden voor het product wil uitgeven. Een kanttekening bij dit bedrag is dat het hier alleen gaat om materiaalkosten. Wanneer productiekosten en werkuren bij dit bedrag worden opgeteld, zal het bedrag een stuk hoger uitvallen. Het bedrag zal dan een geschatte waarde van 800 euro hebben. Op basis van 40 productie uren en 50 euro productiekosten. Wanneer hierbij in acht wordt genomen dat er voor de maten 36 t/m 46 vijf exemplaren moeten worden vervaardigd komt het totale bedrag 1500 euro boven het streefbedrag uit. Het is daarom zaak om vanuit kostentechnisch perspectief een herontwerp te ontwerpen dat universeler kan worden toegepast dan het huidige prototype. Deze aanbeveling is reeds gedaan.

✓ Het meetsysteem mag niet meer dan 2500 euro in aanschaf kosten.

Alle aanbevelingen

Aan de hand van de opgestelde aanbevelingen kan een herontwerp worden vervaardigd van het bestaande prototype. Wanneer alle aanbevelingen worden doorgevoerd in een nieuw prototype zal het voetbelasting meetsysteem vrijwel geheel aan alle eisen en wensen voldoen.

- Er moet sprake zijn van een hogere voorspanning van het elastiek ter plaatste van de as.
- Het voorste- en achterste gedeelte van de zool moeten enkele millimeters mee kunnen bewegen met de voet.
- Er moeten elastische banden tussen de banden van het voorste- en achterste gedeelte van de zool worden geplaatst.
- Er moet een kleiner ontwerp van het meetkastje worden vervaardigd.
- De contactpunten met de ondergrond moeten een hogere wrijving kennen met de ondergrond.
- Het materiaal van de omsluiting moet bestaan uit elastischer materiaal dat minder kracht absorbeert.
- Het ontwerp moet worden aangepast zodat alle elektrische componenten ingebed zijn.
- De sensoren moeten anders geschakeld worden zodat de sensorwaarden afzonderlijk uit te lezen zijn met behulp van een Arduino microcontroller.
- Er moet een kalibratiescript worden geschreven waarmee een kalibratiefactor kan worden gevonden dat voor de gehele uitgangsspanning range van de sensoren geldt.
- Softwarematig moet een filter worden toegepast op kanaal B van de receiver.
- Er moet een GUI worden ontwikkeld waarin de therapeut de belastingnorm in kan voeren.
- Het meetsysteem moet bruikbaar worden gemaakt voor zowel de linker- als rechtervoet.
- Het ontwerp van het meetsysteem moet worden aangepast om het toepasbaar te maken voor meerdere grootte voeten.
- Er zal een herontwerp moeten plaatsvinden waarbij het gangpatroon natuurlijker aanvoelt voor de gebruiker.

Discussie

De uitgevoerde evaluatie is onderhevig aan tekortkomingen. Deze komen voort uit de gebrekkige test van het ontworpen prototype. Vanwege tijdsdruk en de software die nog niet goed is geoptimaliseerd, is een volledige, betrouwbare test achterwege gebleven. Hierdoor is niet bekend in hoeverre het meetsysteem aan alle eisen en wensen voldoet. De onderzoeker weet bijvoorbeeld niet precies op welke manier het meetsysteem het gangpatroon beïnvloed. Daarom kunnen er geen harde uitspraken gedaan worden over de eisen en wensen die hiermee verband houden. Dit geldt voor meerdere variabelen, zoals het precieze gedrag van de terugveerconstructie van de verhogingen en het gebruik van het meetinstrument door mensen met standsafwijkingen. Ook het in kaart brengen van het traject van het Center of Pressure kan alleen theoretisch benaderd worden. Het plan van eisen en wensen is samenvattend niet sluitend getoetst. Om een totaal en volledig onderbouwd plan van aanbevelingen op te stellen, is er een gedegen test nodig waarin diverse patiënten van de Vogellanden gebruik maken van het meetinstrument.

Conclusie

De probleemstelling binnen dit project houdt in dat er is geen betaalbaar meetsysteem beschikbaar is op de markt waarmee de totale belasting op de voet, tijdens de gehele gang gemeten kan worden. Het ontwikkelen van een voetbelasting meetsysteem waarmee deze probleemstelling opgelost wordt, is geen gemakkelijke opdracht gebleken. Er blijken erg veel factoren van invloed te zijn op het ontwerp van een succesvol meetsysteem. Het probleem binnen dit project is dan ook niet geheel opgelost. Wel heeft het ontworpen prototype de potentie om als functioneel werkend product te voldoen aan de vraag van de Vogellanden.

Er is een ontwerp vervaardigd waarmee aan twee van de belangrijkste uitdagingen binnen dit project voldaan kan worden. Dit zijn -één- het meten van de totale belasting terwijl -twee- elke fase van de gang wordt doorlopen. Deze uitdagingen zijn behaald door een sandaal als systeem te ontwikkelen waarbij sensoren in verhogingen, onder de zool zijn verwerkt. Doordat de sensoroppervlakte even groot is als het contactoppervlak tussen voet en ondergrond, wordt de totale belasting gemeten. Het toepassen van een as ter hoogte van het tarso metatarsale gewricht in de voet, zorgt voor de benodigde beweeglijkheid van het meetsysteem.

Het vervaardigen van een meetsysteem met een kostprijs van maximaal 2500 euro is de derde belangrijke uitdaging. Hieraan is nog niet voldaan. Het meetsysteem moet universeler ontworpen worden om een verlaagde kostprijs van maximaal 2500 euro waar te kunnen borgen. Om dit te bereiken moet het systeem inzetbaar worden gemaakt voor verschillende voetlengtes, waarbij het systeem bruikbaar is voor zowel de linker- als rechterschoen.

Ook de uitwerking van het ontwerp voldoet nog niet aan het opgestelde plan van eisen en wensen. Eén van de belangrijkste verbeteringen die hierbij kan worden doorgevoerd is het vertalen van de sensorwaarden naar bruikbare meetwaarden. Binnen het tijdsbestek van dit project is het helaas niet gelukt om de hardware en software zo op elkaar af te stemmen, dat er betrouwbare meetresultaten geboekt kunnen worden met behulp van het ontworpen belasting meetsysteem. Een andere belangrijke verbetering van het systeem houdt in dat het systeem natuurlijk aanvoelt voor de gebruiker. Op dit moment biedt het systeem dit natuurlijke gevoel nog niet. Hierdoor ontstaat er een onbedoelde invloed op het gangpatroon van de gebruiker.

Samenvattend biedt het ontwikkelde belasting meetsysteem een nieuwe meetmethode ten opzichte van bestaande methodes, die geschikt lijkt te zijn voor het meten van de totale belasting tijdens elke fase van de gang. Bovendien heeft de ontwikkeling van het meetsysteem geleid tot concrete en uitvoerbare aanbevelingen. Om deze aanbevelingen te valideren zal er een gedegen test uitgevoerd moeten worden waarin patiënten van de Vogellanden gebruik maken van het meetinstrument.

Wanneer uit deze test blijkt dat de meetmethode van sensoren op verhogingen succesvol kan worden toegepast bij patiënten van de Vogellanden, zal er een herontwerp plaats vinden aan de hand van de opgestelde aanbevelingen. De belangrijkste ontwikkelingen zullen de verhoging van de universaliteit van het systeem en de optimalisatie van de software/hardware koppeling zijn.

Wanneer deze veranderingen worden doorgevoerd zal er sprake zijn van een betrouwbaar en vernieuwend meetsysteem waarmee de totale voetbelasting kan worden gemeten tijdens de gehele gangfase, met een aanschafprijs van onder de 2500 euro. Concluderend kan daarom ook gezegd worden dat het verslag voldoende relaas biedt om tot een sluitende oplossing van het probleem van de Vogellanden te komen.

Verwijzingen

- Bleys, R. (2007). Functionele anatomie van de voet. *Nederlands tijdschrift voor dermatologie en venereologie* , 89-92.
- Bus, S., & Harlaar, J. (2012). Herverdeling van voetdruk, hoe doe je dat? . *PodoSophia*, 26-27.
- Cau, N., Cimolin, V., Galli, M., Precilios, H., Tacchini, E., Santovito, C., & Capodaglio, P. (2014). Center of pressure displacements during gait initiation in individuals with obesity. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 1-8.
- Chuckpaiwong, B., Nunley, J., Mall, N., & Queen, R. (2008). The effect of foot type on in-shoe plantar pressure during. *Gait & Posture*, 4005-4011.
- Claverie, L., Ille, A., & Moretto, P. (2016). Discrete sensor distribution for accurate plantar pressure analyses . *Medical Engineering and Physics* , 1489-1494.
- Cock, A. v., Vanrenterghem, J., Willems, T., Witvrouw, E., & Clercq, D. d. (2008). The trajectory of the centre of pressure during barefoot running. *Gait & Posture*, 669-675.
- Friderichs, M. (2007). Addendum: heupfracturen. In *Orthopedische Casuïstiek* (pp. 51-64). Houten : Bohn Stafleu van Loghum .
- Gerritsen, P. (2014). Fractuurpreventie. *Tijdschrift voor praktijkondersteuning*, 104-108.
- Hamilton, N., & Luttgens, K. (2002). Kinesiology, Sctientific Basis of Human Motion . *Brown & benchmark* , 467-494.
- Han, T., Paik, N., & Im, M. (1999). Quantification of the path of center of pressure (COP) using an F-scan in-shoe transducer. *Gait & posture* , 248-254.
- Harlaar, J. (2012). Voetdruk en grondreactiekracht: wat is wat? *PodoSophia*, 26-27.
- Harlaar, J. (2013). Grondreactiekrachten en gewrichtsmomenten. *PodoSophia*, 24-25.
- Harlaar, J. (2013). Van hiel tot grote teen. *PodoSophia* , 26-27.
- Harlaar, J. (2014). Botbelasting, een kwestie van aanspannen . *Podosophia*, 24-25.
- Harlaar, J. (2014). De invloed van voetboog, fascia plantaris en het windlasseffect. *PodoSophia*, 32-33.
- Hayafune, N., Hayafune, Y., & Jacob, H. (1999). Pressure and force distribution characteristics under the normal foot during the push-off phase in gait. *The Foot* , 88-92.
- Hendriks, E. R., Koten, J., & Willems, J. H. (2009). Aandoeningen van het bewegingsapparaat van de onderste extremiteit. In J. H. Voorn, *Boekblok Arbeid en Belastbaarheid* (p. 1352). Houten: Bohn Stafleu van Loghum.
- Hessert, M., Vyas, M., Leach, J., Hu, K., Lipsitz, L., & Novak, V. (2005). Foot pressure distribution during walking in young and old adults. *BMC geriatrics*, 1471-2318.

- Holtkamp, F., & Harlaar, J. (2013). De effecten van hard en zacht. *PodoSophia*, 20-21.
- Howell, A., Kobayashi, T., Hayes, H., Foreman, K., & Bamberg, S. (2013). Kinetic Gait Analysis Using a Low-Cost Insole. *IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING*, 3284-3290.
- Jamshidi, N., Rostami, M., Najarian, S., Menhaj, M. B., & Salamia, M. F. (2010). Differences in center of pressure trajectory between normal and steppage gait. *Journal of Research in Medical Sciences*, 33-40.
- Jamshidi, N., Rostami, M., Najarian, S., Menhaj, M., Saadatnia, M., & Salami, F. (2010). Differences in center of pressure trajectory between normal and steppage gait. *Journal of Research in Medical Sciences*, 33-40.
- Karkokli, R., & McConvill, K. (2006). Design and Development of a Cost Effective Plantar Pressure Distribution Analysis System for the Dynamically Moving Feet. *EMBS Annual International Conference*, 6008-6011.
- Kellis, E. (2001). Plantar pressure distribution during barefoot standing, walking and landing in preschool boys. *Gait & Posture*, 92-97.
- Koopman, J. (2014, Juni 26). Reader biodynamica III - mechanica. Den Haag: Haagse Hogeschool .
- Lavery, L., Armstrong, D., Wunderlich, R., Tredwell, J., & Boulton, A. (2003). Predictive value of foot pressure assessment as part of a population-based diabetes disease management program. *Diabetes Care*, 1069-1073.
- Ledoux, W., & Hillstrom, H. (2002). The distributed plantar vertical force of neutrally aligned and pes planus feet. *Gait & Posture*, 1-9.
- Louwerens, J. (2008). Aandoeningen van voet en enkel. In J. Verhaar, & J. v. Mourik, *Orthopedie* (p. 455). Houten: Bohn Stafleu van Loghum.
- Lugade, V., & Kaufman, K. (2014). Center of Pressure Trajectory during Gait: A Comparison of Four Foot Positions. *Gait Posture*, 252-254.
- Mendelson, S. &. (2000). Het effect van stokgebruik op tibiale belasting en belastingssnelheid. *Stimulus*, 203-205.
- Meulman, H., Slikke, R. v., & Doef, R. v. (sd). Reader biokinematica 1. Den Haag: Haagse Hogeschool .
- MNX. (2017). *What is MEMS*. Opgehaald van MEMSnet: <https://www.memsnet.org/about/what-is.html>
- Morag, E., & Cavanagh, P. (1999). Structural and functional predictors of regional peak pressures under the foot during walking. *Journal of biomechanics*, 359-370.
- Pataky, T. C., Caravaggi, P., Savage, R., & Crompton, R. (2008). Regional peak plantar pressures are highly sensitive to region boundary definitions. *Journal of Biomechanics*, 2772-2775.
- Penrod, J., Boockvar, K., Magaziner, A., Hannan, E., Halm, E., Silbersweig, S., & Morisson, R. (2004). Physical Therapy and Mobility 2 and 6 Months After Hip Fracture. *Journal of the American Geriatrics Society*, 1114-1120.

- Picavet, H., Gils, H. v., & Schouten, J. (2001). *Klachten van het bewegingsapparaat*. Bilthoven: Rijksinstituut voor gezondheid en milieu.
- Rana, N. (2009). Second International Conference on Computer and Electrical Engineering. *Application of Force Sensing Resistor (FSR) in Design of Pressure Scanning System for Plantar Pressure Measurement* (pp. 678-685). IEEE Xplore Digital Library.
- Razak, A., Zayagh, A., Begg, R., & Wahab, Y. (2012). Foot Plantar Pressure Measurement System: A Review. *Sensors*, 9885-9911.
- Rosenbaum, D., & Becker, H. (1997). Plantar pressure distribution measurements. Technical background and clinical applications. *Foot and Ankle surgery*, 1-14.
- Roy, K. (1988). Force, pressure, and motion measurements in the foot: current concepts. *Clinics in podiatric Medicine and Surgery*, 49`1-508.
- Schrauwen, M. (2017). *Elektriciteitsleer: vermogen, filters en versterkers*. Den Haag : De Haagse Hogeschool, opleiding Bewegingstechnologie.
- Sherrington, C., Lord, S., & Herbert, R. (2004). A randomized controlled trial of weight-bearing versus non-weight-bearing exercise for improving physical ability after usual care for hip fracture. *Physical Medicine and Rehabilitation*, 710-716.
- Simoneau, G. (2002). Kinesiology of the Musculoskeletal System: Foundations for Physical Rehabilitation. *Mosby*, 523-569.
- Slikke, R. V. (2003). *Biokinematica II - reader krachtopnemers*. Den Haag: Haagse Hogeschool.
- Stolwijk, N., Duysens, J., Louwerens, J., & Keijsers, N. (2010). Plantar Pressure Changes after. *American College of Sports Medicine*, 2264-2272.
- Tan, A., Fuss, F., Weizman, Y., Woudstra, Y., & Troynikov, O. (2015). Design of Low Cost Smart Insole for Real Time Measurement of Plantar Pressure. *The International Design Technology Conference* (pp. 117-122). Geelong: Procedia Technology .
- Teodoro, E., Tomazini, J., Galera, S., & Nascimento, L. (2009). World congress of Medical Physics and Biomedical Engineering. *Development of a Prototype for Measuring Plantar Forces* (pp. 767-770). Munich: Sao Paulo state university.
- Wahab, Y., Zayegh, A., Begg, R., & Veljanovski, R. (2008). Design of MEMS Biomedical Pressure. *ICSE*, 166-169.
- Wang, X., Wang, Q., Zheng, E., Wei, K., & Wang, L. (2013). A Wearable Plantar Pressure Measurement System: Design Specifications and First Experiments with an Amputee. *Intelligent Autonomous Systems 12* (pp. 273-281). Beijing : Peking University.
- Warrenburg, B. v., Snijders, A., Munneke, M., & Bloem, B. (2007). Loopstoornissen door neurologische aandoeningen. *Nederlands Tijdschrift voor Geneeskunde*, 395-400.
- Zhou, G., Wang, Y., & Cui, L. (2015). *Biomedical Sensor, Device and Measurement Systems*. School of Mechatronic Engineering.

Figuren

AMTI. (sd). *Choosing a force plate*. Watertown.

Ato-Gear. (sd). *Advanced sensor technology*. Eindhoven.

CMST. (sd). Drukverdeling over de voet. *Visualiseren van de druk uitgeoefend op een voetzool*. Gent.

DX. (sd). *DIY 50Kg Body Load Cell Weighing Sensor Weerstand stam Half-brug Original Voor DIY Arduino Etc*. Verenigd Koninkrijk.

Footwear, G. (sd). *Voetklachten*. Oudega.

Novel. (sd). *Pedar Hardware. Accurate. Reliable. Unique.* . Munich.

OptimalControl. (sd). *Nieuwe generatie drukmeetsystemen – I-Pressure*. Deurne-Diest.

RSscan. (sd). *NEW in footscan® v9.2.0 Gait Essentials: RS Print™ dynamic insole design*. Heusden-Zolder.

SensiStep. (sd). *Techniek*. Amsterdam.

Sparkfun. (sd). Four strain gauges (SG1 through 4) hooked up in a wheatstone bridge formation, Fritzing diagram of HX711 amplifier connected to a RedBoard. *Load Cell Amplifier HX711 Breakout Hookup Guide*. Boulder.

Sparkfun. (sd). *Sparkfun_HX711_Load_Cell_v11. SparkFun Load Cell Amplifier - HX711*. Boulder.

TaiwanUniversity. (sd). Trajectory of center of pressure. *Biomechanics of Level Walking*. Taiwan.

Tekscan. (sd). *FlexiForce A401 Sensor*. South Boston.

Warrenburg, B. v., Snijders, A., Munneke, M., & Bloem, B. (sd). Spastische gang. *Loopstoornissen door neurologische aandoeningen*. Nederlands Tijdschrift voor Geneeskunde, Nijmegen.

Bijlage 1 - Markonderzoek

Om aan de vraag van de Vogellanden te voldoen is het belangrijk marktonderzoek te verrichten voordat er een ontwerpproces wordt gestart. Wellicht zijn er al (delen van) meetsystemen op de markt te vinden die kunnen voldoen in de vraag van de Vogellanden. Door bestaande meetsystemen te analyseren kan bovendien veel geleerd worden over de meetprincipes die kunnen worden toegepast.

Indeling

Uit marktonderzoek blijkt dat er een indeling kan worden gemaakt in systemen die tijdens de gehele gang de belasting meten als systemen die alleen tijdens een bepaalde fase van de gang de belasting op de voet kunnen meten. Systemen die tijdens de gehele gang metingen kunnen verrichten bewegen met de voet mee, zij zijn dynamisch. Ze zullen dan ook worden aangemerkt als dynamische systemen. Meetsystemen welke niet met de voet mee bewegen en slechts 1 of enkele fases van de gang kunnen meten, worden aangeduid als statische systemen.

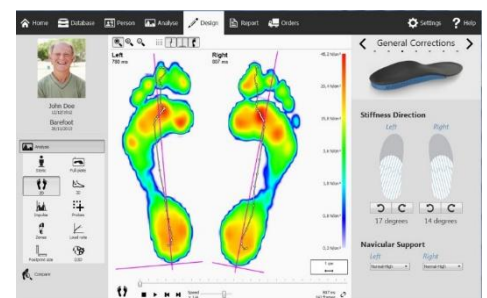
Wat betreft doeleinde bestaan er verschillende type meetsystemen om belasting in kaart te brengen. Er zijn systemen die bedoeld zijn voor gebruik tijdens sporten en systemen bedoeld ter ondersteuning van revalidatie.

Statische systemen

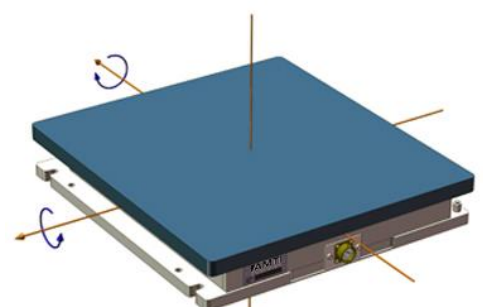
Statische systemen bewegen niet met de voet mee. Dit zijn druk- en krachtplaten. Een voorbeeld van een drukplaat is de 'footscan' van RSscan (figuur 28). Dit is een plaat die de drukverdeling over de voet meet en verzendt naar een computer. Met speciale software kan een 3D beeld van de voet worden weergegeven. Hierin is de drukverdeling te zien.

Een krachtplaat meet de krachten op de voet (figuur 29). Het gewicht van het lichaam zorgt voor een zwaartekracht met een grondreactiekracht tot gevolg. Deze kracht kan met behulp van een krachtplaat worden gemeten. De meeste krachtplaten hebben krachtopnemers op 4 hoeken en zijn in meerdere richtingen gevoelig. Zo kan bijvoorbeeld ook de kracht van de afzet van de voet worden gemeten (Slikke, 2003).

Met behulp van dit type systemen kunnen erg nauwkeurige metingen worden verricht. Helaas is de techniek erg ingewikkeld en de kostprijs hoog. Bovendien kan met behulp van dit type meetsysteem enkel de belastingsituatie van 1 stap op de plaat in beeld worden gebracht. Er is geen sprake van het continue meten van de belasting op de voet (Slikke, 2003).



Figuur 28 - Lay out software Footscan (RSscan)



Figuur 29 – Forceplate (AMTI)

Dynamische systemen

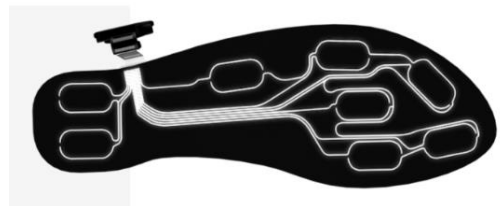
Dynamische systemen bewegen mee met de voet en zijn hierom op één of andere manier aan de voet bevestigd. De systemen maken gebruik van hetzelfde meetprincipe maar verschillen in doeleinde en software.

Er zijn veel meetsystemen van dit type te vinden op de markt, met onderling minimale of vrijwel geen verschillen. Hierom zijn niet alle op de markt beschikbare systemen vermeld. Enkel de systemen die onderling noemenswaardige verschillen hebben, zijn opgenomen in het marktonderzoek.

Arion (figuur 30) is een systeem dat gebruik maakt van druksensoren die strategisch geplaatst zijn in een zool. De sensoren zijn verbonden met een device dat een draadloos signaal verzend naar Smartwatch, telefoon of computer. Speciaal ontwikkelde software geeft inzicht in de manier waarop de voet wordt belast. Daarnaast geeft het systeem live feedback, hoe de voet het beste te belasten. Het systeem is bedoeld om de afwikkeling van de voet te reguleren en zo de beste hardloop resultaten te behalen.

Om deze reden zijn sensoren op strategische punten geplaatst die belangrijk zijn voor de afwikkeling van de voet. Metingen van deze punten geven genoeg informatie om de hardloper te voorzien van feedback. De belasting over de gehele voet wordt dus niet gemeten.

Hetzelfde geldt voor een ander systeem: het I-Pressure voetdruk meetsysteem (figuur 31). Hier wordt ook gebruik gemaakt van druksensoren geplaatst op een zool. Via bluetooth kunnen gegevens over drukverdeling, staplengte, snelheid en totaal afgelegde afstand worden bekeken. Het systeem beschikt niet over een live feedback functie en is daarom ook meer gericht op de behandelaar of coach die de resultaten achteraf bekijkt. Een vergelijkbaar systeem is het Walkinsense systeem.

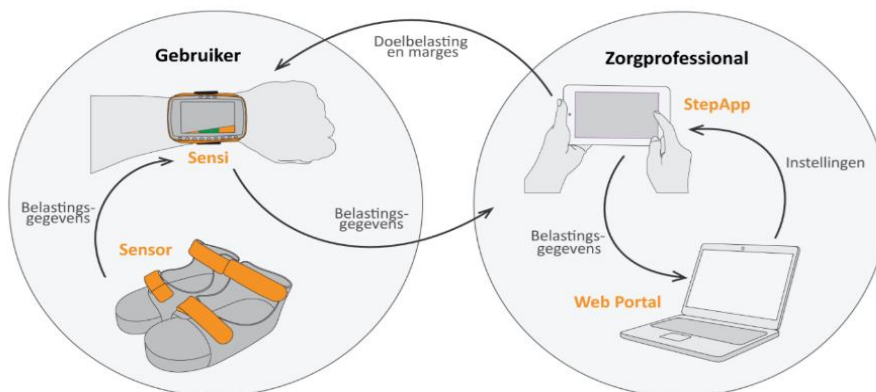


Figuur 30 - Arion voetdruk meetsysteem (Ato-Gear)



Figuur 31 - I-pressure voetdruk meetsysteem (OptimalControl)

Een systeem dat uitsluitend op revalidatie is gericht, is de 'Sensistep' (figuur 32). Een drukgevoelige sensor is geplaatst in een sandaal. Deze sandaal wordt door de revalidant aangetrokken. Doormiddel van een draadloze verbinding krijgt de behandelaar live feedback over de hoogte van de belasting. Omdat dit systeem slechts beschikt over 1 sensor, kan alleen de belasting op de voet tijdens de midstance fase worden gemeten.



Figuur 32 - Sensistep systeem (SensiStep)

Een systeem dat van alle markten thuis is, is de Pedar X (figuur 33). Dit is een zool die over het gehele oppervlak is voorzien van druksensoren. Het systeem is eveneens voorzien van live feedback over de belastingsituatie. Er kan zelfs een belasting norm voor een bepaalde regio van de voet worden ingesteld. Via bluetooth of radiografisch signaal, kunnen zowel live als achteraf de meetgegevens worden bekeken. Hiervoor is zeer uitgebreide software beschikbaar. De tegenhanger van de Pedar X is de F-scan (TekScan) met vergelijkbare specificaties. De mogelijkheden van beide systemen zijn eindeloos. Daarom geldt ook dat beide systemen erg prijzig zijn.

Waarom zijn deze meetsystemen niet geschikt?

Vogellanden Zwolle wil graag een meetsysteem gebruiken dat beschikt over een live feedback functie over de hoogte van de belasting op de voet. Omdat de belastingnorm geldt tijdens de gehele gangfase, zijn systemen die niet met de voet meebewegen niet geschikt. Ook de Sensistep valt op dit punt af omdat dit systeem alleen tijdens de midstance fase de hoogte van de belasting op de voet kan meten.

I-pressure en Arion maken gebruik van sensoren op strategisch geplaatste punten op de voet. Dit zijn de punten waar de druk op de voet het hoogst is bij een normaal gangpatroon. Op andere contactoppervlakken tussen voet en ondergrond waar de druk minder hoog is, wordt er geen kracht gemeten. Hierdoor zijn

meetresultaten niet representatief voor de totale belasting op de voet. De systemen zijn dan ook gericht op

drukverdeling over de voet en niet op totale belasting op de voet. Deze systemen zijn daarom ook niet geschikt om te dienen als meetsysteem binnen dit project.

Pedar X en F-Scan beschikt over de gehele oppervlakte van de voet sensoren. Deze systemen zijn hierdoor wel in staat om de totale belasting op de voet te meten. Hierdoor lijkt het systeem erg geschikt voor de Vogellanden. Echter is Pedar X erg gecompliceerd en daarom ook prijzig. Hierdoor kan dit systeem in veel gevallen niet gebruikt worden binnen 'kleine' organisaties (Karkokli & McConvill, 2006) (Tan, Fuss, Weizman, Woudstra, & Troynikov, 2015). Ook binnen de Vogellanden is er geen budget beschikbaar voor dit soort dure systemen. Ook sluiten systemen als de F-scan niet aan op het wensenpatroon voor een eenvoudig en makkelijk te interpreteren apparaat dat ook door de gebruiker kan worden gebruikt.



Figuur 33 - Pedar X systeem (Novel)

Bijlage 2 – Type sensoren

Er zijn verschillende druksensoren op de markt. Om te bepalen welk type sensor in aanmerking komt om te dienen als drukgevoelig object voor het te ontwerpen meetsysteem, zal er een analyse plaatsvinden.

Sensoren beschikken over verschillende eigenschappen. Deze eigenschappen bepalen voor een groot deel de nauwkeurigheid, betrouwbaarheid en validiteit van het meetsysteem. Logischerwijs moet het type sensor dat wordt toegepast in het te ontwerpen meetsysteem betrouwbare meetresultaten geven. Om deze reden zijn verschillende eigenschappen van een sensor in bijlage 3 opgenomen. De beschikbare sensoren zijn beoordeeld aan de hand van de eisen en wensen van de Vogellanden en de eigenschappen uit bijlage 3.

Capacitieve sensoren

Dit type sensor bestaat uit twee elektrisch geladen platen. Deze platen worden gescheiden door een elastische layer. Wanneer er druk wordt uitgeoefend op de sensor, zal de layer buigen en de afstand tussen de twee platen kleiner worden. Dit resulteert in een spanningsverandering over het circuit. Er bestaat een verband tussen de druk en de verandering van spanning. Op deze manier kan de druk op de sensor worden gemeten (Razak, Zayagh, Begg, & Wahab, 2012).

Sensoren van dit type worden veel toegepast voor (zware) industriële toepassingen. Ook wordt dit type sensor gebruikt om aanrakingen te registreren. Biodynamische sensoren van dit type worden welliswaar speciaal ontwikkeld voor systemen als Pedar en EMED maar zijn niet apart commercieel verkrijgbaar (Razak, Zayagh, Begg, & Wahab, 2012; Rosenbaum & Becker, Plantar pressure distribution measurements. Technical background and clinical applications, 1997).

Resistieve sensoren

De werking van dit type sensor is gebaseerd op de weerstand van een specifiek type foam dat geplaatst is tussen twee elektroden. Door kracht op de sensor verandert de weerstand van het foam, deze neemt af. Hierdoor gaat er een hogere stroom lopen tussen de elektroden. De verandering van stroomsterkte houdt verband met de hoogte van de druk op de sensor (Razak, Zayagh, Begg, & Wahab, 2012).

Een veel gebruikte toepassing van dit type sensor is de FSR sensor (force sensing resistor). Dit type sensor heeft veel voordelen. Ze zijn namelijk erg plat, waardoor ze makkelijk in te bouwen zijn. De aanschafprijs is laag en de sensor is in vele maten en makkelijk te verkrijgen. De lineariteit van de sensor is goed te noemen (Tekscan).

Nadelen zijn een beperkte range in vergelijking met andere type druksensoren. Ook heeft dit type sensor relatief veel last van hysteresis (Razak, Zayagh, Begg, & Wahab, 2012; Rosenbaum & Becker, Plantar pressure distribution measurements. Technical background and clinical applications, 1997)

Piezo elektrische sensoren

Wanneer dit type sensor onder druk staat zal de sensor een elektrische spanning genereren. Deze spanning kan worden gemeten en als maat dienen voor de hoogte van de belasting op de sensor (Razak, Zayagh, Begg, & Wahab, 2012)

Het principe van piëzo elektrisch materiaal wordt voor veel toepassingen gebruikt. Zo kunnen versnellingen met het piëzo elektrische principe worden gemeten. Biodynamische druksensoren worden echter weinig ontwikkeld op basis van dit principe. Er zijn wel sensoren beschikbaar die in de (zware) industrie worden gebruikt (Rosenbaum & Becker, 1997).

Piëzo resistieve sensoren

Dit type sensor maakt gebruik van hetzelfde principe als piëzo elektrische sensoren. Wanneer er een kracht optreedt op de sensor, zal deze een spanning afgeven. Het verschil met de piëzo elektrische sensor is, dat het drukgevoelige materiaal in de resistieve sensor bij een veranderde weerstand spanning afgeeft, zonder daarbij zelf van stroom te worden voorzien (Razak, Zayagh, Begg, & Wahab,

2012).

Een bekend voorbeeld van dit type sensor is het rekstrookje. Dit is een strookje waarin piëzo materiaal verwerkt is. Het strookje kan worden ingebouwd waardoor er een kracht op kan werken. Bij uitrekking van het strookje verandert de weerstand en daardoor de spanning over het circuit. Op deze manier kunnen krachten worden gemeten (Slikke, 2003). Op basis van hetzelfde principe bestaan er 'load-cellen' dit zijn constructies waarin rekstrookjes zijn verwerkt. De te meten kracht op de constructie zorgt voor een vervorming die geregistreerd wordt. De uitrekking van de rekstrookjes kan worden gekoppeld aan de hoogte van de werkende kracht.

Voordelen van dit type sensor zijn de lage prijs, grote bereik en lage hysteresis. Nadelen zijn de gevoeligheid voor temperatuur, relatieve grootte ten opzichte van andere druksensoren en een uitgebreide ijkingprocedure van de sensor (Razak, Zayagh, Begg, & Wahab, 2012; Slikke, 2003). Binnen vergelijkbare projecten worden ook sensoren of materialen gebruikt op basis van het piëzo resistieve principe (Karkokli & McConvill, 2006; Tan, Fuss, Weizman, Woudstra, & Troynikov, 2015; Howell, Kobayashi, Hayes, Foreman, & Bamberg, 2013; Wang, Wang, Zheng, Wei, & Wang, 2013; Teodoro, Tomazini, Galera, & Nascimento, 2009).

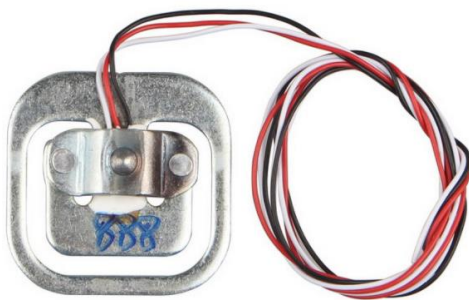
MEMS

Vanwege de vraag naar steeds kleinere elektrische componenten is MEMS ontwikkeld. De term wordt beschreven als miniatuur elektrische componenten zoals bijvoorbeeld een sensor (MNX, 2017). Het grote voordeel van dit type sensor is dat ze erg klein en daardoor makkelijk in een systeem kunnen worden geïmplementeerd, communicatie met andere elektrische componenten verloopt gemakkelijk, lage kosten, hoge betrouwbaarheid en precisie (Razak, Zayagh, Begg, & Wahab, 2012). Wanneer voetdruk met behulp van MEMS sensoren wordt gemeten, blijkt dat in vergelijking met traditionele sensoren, er een groter meetbereik bereikt kan worden, hogere lineariteit en vrijwel geen hysteresis (Wahab, Zayegh, Begg, & Veljanovski, 2008). Helaas zijn sensoren met een grote range nog niet beschikbaar voor particulier gebruik.

Keuze

Na analyse van de verschillende type sensoren en marktonderzoek komen piëzo resistieve sensoren in aanmerking om als drukgevoelig object te dienen binnen het project. Afhankelijk van het ontwerp zal er een 'load cell' (figuur 34) worden geselecteerd of een ultra dun ontwerp als de Flexiforce sensor (figuur 35). Deze sensoren zijn relatief goedkoop en makkelijk toe te passen binnen meetcircuits. Ze beschikken over een hoge betrouwbaarheid. Als laatste is er veel informatie over dit type sensoren beschikbaar.

Wanneer een load cell wordt vergeleken met een flexiforce sensor blijkt deze stukken goedkoper te zijn (2,50 c.q. 23 euro per stuk). Daarnaast is er standaard hardware verkrijgbaar om het signaal te versterken en te schakelen. Om deze reden valt de keuze op het gebruik van een load cell binnen het prototype.



Figuur 15 - Load Cell (DX)



Figuur 35 - FlexiForce sensor (Tekscan)

Bijlage 3 – Onderzoek naar meetmethode

Deze bijlage dient als achtergrondinformatie voor het kiezen van de meetmethode binnen dit project.

Wat houden de begrippen belasting en druk in?

Het te ontwerpen meetsysteem moet feedback geven over de belasting situatie. Belasting is echter een ruime term en moet nader worden toegelicht.

De term kan binnen dit project worden uitgelegd als de kracht die een structuur moet weerstaan zonder dat het kapot gaat of blijvend vervormd (Harlaar, Botbelasting, een kwestie van aanspannen, 2014). De term 'belasting' en 'druk' worden vaak in combinatie gebruikt in de literatuur. Voetdruk kan worden gedefinieerd als de belasting op een bepaald oppervlak van de voet (Harlaar, Voetdruk en grondreactiekracht: wat is wat?, 2012). Wanneer het oppervlak dus bekend is kan de belasting op een punt makkelijk worden afgeleid.

Krachten op de verschillende structuren die onderdeel zijn van de onderste extremiteit worden in eerste instantie belast door het gewicht van een persoon. De zwaartekracht veroorzaakt een grondreactiekracht. Deze kracht grijpt aan op de voet en verschuift tijdens de afwikkeling van de voet naar ventraal (Harlaar, Voetdruk en grondreactiekracht: wat is wat?, 2012). Wanneer deze grondreactiekracht niet zuiver door het rotatiepunt van bijvoorbeeld het enkelgewricht loopt, bestaat er een moment rondom dat gewricht. Wanneer een grondreactiekracht bijvoorbeeld ventraal van de enkel as voor dorsaalflexie/plantair flexie loopt, bestaat er een dorsaal flecterend moment ten opzichte van de enkel. Om dit moment te compenseren en evenwicht te behouden rondom de enkel, zullen er spieren moeten aanspannen met een plantair flecterend moment op de enkel. Dit zijn de kuitspieren. Hieruit blijkt dat naast belasting door gewicht, ook spierbelasting van invloed is voor de totale belasting op structuren. Zo kan de totale belasting oplopen tot een factor 10 van het lichaamsgewicht (Harlaar, Voetdruk en grondreactiekracht: wat is wat?, 2012).

Het is belangrijk dit gegeven in acht te nemen bij het interpreteren van meetresultaten. Deze resultaten zeggen enkel iets over de belastingsituatie met betrekking tot de voetzool. Bij het bepalen van een belastingnorm moet men hier ook van op de hoogte zijn.

Hoe kan voetbelasting worden gemeten?

De voetbelasting kan op verschillende manieren worden gemeten. Uit het marktonderzoek is gebleken dat bestaande dynamische meetsystemen in alle gevallen gebruik maken van druksensoren die onder de voet worden geplaatst. Statische systemen maken ook gebruik van dergelijke sensoren. Hoewel uit marktonderzoek blijkt dat het gebruik van druksensoren binnen dit project de geschiktste optie is, wordt er binnen dit onderzoek verder gekeken. Er is namelijk gebleken dat de meeste meetsystemen primair gericht zijn op drukverdeling over de voet. Het te ontwikkelen meetsysteem binnen dit project is daarentegen primair gericht op het meten van de totale belasting op de voet. Dit verschil in doeleinde kan reden zijn om een andere methode van meten te selecteren.

Inverse dynamica

Binnen de biodynamica wil men op basis van de krachten die plaatsvinden, uitspraken kunnen doen over de beweging die door deze krachten volgt. Wanneer de methode van inverse dynamica wordt toegepast, wil men een krachtensituatie juist andersom bekijken. Op basis van de beweging die er plaats heeft gevonden, worden de krachten berekend die op het systeem hebben gewerkt (Koopman, 2014).

Met behulp van deze methode kunnen in theorie de krachten op het voetoppervlak ook uitgerekend worden. Noodzakelijke gegevens zijn in dit geval de coördinaten van punten op de voetzool. Met behulp van deze coördinaten kunnen de krachten op deze punten worden uitgerekend. Doormiddel van videoregistratie kunnen coördinaten worden verkregen.

Deze methode stuit echter op veel obstakels. Voor het verkrijgen van de coördinaten moet men

noodzakelijkerwijs onder de voet filmen. Ook is de verwerking en interpretatie van de beeldgegevens erg complex (Meulman, Slikke, & Doef). De methode is niet beproefd, omslachtig en sluit niet aan op de vraag naar een eenvoudig en makkelijk te hanteren meetsysteem.

Versnellingsmeters

Versnellingsmeters onder de zool kunnen een bijdrage leveren aan het kwantificeren van de krachtensituatie op de voetzool (Howell, Kobayashi, Hayes, Foreman, & Bamberg, 2013). Wanneer de krachtensituatie tijdens de gang wordt gemodelleerd, kan met behulp van de versnelling een uitspraak worden gedaan over de grondreactiekrachten die werken op de voet.

Het ontwerpen van een model dat recht doet aan de werkelijke krachtensituatie op elke unieke voet is echter erg gecompliceerd en vraagt daarom veel onderzoek. Wanneer er bovendien sprake is van afgeleide uitkomsten van de versnelling, wordt de nauwkeurigheid van de gegevens minder (Meulman, Slikke, & Doef). Bepalen van de belasting op de voet met behulp van versnellingsmeters is onnodig gecompliceerd en niet nauwkeurig.

Druk

Om kracht te meten moet de meting in feite altijd plaatsvinden daar waar de kracht aangrijpt. Het meten van druk kan ook op een andere positie plaatsvinden. Doormiddel van het verplaatsen van vloeistof in een gesloten systeem, kan de druk makkelijk verplaatst worden naar een andere positie (Slikke, 2003).

Ontwerptechnisch kan deze eigenschap een voordeel zijn ten opzichte van het plaatsen van sensoren direct onder de voet. Men heeft meer vrijheid om draden en eventuele andere componenten van het meetsysteem netjes te verwerken, zodat de gebruiker er geen hinder van ondervindt. Een nadeel van deze meetmethode is dat de nauwkeurigheid vaak minder groot is dan een directe krachtmeting. Een ander nadeel is dat de oppervlakte bekend moet zijn waar de kracht op aangrijpt.

Keuze

Na analyse van de verschillende methoden om belasting te meten blijkt dat druksensoren het beste in aanmerking komen om te dienen als gevoelig onderdeel van het meetsysteem. Deze sensoren zijn het meest betrouwbaar en het makkelijkst toe te passen.

Bijlage 4 – Eigenschappen van een sensor

Aan de hand van onderstaande eigenschappen wordt het type sensor geselecteerd binnen dit project.

Prijs

De aanschaf prijs voor sensoren varieert. Het te ontwerpen meetsysteem moet een lage kostprijs krijgen. Dit betekent dat de sensoren relatief goedkoop moeten zijn.

Drift

Wanneer een sensor onder een constante spanning staat van een spanningsbron kan het uitgangssignaal alsmaar oplopen. Dit wordt drift genoemd (Zhou, Wang, & Cui, 2015).

Hysterese

Een (druk)sensor geeft een elektrische spanning af wanneer er sprake is van het 'belasten' van de sensor. Er is dan sprake van het 'werken' van een grootheid waar de sensor gevoelig voor is. Bij grootheden is er vaak sprake van een toe- en afname van de waarde. Hysterese houdt in dat de sensor bij het toenemen van de meetwaarde een andere range van meetwaarden vaststelt dan bij afname van de waarde.

Hoe groter de hysterese, hoe minder betrouwbaar de meetresultaten. De sensor moet dus een laag hysterese niveau kennen.

Lineariteit

De uitgangsspanning van een sensor houdt verband met de hoogte van de grootheid die gemeten wordt. Wanneer er sprake is van een hoge lineariteit, dan bestaat er een rechte lijn in de spanning-variabele grafiek. In dit geval dus de druk. In het algemeen geldt dat hoe hoger de lineariteit, hoe nauwkeuriger het meetsysteem.

De lineariteit van de sensor moet hoog zijn voor het te ontwerpen meetsysteem.

Temperatuur gevoeligheid

Het ene type sensor is gevoeliger voor temperatuurveranderingen dan het andere type. De oorzaak kan men vinden in het gevoelige materiaal dat wordt gebruikt in de sensor. Hoe hoger de gevoeligheid voor temperatuurverandering, hoe minder betrouwbaar en valideerbaar het systeem. De temperatuurgevoeligheid moet laag zijn voor het te ontwerpen meetsysteem.

Gevoeligheid

Druksensoren hebben een bepaalde 'range' van gevoeligheid. Dit betekent dat ze tot een bepaalde waarde een signaal afgeven. In het geval van een druksensor wordt de range uitgedrukt in aantal kilogram of pascal per vierkante centimeter.

Het te ontwerpen meetsysteem moet zo universeel mogelijk zijn. Dit betekent dat de range van de sensoren relatief groot moet zijn. Er wordt dan uitgegaan van het extreme geval dat al het gewicht van 1 persoon op 1 sensor rust. Er wordt uitgegaan van een schatting (inclusief overbelasting beveiliging) van 100 kilogram op 1 sensor.

Oppervlakte van de sensor

Er bestaat binnen een drukgebied variatie in de hoogte van druk (Bus & Harlaar, 2012). In feite meet een druksensor de gemiddelde druk over het oppervlak van de sensor. Wanneer een sensor dan ook geplaatst wordt op een gebied waar een piekdruk heerst, dan is deze druk niet representatief voor het gehele drukgebied. Hierom wordt een sensor van minimaal 5 maal 5 millimeter aanbevolen en niet buiten een piekdruk gebied worden geplaatst (Razak, Zayagh, Begg, & Wahab, 2012).

Frequentie

Om accurate waardenreeksen vast te leggen is het belangrijk dat het systeem zich 'ververst'. Omdat in de tijd de belasting op de voet verandert, wordt een minimale verversing van 200 HZ aanbevolen (Razak, Zayagh, Begg, & Wahab, 2012).

Kruip

Wanneer een sensor lange tijd mechanisch wordt belast, kan er 'kruip' optreden. Dit is de deformatie van (druk)gevoelig materiaal onder langdurige spanning. Kruip heeft een negatieve invloed op de nauwkeurigheid en validiteit van een meetsysteem. Daarom moet deze variabele zo laag mogelijk zijn voor de te selecteren sensor.

Bijlage 5 - Verloop van het 'Center of Pressure'

Verschillende fases van afwikkeling

Omdat het traject van het COP over de gang verschillende fases doorloopt worden deze kort genoemd gelijk en zal worden gecontroleerd of er sprake is van sensorcontact om te voldoen aan de gestelde eis dat op elk moment de totale belasting gemeten moet kunnen worden.

In de literatuur worden er 4 fases van afwikkeling gehanteerd. Namelijk de afwikkeling van hiel, enkel, voorvoet en tenen (Harlaar, Van hiel tot grote teen, 2013).

In de hiefase raakt de hiel de ondergrond, waarna er een afwikkeling over de hiel plaatsvindt totdat de voet in zijn geheel contact maakt met de grond. Op dit moment rust het totale lichaamsgewicht op de voet. Het Center of Pressure verschuift tijdens de afwikkeling van dorsaal naar ventraal (Harlaar, Van hiel tot grote teen, 2013). Er is sprake van sensorcontact in drukgebied 1 en 2 tot alle drukgebieden aan het eind van de fase.

Bij de afwikkeling van de enkel verplaatst het lichaamszwaartepunt naar voren. Er treedt dorsaalflectie op in het talocrurale gewricht (Louwerens, 2008). Deze verplaatsing van het lichaamszwaartepunt gaat gepaard met een verschuiving van het COP verder naar ventraal (Harlaar, Van hiel tot grote teen, 2013). Alle sensoren maken contact met de grond.

Wanneer de hiel van de grond komt wikkelt de voet af over de metatarsalia, deze fase wordt de voorvoet afwikkeling genoemd. Het COP verschuift hier van lateraal naar mediaal onder de voorvoet. De belasting neemt af (Harlaar, Van hiel tot grote teen, 2013). Tijdens deze fase houden de sensoren in de drukgebieden 5,6,7,8 contact met de grond.

De laatste fase bestaat uit afwikkeling van de tenen. In deze fase wikkelt de voet vooral af over de grote teen. De belasting in deze fase is relatief laag (Harlaar, Van hiel tot grote teen, 2013). Sensor 7 en 8 houden contact met de grond.

Verloop van het COP

Tijdens de totale afwikkeling van de voet verschuift het COP van het calcaneus gebied richting grote teen. Tijdens de gang maakt het traject van de COP een curve. Deze loopt van dorsaal lateraal naar ventraal mediaal (Han, Paik, & Im, 1999) (Lugade & Kaufman, 2014) (Cock, Vanrenterghem, Willems, Witvrouw, & Clercq, 2008) (Jamshidi, Rostami, Najarian, Menhaj, & Salamia, 2010).

Deze curve ligt niet vast. Er zijn veel variabelen die van invloed zijn op de positie van het COP.

Voorbeelden hiervan zijn: leeftijd, gewicht, anatomische bouw en afmetingen van structuren van de voet, en stijfheid van de voetzool (Morag & Cavanagh, 1999) (Cau, et al., 2014).

Tijdens afwikkeling van de hiel ligt het COP lateraal ten opzichte van de middellijn van de calcaneus. Om nog meer naar lateraal te verschuiven tijdens de afwikkeling van de enkel. Hierna verschuift het COP tijdens de afwikkeling van de voorvoet en tenen, naar mediaal (Simoneau, 2002) (Hamilton & Luttgens, 2002).

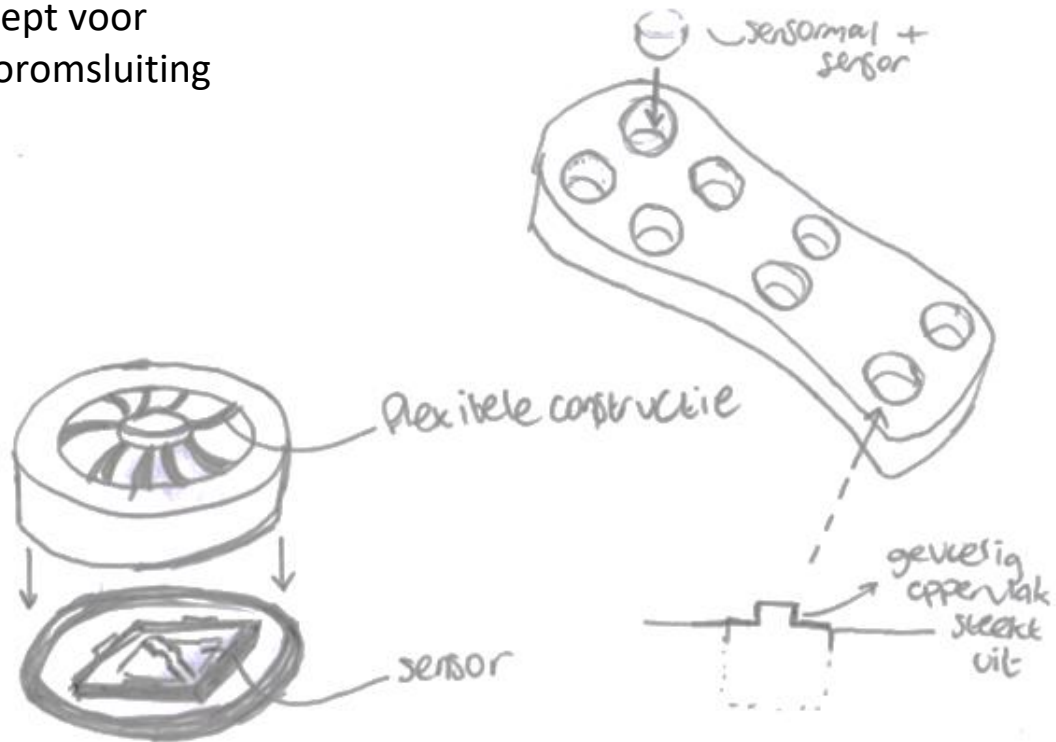
Bijlage 6 – Concepten

Concept 1



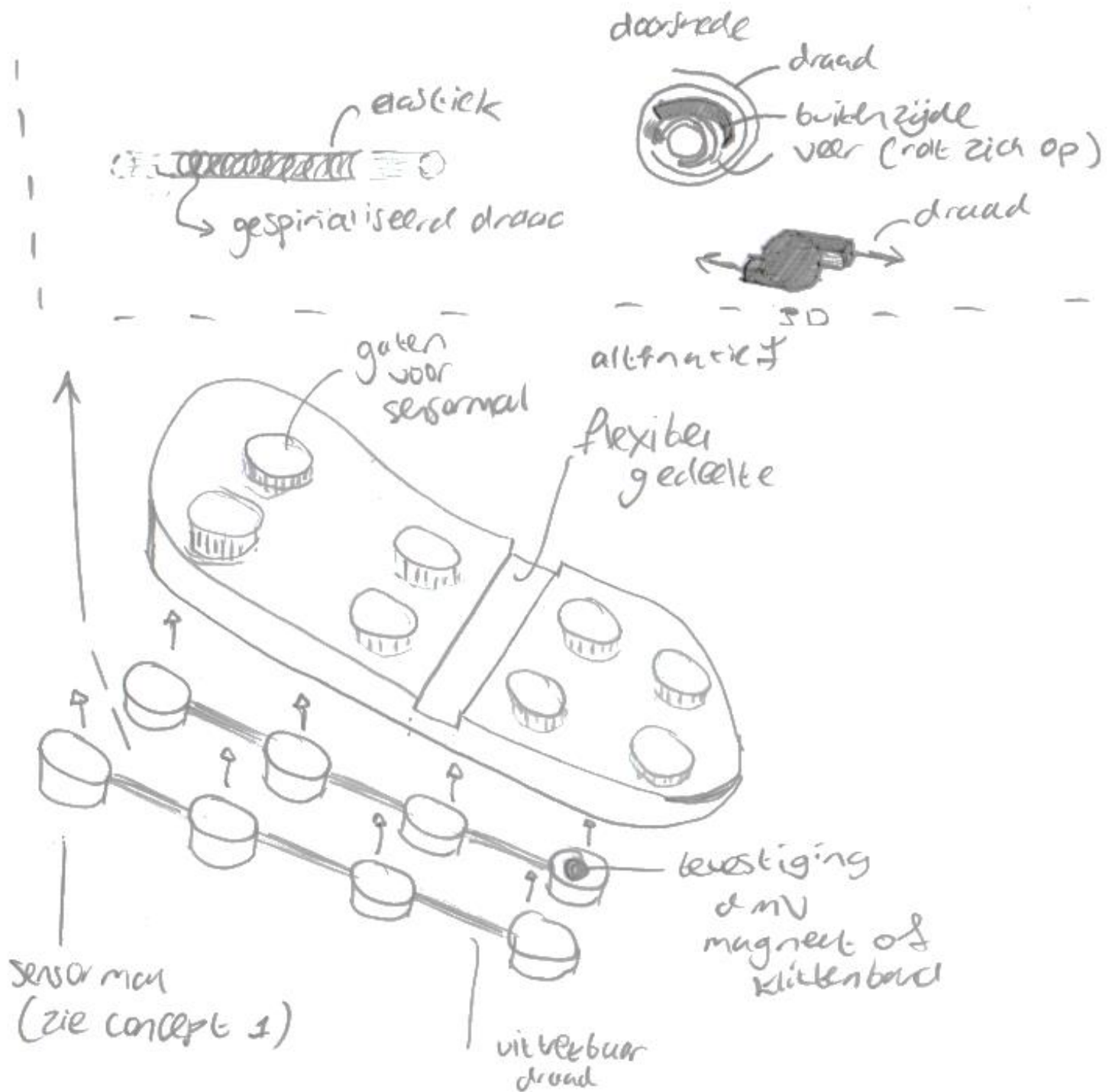
Figuur 36 - concept 1

Concept voor sensoromsluiting



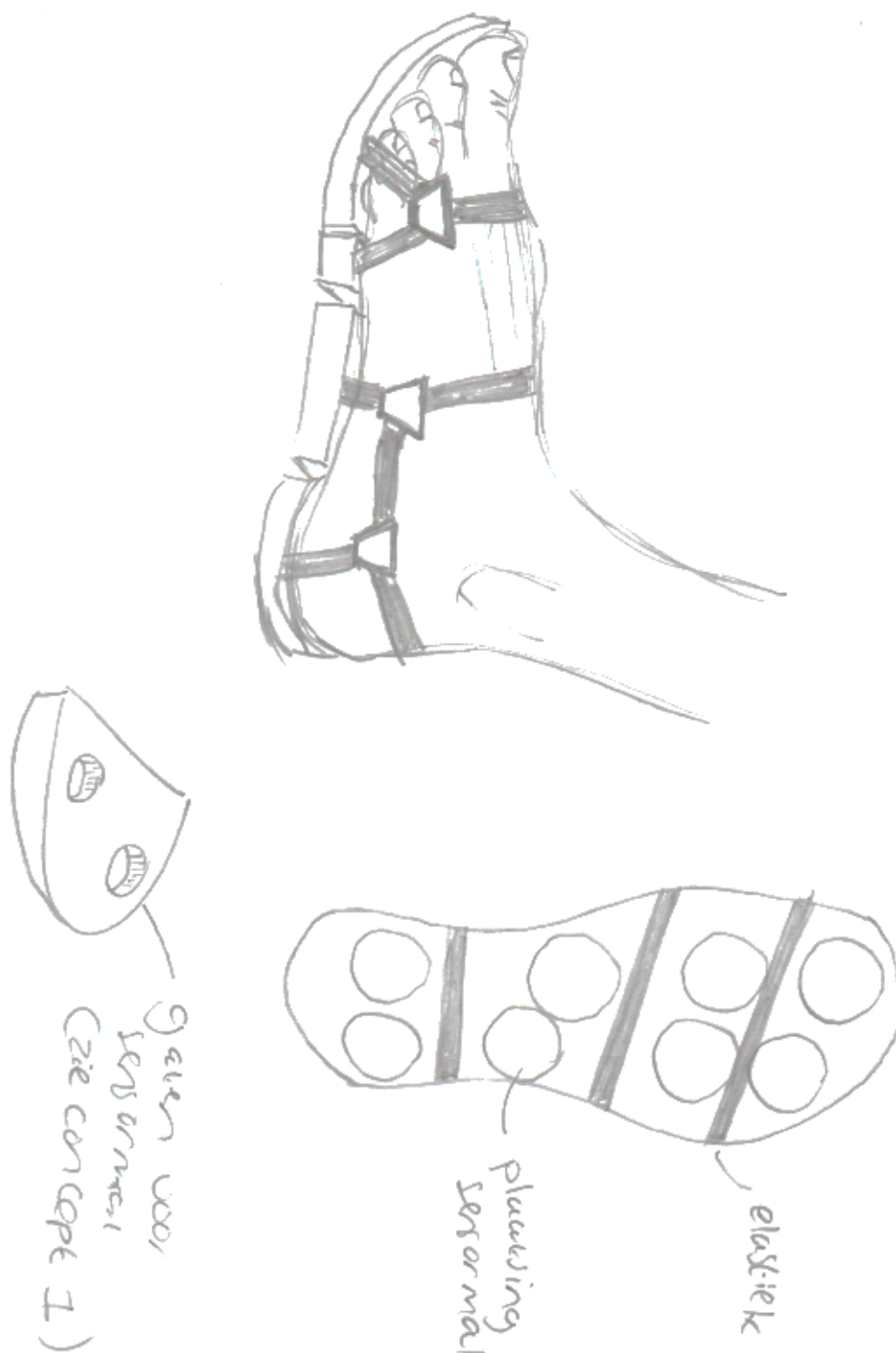
Figuur 37 - concept voor sensor omsluiting

Concept 2



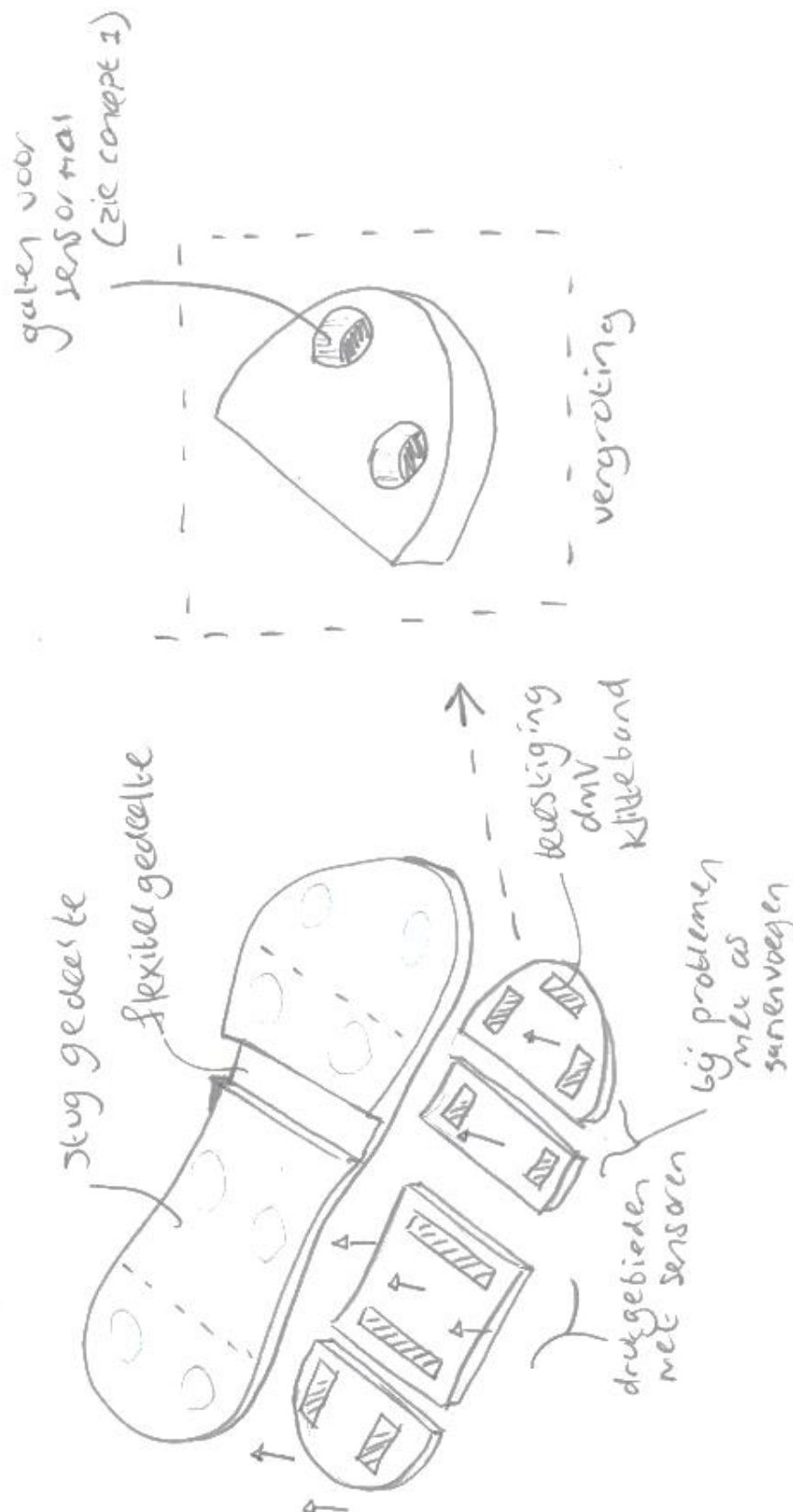
Figuur 38 - concept 2

Concept 3



Figuur 39 - concept 3

Concept 4



Figuur 40 - concept 4

Bijlage 7 - scripts Arduino

//kalibratiescript afkomstig van <https://github.com/sparkfun/HX711-Load-Cell-Amplifier>

#include "HX711.h" // deze regel roept de interface aan waarin de settings worden gegeven voor de amplifler. Deze file en het bijbehorende CPP file zijn te vinden in de bibliotheek waarnaar de link verwijst.

#define DOUT 3 // DOUT wordt gedefinieerd naar digitale poort 3

#define CLK 2 // CLK wordt gedefinieerd naar digitale poort 2

//de schaal wordt aan de hand van DOUT en CLK samengesteld
HX711 scale(DOUT, CLK);

//de schaal wordt aan de hand van DOUT en CLK samengesteld
float calibration_factor = -7050;

```
void setup() {
  Serial.begin(9600);           //de snelheid van de communicatie wordt vastgesteld
  Serial.println("HX711 calibration sketch"); //tekst in de seriele monitor plaatsen
  Serial.println("Remove all weight from scale"); //
  Serial.println("After readings begin, place known weight on scale"); //
  Serial.println("Press + or a to increase calibration factor"); //
  Serial.println("Press - or z to decrease calibration factor"); //

  scale.set_scale();
  scale.tare();                 //het resetten van het weegsysteem
  long zero_factor = scale.read_average(); //bepalen van de offset
  Serial.print("Zero factor: "); //printen van de offset naar de seriele monitor
  Serial.println(zero_factor); //
}
```

```
void loop() {
```

```
//het instellen van de schaal met behulp van de ingevulde kalibratiefactor
  scale.set_scale(calibration_factor);
```

```
  Serial.print("Reading: "); //tekst in de seriele monitor zetten
  Serial.print(scale.get_units(), 1); //opvragen van de data en in de seriele monitor zetten
  Serial.print("kg"); //eenheid voor de meetdata
  Serial.print(" calibration_factor: "); //bijbehorende kalibratiefactor
  Serial.print(calibration_factor); //
  Serial.println(); //
```

```
//deze regel geeft de voorwaarde dat er data beschikbaar is voor de seriele monitor
  if(Serial.available())
```

```
{
//deze regels geven de voorwaarde dat wanneer er op + of a wordt geklikt en daarna op enter (10)
de kalibratiefactor wordt verhoogd en de meetwaarde wordt aangepast.
//de kalibratiewaarde en meetwaarde wordt verlaagd wanneer er - of z wordt getypt

char temp = Serial.read(); if(temp == '+' || temp == 'a') calibration_factor += 10;
    else if(temp == '-' || temp == 'z')
        calibration_factor -= 10;
}
}
//uitlees script afkomstig van https://github.com/sparkfun/HX711-Load-Cell-Amplifier daarna
aangepast.

//reeds beschreven
#include "HX711.h"
#define DOUT 3
#define CLK 2

HX711 scale(DOUT, CLK);

//het definiëren van de constante “kalibratiefactor” en de variabelen meting, zoemer en
belastingnorm.

float calibration_factor = -7050; //deze variabele moet aangepast worden na kalibratie
int meting = (scale.get_units(), 1);
int zoemer = 11;
int belastingnorm = -1;

void setup() {
    Serial.begin(9600);
    //de zoemer wordt nu als output gezien (digitale poort 11)
    pinMode(zoemer, OUTPUT);

    scale.set_scale(calibration_factor); // het instellen van het meetsysteem met behulp van de
    gevonden kalibratiefactor in het kalibratie script

    scale.tare(); // resetten van de schaal
    Serial.println("Readings:"); //tekst toevoegen aan de seriele monitor
}

void loop() {
    // de sensoren worden uitgelezen. De waarden worden vergeleken met de ingevulde
    belastingnorm. Is de meting hoger dan de norm, dan gaat de zoemer loeien. Delay staat voor
    vertraging zodat de metingen elkaar niet te snel opvolgen.
    Serial.print("Reading: ");
    Serial.print(scale.get_units(), 1);
    Serial.print(" kg");
    delay(450);
    if(meting>belastingnorm) {
        digitalWrite(zoemer,HIGH);
    }
}
```

//Uitlezen van circuit a en b. Uitkomsten circuit a en b moeten samen worden genomen in variabele int meting.

```
scale.set_gain(128); //instellen van de mate van versterking  
Serial.print("Loadcell A > ");
```

```
Serial.print((scale.read())); // uitlezen van circuit A
```

```
scale.set_gain(32);
```

```
Serial.print(" Loadcell B > ");
```

```
Serial.println((scale.read())); // Uitlezen van circuit B
```

Bijlage 8 - Korte vragenlijst evaluatie meetsysteem

Ik kan het meetsysteem gemakkelijk aantrekken

Helemaal niet waar ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ Helemaal waar ☐ Weet niet

Ik kan het meetkastje makkelijk om mijn onderbeen bevestigen

Helemaal niet waar ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ Helemaal waar ☐ Weet niet

Het meetsysteem zit stevig om mijn voet(en)

Helemaal niet waar ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ Helemaal waar ☐ Weet niet

Het meetsysteem zit comfortabel om mijn voet(en)

Helemaal niet waar ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ Helemaal waar ☐ Weet niet

Het **meetkastje** zit comfortabel om mijn onderbeen

Helemaal niet waar ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ Helemaal waar ☐ Weet niet

Ik vind het duidelijk hoe het meetinstrument werkt

Helemaal niet waar ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ Helemaal waar ☐ Weet niet

Ik voel mij stabiel wanneer ik loop met het meetsysteem

Helemaal niet waar ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ Helemaal waar ☐ Weet niet

Lopen met het meetsysteem voelt natuurlijk aan

Helemaal niet waar ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ Helemaal waar ☐ Weet niet

Ik zou het meetinstrument thuis gebruiken

Helemaal niet waar ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ Helemaal waar ☐ Weet niet

Ruimte voor opmerkingen:

Bijlage 9 - Kostenspecificatie prototype

Tabel 5 - kostenspecificatie van het prototype

Onderdeel	Kosten in euro's
Hardware	
Load cellen	20
Arduino microcontroller	20
Amplifier	12
Combinators	8,50
Draden	5,50
Zoemer	2,50
Zool	
Schuim	4,50
Toplaag	4,50
3D print	0,00*
Bandage	
Band	10,00
Klittenband	8,50
Elastiek	4,00
Naai accessoires	3,00
Aansnoer componenten	6,50
Verdeel driehoeken	6,00
Montage	
Soldeertin	15
Lijm	15
Totaal	145,50

*De productie van dit onderdeel zal in het bedrijfsleven wel kosten met zich meebrengen.

Bijlage 10 –Projectplan

Werkveld: revalidatie

Beroepsrol: adviseur

Naam opdrachtgever: Ivo Lindner & Ank Mollema

Contactpersoon: Hanneke Braakhuis;

Aanleiding

Aandoeningen van de onderste extremiteit komen veel voor onder de Nederlandse bevolking. In 2001 gaf meer dan de helft van de Nederlandse bevolking aan periodiek (12 maanden) klachten te hebben aan heup, knie, enkels of voet. Klachten aan de knie, komen na lage rug klachten, nek- en schouderklachten, het meest voor (Picavet, Gils, & Schouten, 2001).

Oorzaken van klachten aan de onderste extremiteit kunnen worden gezocht in overbelasting, degeneratieve processen, een ongeval, sportblessure of werkomstandigheden waarbij sprake is van chronische overbelasting en/of een eentonige houding van het bewegingsapparaat (Picavet, Gils, & Schouten, 2001).

Aandoeningen kunnen worden ingedeeld in verschillende gebieden. Dat zijn fractures, meniscusletsels, letsels aan kapsels en banden, aandoeningen van pezen en fascii, pijnklachten en osteo-artrose (Hendriks, Koten, & Willems, 2009).

Bij herstel van klachten is er in veel gevallen sprake van behandeling door verschillende zorgprofessionals. In 21% van de gevallen van klachten van onderste extremiteit is er sprake van contact met een fysiotherapeut (Picavet, Gils, & Schouten, 2001). Fysiotherapie kan nodig zijn om het genezingsproces te bevorderen (Hendriks, Koten, & Willems, 2009).

Een belangrijk aspect van de behandeling door fysiotherapie, is de belasting van de structuren die zijn aangedaan. Een te hoge belasting kan zorgen voor het verergeren of vertragen van herstel van letsel. Een te lage belasting is eveneens van negatieve invloed.

Bij fractures geldt bijvoorbeeld dat de juiste belasting op het bot een positief effect heeft op het proces van breukherstel (Gerritsen, 2014). Patiënten die na een heupoperatie het been onmiddellijk weer aan belasting onderhevig laten zijn, herstellen spoediger dan patiënten die dat niet doen (Sherrington, Lord, & Herbert, 2004) (Penrod, et al., 2004). Over het algemeen geldt dat de juiste 'dosering' belasting een positief effect bewerkstelligt op het herstel van aandoeningen aan de onderste extremiteit.

Hoe hoog deze belasting mag liggen verschilt. Afhankelijk van type en mate van letsel, mogelijkheden van de patiënt en andere meespelende factoren bepaalt de arts de belastingdrempel. Deze drempel wordt gegeven in kilogrammen. Bij behandeling van een subtrochantere fractuur met een hoekplaat mag bijvoorbeeld acht weken lang met niet meer dan 20 kg belast worden (Friderichs, 2007). Er bestaat echter voor veel aandoeningen van de onderste extremiteit geen eenduidige richtlijn voor hoogte van belasting (Friderichs, 2007).

Fysiotherapeutische behandeling bij revalidatiecentrum Vogellanden Zwolle is bij herstel van aandoeningen aan onderste extremiteit ook op gericht de revalidant onder de juiste belasting te laten herstellen. Om de patiënt aan te leren wanneer de belasting te hoog of te laag is wordt in de loopbrug geoefend door gebruik te maken van een weegschaal. De revalidant neemt plaats en belast de aangedane zijde om tegelijkertijd te zien hoe hoog de belasting op de voet is.

Aan deze methode kleven flink wat nadelen. Een weegschaal meet alleen gegevens over de voetbelasting in een statische situatie. Dit houdt in dat de revalidant tijdens de meting niet mag bewegen en dus stilstaat. Dit betekent dat de patiënt alleen in een onnatuurlijke en statische omgeving enig gevoel leert te ontwikkelen over de hoogte van de belasting op de voet. Om de invloed van het meten van de voetbelasting te vergroten is er behoefte aan een meetinstrument waarmee dynamisch kan worden gemeten, dus tijdens elke fase van de gang.

Om in deze wens te voorzien zijn er verschillende meetinstrumenten in gebruik geweest. Er is gebruik gemaakt van de 'Footpressure Limiter'. Dit apparaat geeft de gebruiker feedback in de vorm van een

geluidssignaal bij overtreden van een in te stellen belastingnorm. De 'Footpressure Limiter' is technisch verouderd. Bovendien bestaan er twijfels over de betrouwbaarheid van het systeem. Het systeem maakt namelijk gebruik van één sensor onder de voet. Het oppervlak van deze sensor is niet representatief voor de totale oppervlakte van de voet. De belasting op de voet grijpt daarentegen ook aan op posities op de voet waar geen sensor is geplaatst (Bus & Harlaar, 2012). Hierdoor mist het systeem essentiële informatie voor het meten van de totale belasting op de voet. Hierom lijkt het aannemelijk dat het systeem geen betrouwbare meetresultaten geeft.

Een ander meetinstrument dat in gebruik is geweest bij de Vogellanden is de 'Sensistep' dit is een sandaal waarin een sensor is verwerkt. Door middel van een draadloze verbinding kunnen de meetgegevens worden verstuurd naar een computer, waarna ze kunnen worden bekeken en opgeslagen. Het gebruik van het systeem gaf bij de Vogellanden veel problemen. Het instellen van een verbinding met een computer vormde dikwijls problemen waardoor snel en adequaat gebruik van het apparaat niet tot de mogelijkheden behoorde. De 'Sensistep' maakt gebruik van één sensor die geplaatst is onder het midden van de voet. Om deze reden kan het systeem alleen meten tijdens de midstance fase van de gang. De wens is echter om tijdens de volledige gang de belasting op de voet te kunnen meten.

Er is geen meetinstrument op de markt te vinden dat voldoet aan deze eisen. Hierom is het noodzakelijk een meetinstrument te ontwerpen dat wel voldoet aan gestelde eisen.

Probleemstelling

Er is op dit moment geen betrouwbaar en toepasbaar meetinstrument beschikbaar waarmee dynamische voetbelasting metingen kunnen worden verricht tijdens behandeling van patiënten van revalidatiecentrum Vogellanden.

Doelgroep

Fysiotherapeuten en andere behandelaars die behoefte hebben aan een meetsysteem ter ondersteuning van het handhaven van een gegeven norm voor voetbelasting.

Doelstelling

Het vervaardigen van een ontwerp waarmee de gebruiker van feedback wordt voorzien over de totale belasting op de voet tijdens elke fase van de gang.

Voorlopige randvoorwaarden voor het ontwerp

- Het meetsysteem moet de totale belasting op de voet meten.
- Het meetsysteem moet tijdens elke fase van de gang de totale belasting op de voet meten.
- Het meetsysteem moet belasting op voeten van maat 36 tot maat 46 kunnen meten.
- Het meetsysteem mag geen effect hebben op het gangpatroon van de gebruiker.
- Het systeem moet beschikken over een digitale optie om een belastingnorm in te stellen.
- Het systeem moet over een goed te horen geluidssignaal beschikken wanneer niet binnen een in te stellen bereik van de belastingnorm wordt voldaan.
- De feedback die het systeem geeft moet uit te schakelen zijn.
- Het systeem moet binnen twee minuten bij de gebruiker kunnen worden aangebracht.
- Wens: de meetgegevens moeten verstuurd en ingezien kunnen worden op een uitlees device.
- Wens: één exemplaar van het meetsysteem moet te gebruiken zijn op voeten van maat 36 tot maat 46.

Vooronderzoek/analyse

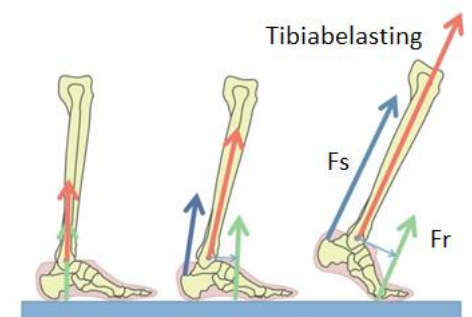
Inzicht in het begrip belasting

Het begrip belasting is een ruime term en moet nader worden toegelicht. De term kan binnen dit project worden uitgelegd als de kracht die een structuur moet weerstaan zonder dat het kapot gaat of blijvend vervormd (Harlaar, Botbelasting, een kwestie van aanspannen, 2014). De term 'belasting' en 'druk' worden vaak in combinatie gebruikt in de literatuur. Voetdruk kan worden gedefinieerd als de kracht op een bepaald oppervlak van de voet (Harlaar, Voetdruk en grondreactiekracht: wat is wat?, 2012).

Krachten op de verschillende structuren die onderdeel zijn van de onderste extremiteit worden in eerste instantie belast door het gewicht van een persoon. De zwaartekracht veroorzaakt een grondreactiekracht. Deze kracht grijpt aan op de voet en verschuift tijdens de afwikkeling van de voet naar ventraal (Harlaar, Voetdruk en grondreactiekracht: wat is wat?, 2012). Wanneer deze grondreactiekracht niet zuiver door het rotatiepunt van bijvoorbeeld het enkelgewricht loopt, bestaat er een moment rondom dat gewricht. Wanneer een grondreactiekracht bijvoorbeeld ventraal van de enkel as voor dorsaalflexie/plantair flexie loopt, bestaat er een dorsaal flecterend moment ten opzichte van de enkel. Om dit moment te compenseren en evenwicht te behouden rondom de enkel, zullen er spieren moeten aanspannen met een plantair flecterend moment op de enkel. Dit zijn de kuitspieren, welke hun aanhechting op de Tibia hebben. Hieruit blijkt dat naast belasting door gewicht, ook spierbelasting van invloed is voor de totale belasting op structuren. Zo kan de totale belasting oplopen tot een factor 10 van het lichaamsgewicht (Harlaar, Voetdruk en grondreactiekracht: wat is wat?, 2012).

Zoals in 41 kan worden opgemerkt wordt het dorsaal flecterend moment rondom de enkel groter naarmate de voet meer in plantair flectie is gepositioneerd. Hierdoor wordt de benodigde spierkracht hoger en de belasting op de Tibia ten gevolge daar van hoger.

Wanneer voetbelasting wordt gemeten moet men van bovenstaande gegevens op de hoogte zijn. Het is de bedoeling dat de totale kracht op het voetoppervlak dat contact maakt met de ondergrond wordt gemeten. De maximale meetwaarde zal ongeveer gelijk zijn aan het lichaamsgewicht van de gemeten persoon (Harlaar, Grondreactiekrachten en gewrichtsmomenten, 2013). Volgens de definitie gegeven voor belasting, kan deze totale kracht vervolgens worden gedefinieerd als de totale belasting op de voet. Het is dus niet zo dat deze totale belasting ook geldt voor andere structuren binnen de onderste extremiteit omdat er sprake kan zijn van optredende momenten en spierkrachten (Harlaar, Botbelasting, een kwestie van aanspannen, 2014).



Figuur 41 - Krachtsituatie rondom voet. Overgenomen uit 'botbelasting, een kwestie van aanspannen' door J. Harlaar, 2014, PodoSophia, 22(5), p. 24-25.

Marktonderzoek

Er bestaan verschillende systemen om druk en/of belasting te meten. Er zijn zowel systemen die statisch als dynamisch kunnen meten. Dit betekent dat het systeem tijdens het gaan de belasting op de voet kan meten.

Bij veel ganganalyses maakt men gebruik van een krachtplaat. Dit is een plaat met krachtopnemers op de vier hoeken. Door over de plaat te lopen, of er op te staan wordt de grondreactiekracht gemeten (Slikke, 2003). Om drukbelasting te meten wordt er vaak gebruik gemaakt van een drukplaat (Bus & Harlaar, 2012). Deze twee systemen kunnen niet continue tijdens het gaan meten, zij zijn enkel in staat statisch te meten.

Systemen die zowel statisch als dynamisch kunnen meten bestaan ook op de markt. Deze bestaan zowel op sport als medisch gebied. De 'Sensistep' is een voorbeeld van een meetsysteem voor het meten van belasting met medisch doeleind. De 'I pressure limiter' is een opvolger van 'footpressure limiter'. Dit systeem is ook ontwikkeld voor medische doeleinden.

‘Arion’ is een voetdruk meetsysteem bedoelt voor sport doeleinden. ‘I pressure’ en ‘Arion’ zijn systemen die gebruik maken van verschillende FSR sensoren die geplaatst zijn op strategisch gekozen posities. Op deze manier kan de drukverdeling op de voet in beeld worden gebracht. Beide systemen beschikken over bluetooth waarmee de meetgegevens worden verstuurd naar een computer. Bij het ‘I-pressure drukmeetsysteem’ kan de informatie achteraf bekeken en beoordeeld worden. ‘Arion’ beschikt daarbij over een extra live feedback. Deze feedback geeft informatie over hoe de voet te belasten om het beste hardloop resultaat te behalen.

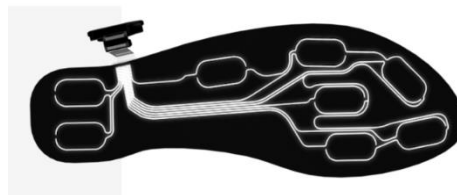
Hoewel beide systemen voor een groot deel voldoen aan het opgestelde plan van eisen en wensen, zijn er beperkingen in het ontwerp. Deze beperkingen zorgen ervoor dat beide systemen niet geschikt zijn om als medisch hulpmiddel te gebruiken bij de Vogellanden.

Allereerst wordt niet de totale belasting op de voet door de systemen gemeten. De sensoren bedekken niet de totale oppervlakte van de voet waardoor krachten die op posities op de voet aangrijpen waar geen sensor is aangebracht, niet zullen worden gemeten. Om drukverdeling in beeld te brengen is het missen van informatie geen onoverkomelijk probleem. De nadruk ligt op de verdeling van de krachten over de voet en niet op de kwantitatieve data. Strategische plaatsing van de sensoren is in veel gevallen voldoende om een goed beeld te krijgen over de drukverdeling op de voet.

De ‘I-pressure limiter’ (figuur 42) is binnen dit project geen geschikt meetinstrument omdat het systeem niet beschikt over een actieve feedback van belasting op de voet. De gebruiker weet hierdoor niet wanneer de belasting te hoog of te laag is. ‘Arion’ (figuur 43) beschikt wel over een feedback, deze is echter niet gericht op de hoogte van de belasting op de voet maar op drukverdeling op de voet. Deze eenheid wordt gebruikt om feedback te geven over de hardloop techniek van de gebruiker.



Figuur 42 - I-pressure drukmeetsysteem, doormiddel van verschillende sensoren op de zool (OptimalControl)



Figuur 43 - Arion, ook bij dit systeem krachtmeting door plaatsing van verschillende sensoren (Ato-Gear)

Hoewel besproken systemen niet in aanmerking komen om het probleem van de Vogellanden op te lossen, kunnen zij wel gebruikt worden om inzicht te verkrijgen in het meten van krachten op de voet. Door ook de beperkingen van de systemen te analyseren kunnen er deelproblemen worden opgesteld die leidend zijn voor het ontwerp van een aangepast meetsysteem.

Plaatsing en medium sensoren

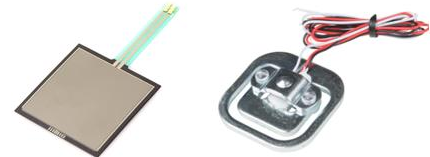
Doordat de voet op vele posities contact maakt met de grond is er sprake van vele krachten die op de voet aangrijpen. Samen vormen zij de grondreactiekracht die aangrijpt in het ‘center of pressure’ van de voet (Bus & Harlaar, 2012). Deze vele posities vormen een ontwerpuitdaging. Het is technisch gezien niet mogelijk om over het gehele oppervlak van de voetzool een sensor te plaatsen: sensoren hebben een bepaald oppervlak van enkele vierkante centimeters. Hierdoor moeten op strategisch gekozen plekken sensoren worden aangebracht, namelijk daar waar de voetdruk het hoogst is. Echter leidt dit onherroepelijk tot het verliezen van meetinformatie die essentieel is voor de totale belasting. De uitdaging is om een medium te ontwikkelen waarop de sensoren worden geplaatst en er zo weinig mogelijk meetinformatie over belasting op de voet verloren gaat.

Type sensoren

Voor het te ontwerpen systeem komen piëzo resistieve sensoren in aanmerking. Dit zijn sensoren waarbij de weerstand verandert onder invloed van kracht. Deze verandering van weerstand kan worden gemeten en worden gekoppeld aan een kracht waarde. Op deze manier kunnen druk en belasting worden gemeten. Voordelen van een piëzo resistieve kracht sensor zijn een plat ontwerp, waardoor ze makkelijk zijn in te bouwen in een ontwerp. Bovendien zijn deze sensoren makkelijk te koppelen open source systemen, zoals Arduino. Andere voordelen zijn de betaalbaarheid en verkrijgbaarheid in alle soorten en maten. Een nadeel van dit type sensor is dat niet elke sensor van dit type een groot genoeg bereik heeft om de maximale belasting te meten.

Sommige FSR sensoren (figuur 44, links) zijn bovendien gevoelig voor vervormingen. Het gevoelige deel van de sensor geeft dan een meetwaarde tijdens vervorming van voet of zool. Deze meting doet geen recht aan wat de gebruiker graag wil meten en heeft een negatieve invloed op de betrouwbaarheid van het systeem waar de sensor deel van uitmaakt.

Een ander type sensor die in aanmerking komt voor dit project is een weeg cel (figuur 44, rechts) Dit type sensor wordt toegepast in weegschalen en lijkt dus erg geschikt om belasting te kunnen meten. De sensor heeft een groter bereik dan een FSR druksensor en is minder gevoelig voor vervormingen. Deze eigenschap kan ook gelijk een nadeel van de sensor zijn binnen dit project. Omdat het ontwerp van een weeg cel nauwelijks tot niet kan vervormen, kan deze eigenschap een beperking vormen voor het afwikkelen van de voet. Tijdens het project zal onderzocht worden welk type sensor het meest geschikt is om te verwerken in het te ontwikkelen meetsysteem.



Figuur 44 - FSR sensor links en weeg cel rechts (Tekscan; DX)

Ontwerp en vervaardigingsfase

De eerste stappen die genomen worden zijn het selecteren en aanschaffen van sensoren en Arduino. Na deze stappen zal het ontwerptraject beginnen en zal een medium worden ontworpen waar de sensoren in geplaatst kunnen worden en de totale voetbelasting gemeten kan worden. Analyse van de afwikkeling van de voet is hierin een erg belangrijk onderdeel.

Na deze stappen zal een programma worden ontwikkeld waarin de behandelaar een belastingnorm kan instellen en het systeem hierop zal reageren.

Na deze stappen zullen de sensoren in het medium worden geplaatst en verbonden worden met het Arduino systeem. De laatste stap is het geschikt maken van het systeem voor gebruik om het systeem te testen.

Het systeem zal lab geschikt worden opgevoerd. Dit betekent dat het product kan worden getest en geëvalueerd maar er geen sprake is van een product dat in massaproductie kan worden genomen.

Testfase

Het ontworpen meetsysteem zal worden vergeleken met het 'footpressure limiter' systeem. Als gouden standaard zal er een 'force plate' dienen. Zowel de 'footpressure limiter' als 'force plate' zijn aanwezig bij de Vogellanden. Het doel van de testfase is om vast te stellen of het nieuw ontworpen systeem meer betrouwbare meetresultaten geeft dan de 'footpressure limiter'.

Week	Activiteiten
1	Specifieke sensor keuze en aanschaf en aanschaf Arduino systeem plus benodigdheden Bepalen plaatsing sensoren Ontwerpen medium voor plaatsing sensoren Schrijven analysefase
2	Bepalen plaatsing sensoren Ontwerpen medium voor plaatsing sensoren Schrijven analysefase
3	Bepaling plaatsing sensoren, vervaardigen en testen van medium plaatsing sensoren Afronden analysefase beginnen met ontwerpfase en vervaardigingsfase
4	Bepaling plaatsing sensoren, vervaardigen en testen van medium plaatsing sensoren Schrijven ontwerpfase en vervaardigingsfase
5	Bepaling plaatsing sensoren, vervaardigen en testen van medium plaatsing sensoren Schrijven ontwerpfase
6	Bepaling plaatsing sensoren, vervaardigen en testen van medium plaatsing sensoren Schrijven ontwerpfase
7	Bepaling plaatsing sensoren, vervaardigen en testen van medium plaatsing sensoren Schrijven ontwerpfase
8	Programma ontwikkelen voor live feedback Schrijven ontwerpfase deel programmeren
9	Testen van meetsystemen Schrijven resultaten
10	Testen van het meetsystemen Schrijven resultaten
11	Afronden verslag Schrijven discussie en conclusie
12	Afronden verslag Schrijven discussie en conclusie
13	Uitloopweek
14	Inleveren verslag

Verwijzingen

- Bus, S., & Harlaar, J. (2012). Herverdeling van voetdruk, hoe doe je dat? . *PodoSophia*, 26-27.
- Friderichs, M. (2007). Addendum: heupfracturen. In *Orthopedische Casuïstiek* (pp. 51-64). Houten : Bohn Stafleu van Loghum .
- Gerritsen, P. (2014). Fractuurpreventie. *Tijdschrift voor praktijkondersteuning*, 104-108.
- Harlaar, J. (2012). Voetdruk en grondreactiekracht: wat is wat? *PodoSophia*, 26-27.
- Harlaar, J. (2013). Grondreactiekrachten en gewrichtsmomenten. *PodoSophia*, 24-25.
- Harlaar, J. (2014). Botbelasting, een kwestie van aanspannen . *Podosophia*, 24-25.
- Hendriks, E. R., Koten, J., & Willems, J. H. (2009). Aandoeningen van het bewegingsapparaat van de onderste extremiteit. In J. H. Voorn, *Boekblok Arbeid en Belastbaarheid* (p. 1352). Houten: Bohn Stafleu van Loghum.
- Penrod, J., Boockvar, K., Magaziner, A., Hannan, E., Halm, E., Silbersweig, S., & Morisson, R. (2004). Physical Therapy and Mobility 2 and 6 Months After Hip Fracture. *Journal of the American Geriatrics Society*, 1114-1120.
- Picavet, H., Gils, H. v., & Schouten, J. (2001). *Klachten van het bewegingsapparaat*. Bilthoven: Rijksinstituut voor gezondheid en milieu.
- Sherrington, C., Lord, S., & Herbert, R. (2004). A randomized controlled trial of weight-bearing versus non-weight-bearing exercise for improving physical ability after usual care for hip fracture. *Physical Medicine and Rehabilitation*, 710-716.
- Slikke, R. V. (2003). *Biokinematica II - reader krachtopnemers*. Den Haag: Haagse Hogeschool.