



# Shoe-TIMeS



## Foreword

During the period from 2017 till 2020 approximately 135 students and 20 researchers including 5 (associate Professors / Lectoren) in collaboration with 13 partners of project consortium contributed to the project Shoe-TIMes .

This resulted in a prototype of a new measurement device that is capable of measuring the shear forces – friction forces acting between the plantar side of the foot and the surface of the sole of the shoe.

This booklet has been made to inform you about the obtained results. Originally we had an End-Symposium foreseen. Due to the consequences of the Corona Virus lockdown this event could not take place.

In this booklet you will find per work package, a selection of the achieved results of activities represented by a poster, presentations or articles, that contributed to the realisation of the device.

We would like to thank all consortium partners, researchers and students for their contribution in this Shoe-TIMes project.

The project team,

Fred Holtkamp  
Geert-Jos van der Maazen  
Fons Dehing

2020



## Inhoudsopgave

<b>FOREWORD .....</b>	<b>2</b>
<b>INTRODUCTION SHOE-TIMES.....</b>	<b>4</b>
<b>WORK PACKAGE I: CONCEPTUAL IDEAS/SCENARIOS.....</b>	<b>6</b>
<b>WORK PACKAGE II: TECHNOLOGICAL PROOF OF CONCEPT .....</b>	<b>20</b>
<b>WORK PACKAGE III: TESTING, EXPERIMENTAL VALIDATION.....</b>	<b>28</b>
<b>WORK PACKAGE IV: PROTOTYPE DEVELOPMENT.....</b>	<b>31</b>
<b>WORK PACKAGE V: DISSEMINATION OF RESULTS (PLAN FOR DISSEMINATION).....</b>	<b>34</b>
<b>WORK PACKAGE VI. PROJECT MANAGEMENT.....</b>	<b>49</b>
<b>THE ENVISIONED END PRODUCT - PROTOTYPE .....</b>	<b>56</b>
<b>LIST OF PARTICIPANTS.....</b>	<b>57</b>
<b>SIA – RAAK NOMINATION .....</b>	<b>64</b>
<b>RESUME .....</b>	<b>66</b>
<b>CONCLUSION.....</b>	<b>68</b>
<b>RECOMMENDATIONS.....</b>	<b>68</b>

All rights reserved. No part of this book may be reproduced or transmitted in any form or by any means, electronic or mechanical without permission. © 2020



## Introduction Shoe-TIMes

In Europe nearly 10% of the population suffers from diabetes and almost 1 percent from Rheumatoid Arthritis which can lead to serious problems with mobility and active participation, especially in the ageing population. For these and other patients suffering from foot problems, pedorthists deliver customized orthopaedic footwear or insoles, especially designed and manufactured to provide perfect fit and function. However, despite their often-laborious efforts upfront, the industry has very little means to quantify how well they succeeded in delivering a perfectly fitting and functional shoe. They have to rely on subjective, qualitative measures such as client satisfaction and diminishing of complaints. Although these qualitative measures are very valuable, the need for objective quantitative data in this field is growing.

Foot plantar pressure and shear forces are considered major indicators of potential foot problems. To date a number of devices are used to measure foot plantar pressure. The use of these devices in clinical settings have enlarged the insight in the value of this parameter as an indicator of potential problems and as a measure to evaluate alternative footwear designs. For shear forces however, measuring devices are not yet commercially available. Although considered as a major contributor to, amongst others, ulcer formation in diabetic feet, the exact role of shear forces still requires a lot of elucidation and quantification.

This project aims to develop a prototype of a wearable device that can continuously measure shear forces as well as pressure in all day life (ADL) activities. The idea is to explore the possibilities of sensor technologies, intelligent textiles and wireless data transfer to develop a flexible measuring device for shear forces and pressure. Pedorthists can use such a device as a tool to quantify the effectivity of their orthopaedic devices and improve their design and fit and therewith the quality of their service. Knowledge institutes and universities need shear force measurement systems to elucidate the role of shear forces in shoes and help elucidate their role in ulcer formation. Design and engineering SME's welcome the development of a new innovative device that has the potential to lead to new business. Quality and effectivity improvement can reduce costs for patient care and therewith result in reduced health insurance costs. But, ultimately and most importantly, the client will benefit from better quality solutions that help maintain personal mobility and participation in society.





The project aimed at

The Shoe-TIMes project aimed at design, develop and the making of a prototype of a measurement device that is capable of measuring and representing “Shear” forces in plantar plain of the foot. To be more precise, between the plantar side of the foot and underground” – sole of the shoe, in a similar way as being performed in existing pressure measurements

The deliverable is a prototype of a measurement device to be used in a professional practice

The project plan described a number of work packages in order to achieve the obtained goals.

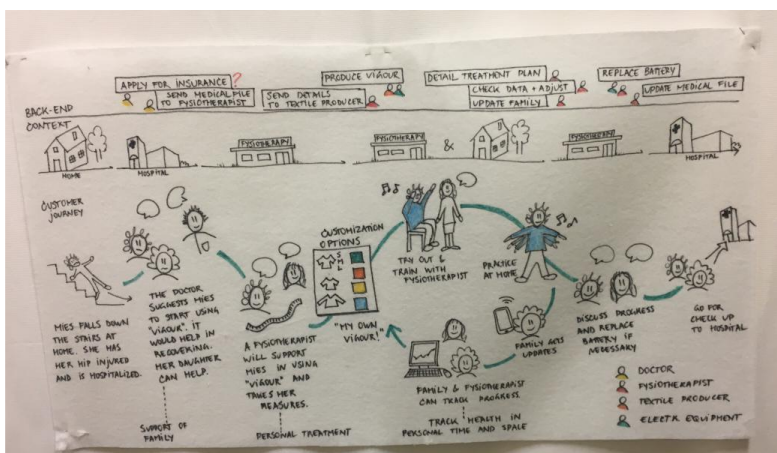
- Work package I: Conceptual Ideas/Scenarios
- Work package II: Technological Proof of concept
- Work Package III: Testing, experimental validation
- Work Package IV: Prototype development
- V: Dissemination of results (plan for dissemination)
- VI. Project Management



## Work package I: Conceptual Ideas/Scenarios

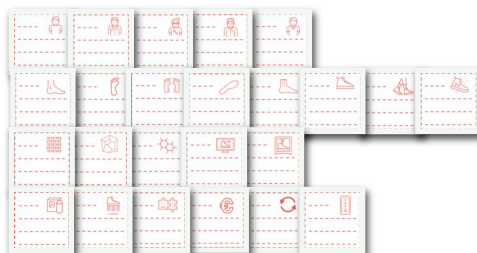
### Customer Experience Journey Troy Nachtigall

# Customer Experience Journey (CEJ)



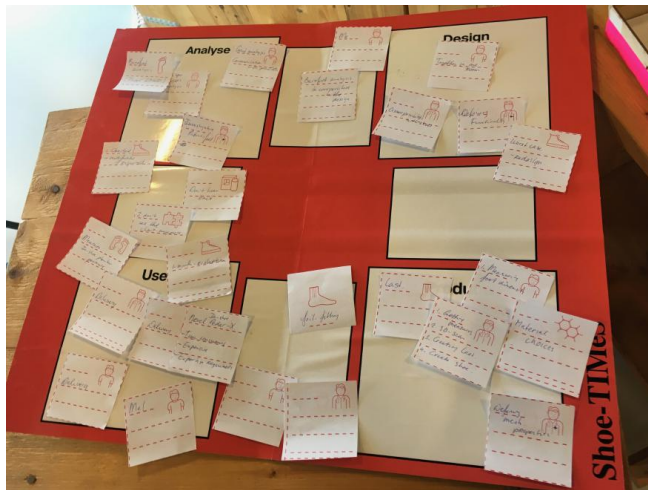
- CEJ BY MARTIJN TEN BHOMER, PART OF THE CRISP PROJECT

## Shoe times Ultra Personalized Product Service System



# Customer Experience Journey (CEJ)

- Stakeholders
- Context
- Back End
- Technology
- Scenario





## Feedback system in the shoe

Don Hennen, Bart Lemmen, Mieke Relou en Collin van de Waarsenburg



Don Hennen, Bart Lemmen, Mieke Relou & Collin van de Waarsenburg  
 Automotivie Technische Verpleegkunde Industrieel Product Ontwerpen  
 Natuurwetenschappen

21-06-2017

### Inleiding

Nederland kent ongeveer 1 miljoen gediagnosticeerde diabetespatiënten. Hiervan zijn er 100.000 gediagnosticeerd met diabetes type 1 en 900.000 met type 2. Er wordt geschat dat er momenteel 200.000 mensen in Nederland nog niet gediagnosticeerd zijn (Volksgezondheid, 2016).

Het is bekend dat 25% van de gediagnosticeerde diabetespatiënten een diabetesvoet kan ontwikkelen. 15% hiervan vormt een ulcus waarvan 4% leidt tot een gedeeltelijke of volledige amputatie (Rondom, n.d.).

In 2010 werden de totale zorgkosten rondom diabeteszorg in Nederland geschat op 10-11 miljard. Ongeveer de helft werd daadwerkelijk aan de medische zorg uitgekeerd. Het is bekend dat het aantal diabetespatiënten jaarlijks stijgt, hierdoor ook de kosten. In 2020 wordt verwacht dat de kosten stijgen naar circa 16 tot 19 miljard euro (Novo Nordisk, 2011).

De zorgkosten kunnen worden ingekort door het verminderen van complicaties bij diabetici en door preventiezorg te bieden. Door middel van verschillende analyses kan men de voeten van de patiënt in kaart brengen. De analyse laat zien op welke manier de patiënt loopt en waar de essentiële drukpunten ontstaan. Een meting kan zowel statisch als dynamisch worden verricht. Het nadeel van een statische meting is dat er in een stilstaande houding geen voortbewegende krachten naar voren komen. Hierdoor worden enkel de drukkrachten in stilstaande houding in beeld gebracht.

Bij een dynamisch meetsysteem worden de drukpunten tijdens het voortbewegen gemeten. Dit betekent dat de drukkrachten vanuit de afwikkeling van de voet naar voren zullen komen en er hierdoor een drukverloop wordt gevisualiseerd.

Met hedendaagse technologie is het mogelijk om in situ de krachten op voeten te meten vanuit de schoen. De vraag die naar voren komt vanuit de verkregen literatuur luidt: "Kan een meting door middel van een voetzool, geïntegreerd in een schoen, concretere of vergelijkbare meetresultaten opleveren in vergelijking met een Emed-drukmat meting?"

## Methode

Het onderzoek zoals beschreven in dit artikel is gedaan om te ontdekken wat er exact nodig is om te kunnen monitoren aan een voet om diabetische ulcera te voorkomen, of in een vroeg stadium op te merken. Er is gekozen voor een combinatie van een kwalitatief (interview) en kwantitatief onderzoek. Tijdens het kwalitatief onderzoek zijn er geluidsopnames gemaakt, waar de geïnterviewde toestemming voor heeft gegeven. De vragen zijn gesteld volgens een semigestructureerde opzet, dat wil zeggen dat er onderwerpen besproken zijn om een zo groot mogelijke hoeveelheid aan informatie te verkrijgen. Daarnaast is er gekozen voor een selectieve groep personen die moeten voldoen aan de criteria: diabetespatiënt,

paramedicus of ontwikkelaars betreffende sensortechnologie. De geïnterviewden zijn een patiënt, een orthooped, een podotherapeut en technici betreffende smart wearables. Om zo een 360 graden analyse van de problematiek omtrent het ontstaan van diabetische ulcera te krijgen. In totaal zijn er 6 interviews gehouden. Vanuit deze interviews zijn er twee persona's opgezet om een inlevingsbeeld te creëren van de gebruikersgroep. Hieruit zijn drie verschillende concepten naar voren gekomen. Zoals hieronder beschreven zal worden, is uit het kwalitatief onderzoek gekomen dat het ambulant monitoren van temperatuur en drukpunten op de voet cruciaal is in het begrijpen van het ontstaan van diabetische ulcera.

Daarom is in een aansluitend kwantitatief onderzoek de technologie om de temperatuur en de drukpunten te meten, onderzocht. Tijdens de testfase is het belangrijk dat er geen externe drukpunten ontstaan die van invloed kunnen zijn op de hoeveelheid kracht die op de sensors inwerkt. Het kwantitatieve onderzoek bestaat uit een vergelijking van het meten met behulp van een Emed-drukmat tegenover het meten met een schoenzool, die voorzien is van geïntegreerde druk- en temperatuur sensoren.

### Meetopstelling voor het kwantitatief onderzoek



De membraan druksensor is van het merk Taiwan Alpha en de temperatuur sensor is van het merk AVX, 6,8 k $\Omega$  measurement NTC thermistor. De schoenzool is gemaakt van kurk, omdat kurk stug en eenvoudig bewerkbaar is, en door zijn stugheid de sensor niet zal beïnvloeden omtrent onbelaste vervorming. Tijdens de testfase hebben drie proefpersonen over de Emed-drukmat gelopen. De meetgegevens zijn verwerkt in de bijbehorende software. Zowel het programma als de drukmat zijn

producten van een Duits bedrijf genaamd 'Novel'. Vervolgens is er, door dezelfde proefpersonen, op de schoenzool met geïntegreerde druk- en temperatuur sensoren gelopen. De proefpersonen hebben dezelfde schoenmaat en gebruiken dezelfde merkloze schoenen tijdens de test. Om een zo correct mogelijke meting te garanderen, is de proefpersoon alvorens de twee stappen op het linkerbeen gaan staan, zodat er een nulmeting ontstaat. Tijdens de stappen worden de meetgegevens verzameld door

een Arduino Uno. De verkregen meetgegevens worden vervolgens omgezet tot een grafiek in Excel.

## Resultaten

Uit de zes geïnterviewden is gebleken dat er verschillende wensen en eisen aan het product zitten. Deze resultaten staan in de tabel hieronder en zijn meegenomen in de verschillende conceptontwikkelingen. Om een keuze te maken tussen de verschillende concepten is er gekeken naar wat op dit moment met de bestaande technologie mogelijk is. Het concept dat wordt ontwikkeld is een schoenzool waarin zowel twee druksensoren als twee temperatuursensoren gemonteerd zijn. Deze sensoren zijn geplaatst ter hoogte van de hak, omdat dit het startpunt is van de afwijking en ter hoogte van de metatarsale voetbeenderen, want bij I en II bevindt zich de afwikkeldriehoek. Tijdens het testen wordt er aan de hand van de metingen een grafiek gevormd, welke inzicht geeft over de druk en/of temperatuurverschillen die mogelijk ontstaan.

Geïnterviewde	Belangrijkste punten
Podotherapeut	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Meetinstrument mag geen irritaties aan huid veroorzaken</li> <li>- Wie betaald er als patiënt het product mee naar huis neemt</li> <li>- Geen officiële standaard voor mate van druk, bij ulcera vorming</li> <li>- Universeel gebruik</li> </ul>
Orthopedische schoenmaker	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Bestaande technologie levert dezelfde resultaten</li> <li>- Cliënt komt 2 á 3 keer terugkomen voor bijstellen product</li> <li>- De cliënt geeft drukpunten zelf al aan</li> </ul>
Diabetespatiënt	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Wie gaat het betalen?</li> <li>- Effectiviteit</li> </ul>
Technici	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Smart textiles niet werkend</li> <li>- Technologie te duur</li> </ul>

### Temperatuur

Bij alle drie de proefpersonen en respectievelijk de metingen, zijn er minimale temperatuurschommelingen zichtbaar. Deze zijn gemeten vanuit de sensor en produceren hierdoor geen transient meting.

#### Meting 1:

	Totale duur [s]	Hak [s]	Voorvoet [s]	Rust [s]	Drukverschil [-]	Emed [kPa]	
						Hak	Voorvoet
Persoon 1	1,6	0,4	1,2	1	Gelijk	150	100
Persoon 2	1,6	1	0,6	0,6	Gelijk	220	150, 220
Persoon 3	1,4	0,6	0,8	0,5	Grotere druk hak	300	300

#### Meting 2:

	Totale duur [s]	Hak [s]	Voorvoet [s]	Rust [s]	Drukverschil [-]	Emed [kPa]	
						Hak	Voorvoet
Persoon 1	1,6	0,4	1,2	0,5	Gelijk	150	100
Persoon 2	1,4*	0,8	0,6	0,5	Gelijk	220	150, 220
Persoon 3	1,2	0,4	0,8	0,5	Minder druk op de hak	300	300

## Discussie

Bij proefpersoon 1 en 3 zijn verstoringen in het patroon op de voorvoet zichtbaar. Dit kan veroorzaakt zijn door het verschuiven van de voet in de schoen over de sensoren. Bij proefpersoon 2 is er bij de tweede stap van de tweede meting een verstoring opgetreden in het drukpatroon. Dit kan het resultaat zijn van een draai en daardoor werd de stap niet afgemaakt. Er zijn kleine verschillen in druk waarneembaar tussen de proefpersonen bij de nulmeting. Dit kan veroorzaakt zijn door het verschil in hoe strak de veters van de schoen door de proefpersonen werden gebonden.

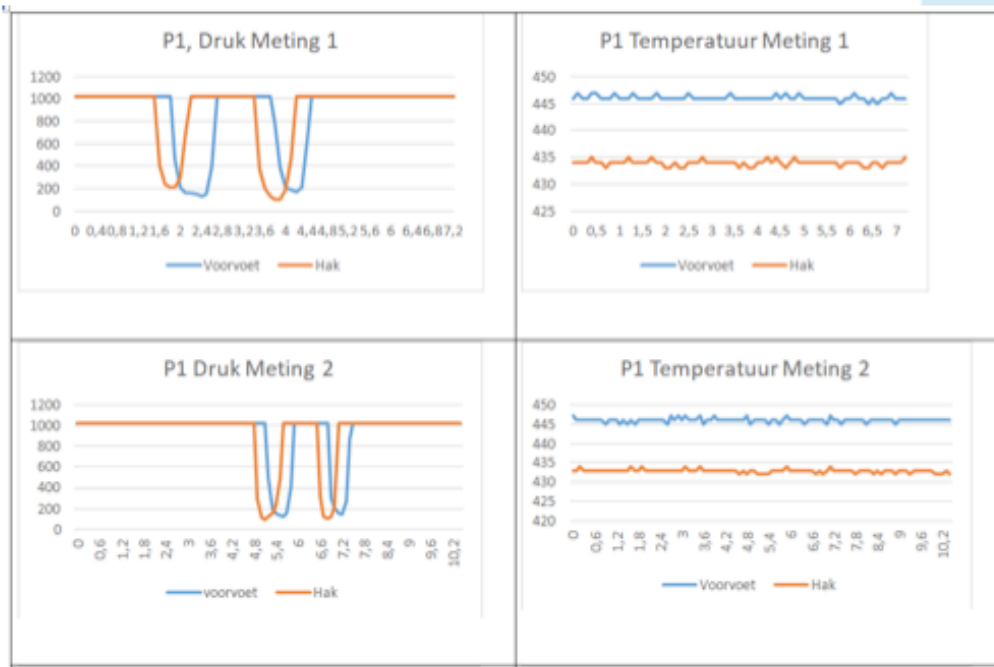
De gebruikte druksensoren hebben een drukbereik van 30 tot 1000 gram, dit is omgerekend in kilo's, 1 kilo. De in deze test opgenomen proefpersonen hebben een massa groter dan 50 kilo, dit zou in een situatie met gelijke verdeling

over de voet betekenen dat elke voet minimaal 25 kilo belasting krijgt. Hierdoor zijn de gebruikte druksensoren niet in staat om de belastingtevertalen in kilogrammen. Doordat de opstelling nog gebruik maakt van een kabel voor data overdracht, kan het looppatroon van de proefpersonen verstoord worden. Dit doordat de kabel in het visuele spectrum van de proefpersoon is en hierdoor oplet dat er geen ont koppeling plaatsvindt. Het meten van de temperatuur in twee stappen, zoals uitgevoerd in deze proef, levert een constante temperatuur waarde op. De sensor acclimatiseert eerst naar waarde van de omgeving en vervolgens veranderd deze waarde naar de temperatuur van de voet. Verdere ruis op dit signaal wordt veroorzaakt door het loslaten van de hak of voorvoet ten opzichte van de sensor. Wanneer deze proef gedurende een langere tijd en grotere afstand kan

worden uitgevoerd, bijvoorbeeld draadloos, krijgt de voet kans om warm te worden door middel van wrijving met het voetbed.

De nadruk van deze proef ligt op het aantonen dat het mogelijk is om looppatronen in de schoen te meten. Hierdoor heeft er geen ijking plaatsgevonden van de sensoren waardoor de meetwaarden abstract zijn en zodoende niet omgezet kunnen worden naar SI-eenheden.

Er wordt nu simplistisch gezien gebruik gemaakt van twee druksensoren en twee temperatuursensoren, wanneer dit in verder stadium wordt uitgewerkt zal er een volledige voetmeting moeten plaatsvinden. Dit betekent dat er een veld gecreëerd moet worden om het complete drukverloop in kaart te brengen.





## Conclusie

Uit de meetresultaten kan geconcludeerd worden dat in de schoen druk- en temperatuurpatronen kunnen worden gemeten. De verkregen resultaten zijn gedeeltelijk vergelijkbaar met de Emed- drukmeting. Het drukpatroon wordt via beide meetinstrumenten waargenomen, echter wordt er geen specifieke druk in eenheden als uitkomst gegeven bij de meetzool. Om deze waarden vergelijkbaar te kunnen maken met specifieke eenheden moeten de sensoren geijkt worden en moet er gebruik worden gemaakt van sensoren met een groter meetbereik. Ook wordt er uit de meetresultaten geconcludeerd dat, wanneer er gemeten wordt door middel van twee stappen, er niet voldoende wrijving wordt geproduceerd om een verandering te geven in temperatuur binnen in de schoen.

Tot slot wordt er geconcludeerd dat de afwikkeling van de voet kan worden uitgezet tegen de tijd in seconden. Hierbij wordt er waargenomen hoelang een individu op de hak en op de voorvoet druk zet. Ook wordt de overgangperiode tussen stappen gemeten.

## Referenties

Rondom. (nd). Diabetische voet. Opgeroepen op 3 29, 2017, van Rondon podotherapeuten: <https://podotherapi-rondon.nl/aandoening/diabetische-voet/>

Volksgeneeskunde. (2016). Diabetes Mellitus. Opgeroepen op 3 29, 2017, van volksgeneeskundezorg: <https://www.volksgeneeskundezorg.info/onderwerp/diabetes-mellitus/cijfers-context/oorzaken-en-gevolgen#node-oorzaken-diabetes-type-1>

Novo Nordisk. (2011, November 14). Diabetes Care in The Netherlands. Opgeroepen op Maart 28, 2017, van rijksoverheid: <https://www.google.nl/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=3&cad=rja&uact=8&ved=0a-hUKEwj03Iyo5PvSAhVCI8AKHRnxBnsQFgguMAI&url=https%3A%2F%2Fwww.rijksoverheid.nl%2Fbinaries%2Frijksoverheid%2Fdocumenten%2Frapporten%2F2011%2F12%2F13%2Fdiabetes-care-in-the-n>



## Ben je Diabeet, zorg dat je je voeten niet vergeet!

Meike Jacobs, Jody Schellekens, Thomas Smits.



Ben je diabeet, zorg dan dat je meet  
en je voeten niet vergeet!



SHOE-Times patiënten 10A

Projectverslag Minor Gezondheidszorg & Technologie

Meike Jacobs – Werktuigbouwkunde en Industrieel Design

Jody Schellekens – Podotherapie

Thomas Smits – Podotherapie

Begeleiders: Marianne Nieboer en Geert-Jos van der Maazen

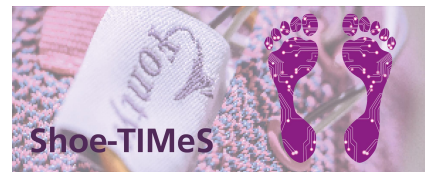
Datum: 10-1-2018

Bron afbeelding: Shoe-TiMeS%20projectafbeelding%20FPH%20onderzoek%20.jpg



## Shoe-TIMes: concept of Forces

Gideon Stuijk, Jimmy Verhage



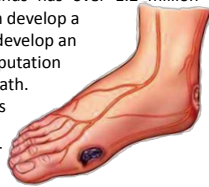
# Shoe-TIMes

August 2017- January 2018

### Shoe-TIMes

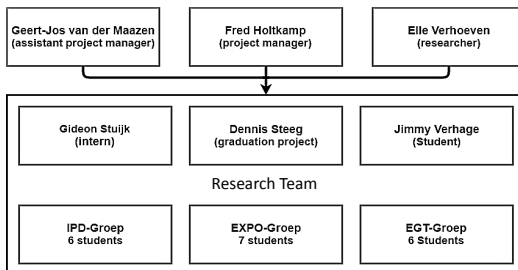
Shoe-TIMes is a multidisciplinary project to develop a measuring system that will measure pressure and shear forces around the shoe foot in daily use. The main target group for the Shoe-TIMes project is diabetics. Europa has about 60 million diabetics (about 10% of the population). The Netherlands has over 1.2 million diabetic patients and about 25% of them develop a "diabetic foot". Out of that group, 15% develop an open wound (ulcer). This leads to an amputation in 4% of the cases, which may lead to death.

[Diabetes Vereniging Nederland] Fred Holtkamp is an Associate Lector who founded Shoe-TIMes with tutor Geert-Jos van der Maazen. With a RAAK-mkb subsidy, the project will run from 1 May 2017 till 31 March 2019.



### The projects since August 2017

The first group of Fontys students working on this project started in August 2017 and will finish in January 2018. The group of students consists of five independent projects (see the figure below).

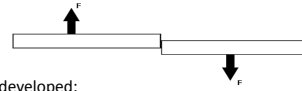


Elle Verhoeven guided Shoe-TIMes till December 2017; she was the head researcher overlooking all the different student projects. The EXPO-Group consisted of 7 first-year engineering students who finished in October 2017. They created a proof of concept pressure measurement foot-sole device. The IPD-Group is a fourth-year engineering group of 6 students. They have created a proof of concept for a shear-force sensor. Dennis Steeg and the EGT-minor-Group (consisting of 6 students from a minor) have developed a functional requirements table with a new interviewing method developed by Troy Nachtigall (a PHD-student from the TU Eindhoven). Gideon Stuijk is a fourth-year applied physics intern who researched all the most relevant forces that arise around a shoe foot. Jimmy Verhage is a second-year orthopedic technology student who helps all the groups and in particularly helped Gideon with the execution of his experiments.

### Defining Forces (Gideon Stuijk 4<sup>th</sup> year intern applied physics)

The most relevant forces around the shoe foot were researched and it was found that at least eight forces apply to the shoe foot:

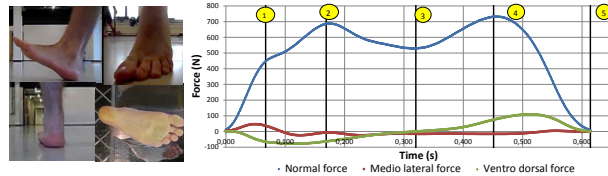
- Gravity
- Normal force
- Pressure
- Shear force
- Shear stress
- Kinetic friction
- Static friction
- Moment



The definition of shear forces was also developed:

*Shear forces are two or more equivalent forces that work perpendicularly and not in line on an object.*

A recording of a walking cycle with a high-speed camera and force plate was done to connect the theoretical analyses with practical results. These practical results were analyzed per gait phase according to Jacquelin Perry's definition.



### Functional requirements (Dennis Steeg 4<sup>th</sup> year OT student + EGT-minor-group)

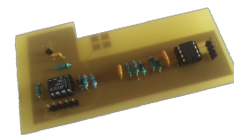
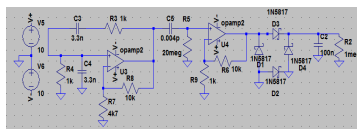
Research was done on the functional requirements for the prototype. From interviews, the needs of people from the current working field were explored. To this purpose, a new interview method by Troy Nachtigall was used, involving visualization of the work process of the person being interviewed. Subsequently, they write down their own experiences and opinions. The method is shown in the figure below. The results of all these interviews are being decoded to create a table of system requirements.

There was also an EGT minor group working on collecting experiences and opinions from the diabetic patients with the same interviewing method. This group collected the client-based functional requirements.



### Proof of concept of a shear-force sensor (IPD-Group 4<sup>th</sup> year engineering)

An IPD group was assigned to build a sensor that will measure shear forces around a shoe foot (data representation came into focus at a later date). A research document was created, containing all the already proven shear force sensor methods and proofs of concept. The capacitive sensor method was chosen as the best option. A prototype was delivered containing the sensor with a conditioning circuit and a microcontroller to collect the data and send it to a GUI.





# A measurement device for shear forces: functional demands

## Dennis Steeg

### Fontys Een meetinstrument voor afschuifkrachten: de functionele vereisten Door: Dennis Steeg

#### 1. Inleiding

- Diabetische patiënten met neurovasculaire complicaties welke hoge plantaire druk of afschuifkrachten in de schoen ervaren, hebben een vergrote kans op een diabetisch ulcus. Diabetische ulcera vergroten de kans op een amputatie aan de onderste extremiteit met 20 keer en is mede daardoor een grote kostpost in de zorg (1).
- Plantaire druk bij geschoede voeten is veelvuldig onderzocht, maar de afschuifkrachten nog niet. Het is nog onduidelijk welke invloed afschuifkrachten hebben bij het ontstaan van een ulcus. Dit komt deels door de technische moeilijkheden bij het meten van afschuifkrachten in schoeisel. Ook het gemis van een commercieel verkrijgbare sensor speelt mee (2).
- Door het meetbaar maken van de afschuifkrachten in schoeisel kan uitgebreid onderzoek worden gedaan naar de invloed op het ontstaan van ulcera, wat weer kan leiden tot betere preventiemethoden.
- Het Shoe-TIMes project wil een tekstiel ontwikkelen waarin sensoren zijn verwerkt, zodat het afschuifkrachten kan meten. De eerste stap van het project is het vaststellen van de functionele vereisten.

**Doel:** Het vaststellen van de functionele vereisten voor een meetinstrument waarmee afschuifkrachten en plantaire druk gemeten kunnen worden in (semi-) orthopedische schoenen.



#### 2. Methode

- **Kwalitatief onderzoek**
- **Doelgroep:** partners Shoe-TIMes project, twee docenten opleiding orthopedische technologie en podotherapie
- **Semi-structureerde interviews** met nieuwe interviewmethode gericht op werkproces deelnemer. Hierbij worden kaarten gebruikt met de focus op personen, objecten en acties (Figuur 1). De deelnemer noteert hierop het ontwerp en eventueel aanvullende informatie. De kaarten worden gegroepeerd op het bord: Analyse, Design, Produce en Use (Figuur 2). Twee meetmomenten: hedendaags werkproces direct gevolgd door het toekomstige werkproces met gebruik van het meetinstrument.
- **Data-analyse:** conform kwalitatief onderzoek, open coderen echter niet nodig vanwege reeds bekende onderwerpen/codes op de kaarten. Eventueel onduidelijke kaarten aangevuld met getranscribeerde zinnen. De codes met soortgelijke onderwerpen worden tijdens het axiaal coderen bij elkaar verzameld en verdeeld onder in hoofdcode. Bij selectief coderen is meer structuur aangebracht bij de hoofd- en subcodes en zijn de thema's geïdentificeerd.

References

1. Bhattar, S. et al. (2015). Diabetic foot ulcers: A review. *Journal of the American Academy of Dermatology*, 73(5), 1015-1024.
2. ...

#### 3. Resultaten

- Er zijn twaalf interviews afgenomen. Acht mannen en vier vrouwen met variërende disciplines, namelijk docent ♦, orthopedisch (schoen-)adviseur ♦, podotherapeut ♦, podoloog ♦, ingenieur ♦, industrieel ontwerper ♦ en diverse management functies ♦.
- De industrieel ontwerper en de ingenieur hebben een aangepast interview ondergaan. Daarbij lag de focus op de technische mogelijkheden welke zijn gebruikt om een kritische blik te geven aan de functionele vereisten.
- De thema's zijn voorgegeven in de paragrafen. Elk thema heeft een bijbehorende afbeelding welke een redelijke representatie geeft over het betreffende thema. De klein gekleurde vlakken corresponderen met het betreffende discipline van de afbeeldingen.



#### 4. Discussiepunten

- Meerdere deelnemers willen Pressure-Time Integral (PTI) meten. PTI leidt tot dezelfde conclusie in vergelijking tot plantaire piek-druk en heeft daardoor een beperkte meerwaarde (3,4). Daarnaast is het onduidelijk wat de meerwaarde is van PTI bij het ontstaan van ulcera's (5).
- Perifere neuropathie zorgt voor een verslechterde huidconditie waardoor een verhoogd risico op een ulcus bestaat. Het meten van transpiratie kan gebruikt worden om vroegtijdig perifere neuropathie aan te tonen (6). Zo kan eerder preventief worden opgetreden tegen een eerste ulcus.
- Het meten van de temperatuur is zinvol, aangezien temperatuurverhoging een voorbode is van het ontstaan van diabetische ulcera (7, 8). Ook is het misschien mogelijk om afschuifkrachten te herleiden uit lokale temperatuurverhogingen(9). Echter, hiervoor is meer onderzoek nodig naar verschillende modellen die de transpiratie verzorgt.
- Een stappenplan kan worden gerealiseerd met een drie-assige accelerometer en een gyroscoop (10, 11). Dit kan worden gebruikt bij het inlopen van schoeisel met 166 stappen per voet (13) en bij een meetprotocol van twaalf stappen (12).
- De te meten locaties zijn de plekken met het hoogste risico op ulcusvorming, zoals de dorsale zijde van de digit, de plantaire zijde van de voorvoet en de calcaneus (14).
- De vrijheidsgraden van de verschillende contactoppervlakten (zoals sokken, zolen en schoenen) maken het lastig om de afschuifkrachten te meten. Deze bevinding is door meerdere deelnemers aangehaald, met name de industrieel ontwerper. Ook kan de materialkeuze van het textiel invloed uitoefenen op afschuifkrachten (15).
- In de literatuur zijn al slimme sokken te vinden. Met de SmartSok kan de plantaire druk, temperatuur en de bewegingsvrijheid van gewrichten worden vastgelegd (16).
- Vervolgonderzoek is nodig naar het effect van de verschillende contactoppervlakten en naar het beste materiaal voor het meten van afschuifkrachten. Ook kan het Shoe-TIMes project de functionele vereisten selecteren waarmee ze het meest gaan voorspellen.

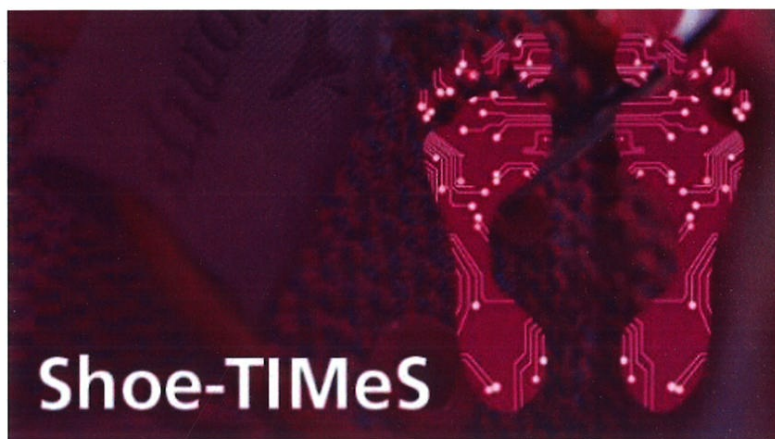
**Conclusie:** Functionele vereisten voor een meetinstrument welke de afschuifkrachten en druk kan meten, zijn de parameters temperatuur, activiteit en de tijd. Daarnaast zijn de meningen verdeeld over specifieke vereisten omtrent het ontwerp, de duur van de meting en de specifieke meetlocaties. De uitdaging van het meetinstrument ligt voornamelijk in het te gebruiken materiaal en de diverse vrijheidsgraden van de contactoppervlakten in en om de schoen.

**Dankwoord**  
Opdrachtgever: GJ van der Maas  
Begeleider: M. Arts  
Contact: d.steege@live.nl





Shear Force Textile Intelligent Measurement Device  
Lars Petterson



Stageverslag

# Project Shoe-TIMeS

Shear Force Textile Intelligent Measurement System  
maart t/m augustus 2018

Auteur: Lars Petterson  
Student nummer: 2113413  
Datum: 27 augustus 2018  
Opdrachtgever: SIA-RAAK project Shoe-TIMeS  
Opleiding: Fontys Hogeschool Engineering

## Wat zijn de mobiliteit, elasticiteit- en bewegelijkheid van de huidlagen onderling

Carly Aarts, Morteza Akbari, Khalid Bellafkir, Jordy Maes, Richenel Luydens

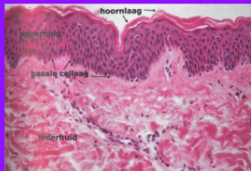
# Shoe-TIMes



## Wat zijn de mobiliteit, elasticiteit- en bewegelijkheid van de huidlagen onderling?

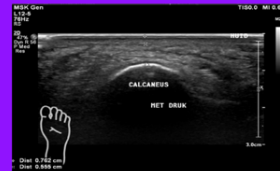
### Introductie

Het in kaart willen brengen van de wrijvingskrachten op de huidlagen in de voet. Veel factoren spelen een rol en dat willen de onderzoekers belichten.



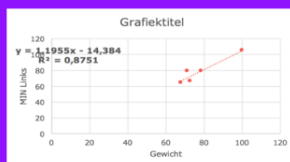
### Methode

- Literatuuronderzoek
- 1 op 1 interviews
- Observeren (Echografie)



### Resultaten

Van de gemeten waarden van de krachtenplaat zijn het gemiddelde genomen van iedere proefpersoon en die in Newton beschreven. En daar zijn correlatie grafieken mee gemaakt om deze weer te geven.



### Conclusie

Wat de onderzoekers willen weten is de maximale meetwaarde van het zooltje. Hierbij is er uitgegaan 200 kilo, een veiligheidsmarge en een extra 10%.

Het zooltje van SHOE-TIMES moet een maximale waarden kunnen meten van  $208,596 + 35,939357795 = 316,535$  Newton



### Discussie

- Meer testpersonen voor meer data. Zo wordt een betere inzicht gecreëerd voor wat het zooltje zou moeten kunnen meten
- Echografie is nu uitgevoerd bij 2 mensen zonder diabetische aandoeningen. Hierbij is gekeken naar de elasticiteit van het vetkussen en de huid. In het vervolg kan het vergeleken worden met mensen die bijvoorbeeld diabetes/neuropathie hebben

Carly Aarts, Morteza Akbari, Khalid Bellafkir, Jordy Maes & Richenel Luydens

# Intern Krachtenspel voetzool in kaart gebracht

Bart Konings

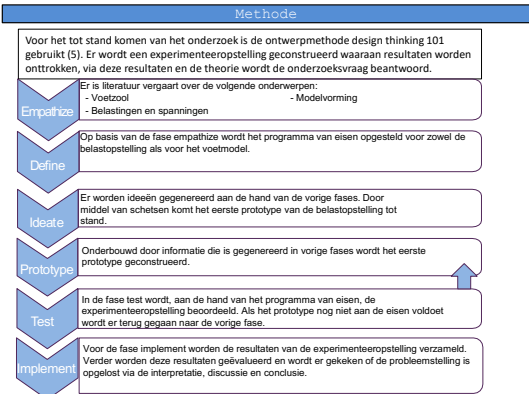
## Intern krachtenspel voetzool in kaart gebracht

Ontwerpstudie: Vereenvoudigde modelvorming van vervormingen in de interne voetzool onder mechanische belasting

**Inleiding**

Ulcera ontstaan bij 4% tot 10% van alle diabetespatiënten (1). Een belangrijke indicator voor het ontstaan van deze ulcera is druk (2). Ook wordt er verondersteld dat schuifkracht een bijdrage levert aan het ontstaan van ulcera (3). Deze schuifkrachten zijn tot op heden niet in kaart gebracht. Er is geconstateerd dat er slecht inzicht is in de vervormingsmechanisme van de voetzool, maar dat deze wel degelijk van relevantie zijn voor het ontstaan van ulcera (3-4). Het is van belang te achterhalen wat er in de interne voetzool gebeurt, aangezien deze krachten deels verantwoordelijk worden geacht op het ontstaan van ulcera. Via een ontwerpstudie gaat antwoord gegeven worden op de volgende onderzoeksvraag, deze luidt:

“Welke vervormingen en spanningen komen er in de interne voetzool voor onder invloed van mechanische belasting?”



**Resultaten**

**Prototype:** Uitgaande van de bevindingen in de fase Ideate is het eerste prototype geconstrueerd. De fase Prototype is 3 keer doorlopen via de fase Test. Ook zijn de resultaten na de laatste testfase voorgelegd aan een focusgroep.

**Test:** De belangrijkste veranderingen die aan de experimenteeropstelling zijn gedaan omvatten:  
• De wijze waarop onder een hoek wordt belast is veranderd;  
• Materialen die gebruikt zijn voor het voetmodel zijn groter en zachter geworden;  
• De aanpak waarop het model wordt belast is veranderd.

**Implement:** Hieronder is een overzicht gegeven van een deel van de resultaten. De resultaten zijn met de experimenteeropstelling gegenereerd, zie figuur 1. De resultaten worden geanalyseerd. Een afbeelding van hoe de resultaten zijn vastgelegd is te zien in figuur 2. In figuur 3 zijn de vervormingen duidelijk te zien. De analyse van de resultaten is als volgt:  
• Bij grotere belasting worden grotere vervormingen gezien;  
• De vervorming neemt naar het onderliggende weefsel af. In het contactoppervlak met de ondergrond is er geen zichtbare vervorming;  
• Bij een belasting met een hoek van 0 graden zijn er vervormingen in horizontale en verticale richting aanwezig;  
• Als de belastehoek toeneemt, wordt de vervorming asymmetrisch en worden vervormingen lokaal groter.



Figuur 1. De experimenteeropstelling.

**Resultaten**

**Empathize:** Op basis van het projectplan is er over de volgende onderwerpen informatie verzameld:  
• Voetzool  
• Krachten  
• Modelvorming

**Define:** Aan de hand van de fase Empathize is het programma van eisen opgesteld. Er is een programma van eisen voor het voetmodel en voor de belastopstelling:  
**Programma eisen voetmodel:**  
• Het voetmodel wordt ontwikkeld vanuit een mechanisch perspectief;  
• De experimenteeropstelling wordt tweedimensionaal weergegeven;  
• De voetzoollagen moeten vervormingen kunnen laten zien;  
• De resultaten moeten geanalyseerd worden met een adequaat meetsysteem.  
**Programma van eisen belastopstelling:**  
• Botstructuur grootte moet kunnen variëren;  
• Er moet onder verschillende hoeken belast kunnen worden;  
• Het model moet met verschillende groottes belast kunnen worden.

**Ideate:** Uitgaande van de informatie in de vorige 2 fases zijn ideeën gegenereerd hoe de uiteindelijke experimenteeropstelling eruit moet komen te zien. Er zijn schetsen geconstrueerd om de experimenteeropstelling vorm te geven.



Figuur 2. Voorbeeld resultaat experimenteeropstelling.



Figuur 3. Vervormingen materialen.

**Discussie**

**Interpretatie resultaten**

- Bij grotere belasting worden grotere vervormingen gezien
- De vervorming neemt naar het onderliggende weefsel af. In het contactoppervlak met de ondergrond is er geen zichtbare vervorming.
- Bij een belasting van 0 graden zijn er vervormingen in horizontale en verticale richting aanwezig.
- Als de belastehoek en dus de dwarskracht toeneemt, wordt de vervorming asymmetrisch en worden vervormingen lokaal groter.

**Aanbevelingen**

- Complexer maken van de experimenteeropstelling
- Kwantitatieve studie om spanningen beter in kaart te brengen
- Echografische voetmeting onder belasting

Volgens de literatuur veroorzaken deze interne spanningen beknellingen die voor een verminderde doorbloeding in de aderen zorgt. Interne schuifspanning wordt hier als belangrijke oorzaak genoemd, ook kan deze ervoor zorgen dat er complete obstructie van aderen plaatsvindt (6-7-8). Verder zorgen verandering en verschil in de e-modules voor hogere spanningen in nabijgelegen weefsels. Dit zorgt weer voor een vergrote kans ulcera (9-10). Er wordt verondersteld dat niet alle metingen iets kunnen zeggen over de beroepspraktijk, aangezien niet alle afwijkingen verklaard kunnen worden. Desalniettemin kunnen conclusies die aan de experimenteeropstelling worden ontleend worden onderbouwd via de literatuur. Op deze manier is er een basis gelegd voor het in kaart brengen van interne spanningen in de voetzool.

**Conclusie**

Voorkomend uit de resultaten is gebleken dat:

- De grootte van de kracht en de hoek waaronder deze plaats vindt zijn van invloed op de grootte van de schuifspanningen in de voet.
- In rust zijn er al schuifspanningen aanwezig in de voet
- Spanningen nemen af als deze verder bij de botstructuur vandaan liggen
- Interne spanningen zijn groter tijdens het gaan

**Referenties**

1. Singh A, Armstrong L, Lavery B. Prevention of foot ulcers in patients with diabetes. *Annals of the New York Academy of Sciences*. 2002;202:217-218.
2. Collins, J. et al. The effect of pressure on the development of the diabetic foot. *Diabetes Medicine*. 2002;15:14-16.
3. Knapik, J., Lavery, B., et al. The effect of pressure on the development of the diabetic foot. *Diabetes Medicine*. 2002;15:14-16.
4. Channarayana, G. et al. The effect of pressure on the development of the diabetic foot. *Diabetes Medicine*. 2002;15:14-16.
5. Channarayana, G. et al. The effect of pressure on the development of the diabetic foot. *Diabetes Medicine*. 2002;15:14-16.
6. Channarayana, G. et al. The effect of pressure on the development of the diabetic foot. *Diabetes Medicine*. 2002;15:14-16.
7. Channarayana, G. et al. The effect of pressure on the development of the diabetic foot. *Diabetes Medicine*. 2002;15:14-16.
8. Channarayana, G. et al. The effect of pressure on the development of the diabetic foot. *Diabetes Medicine*. 2002;15:14-16.
9. Channarayana, G. et al. The effect of pressure on the development of the diabetic foot. *Diabetes Medicine*. 2002;15:14-16.
10. Channarayana, G. et al. The effect of pressure on the development of the diabetic foot. *Diabetes Medicine*. 2002;15:14-16.

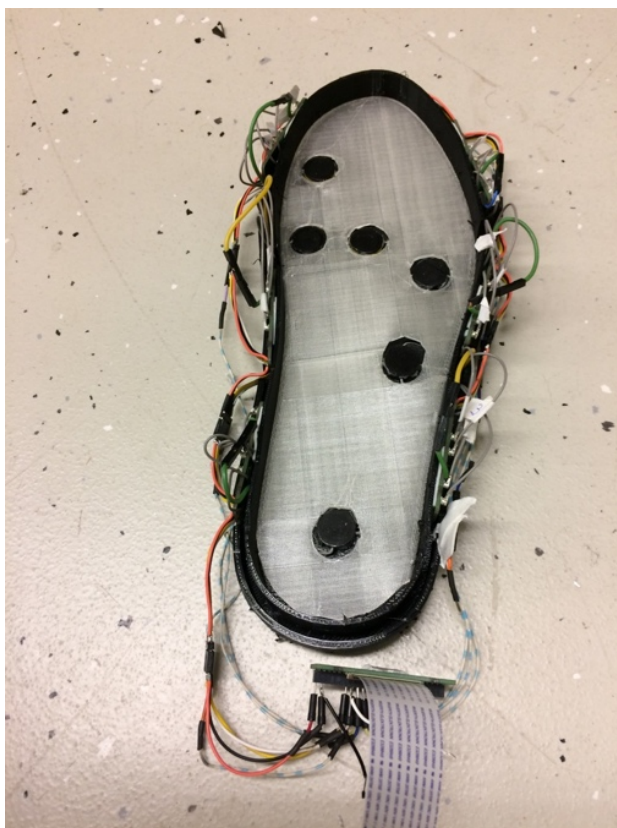
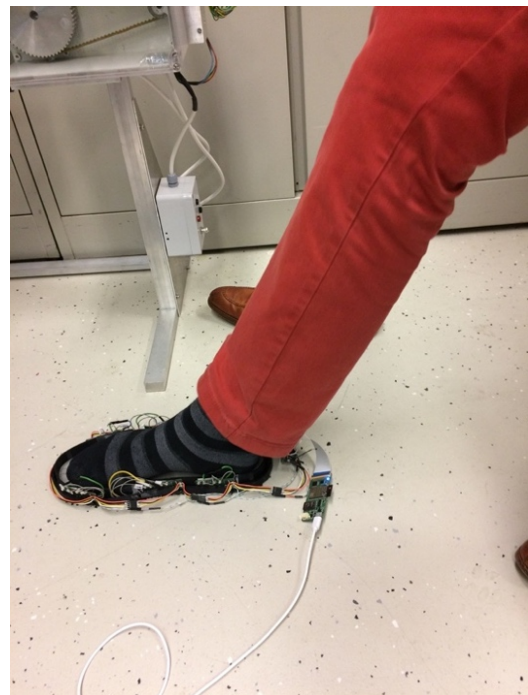
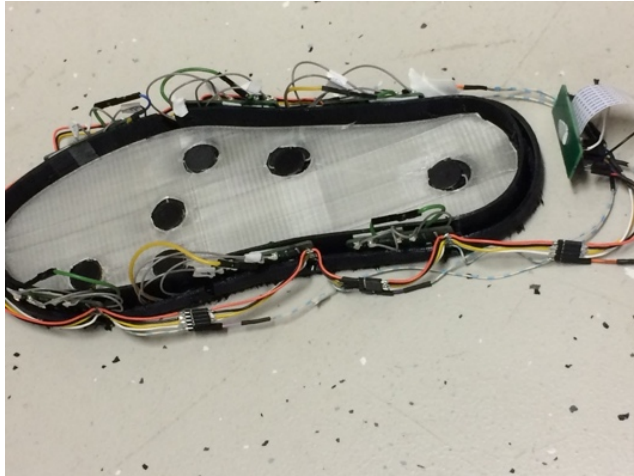




## Work package II: Technological Proof of concept



**Proof of Principles of the measurement sole**



First prototype of the measurement sole



### Shoe-TIMeS back-end.

Tung Xuan Le

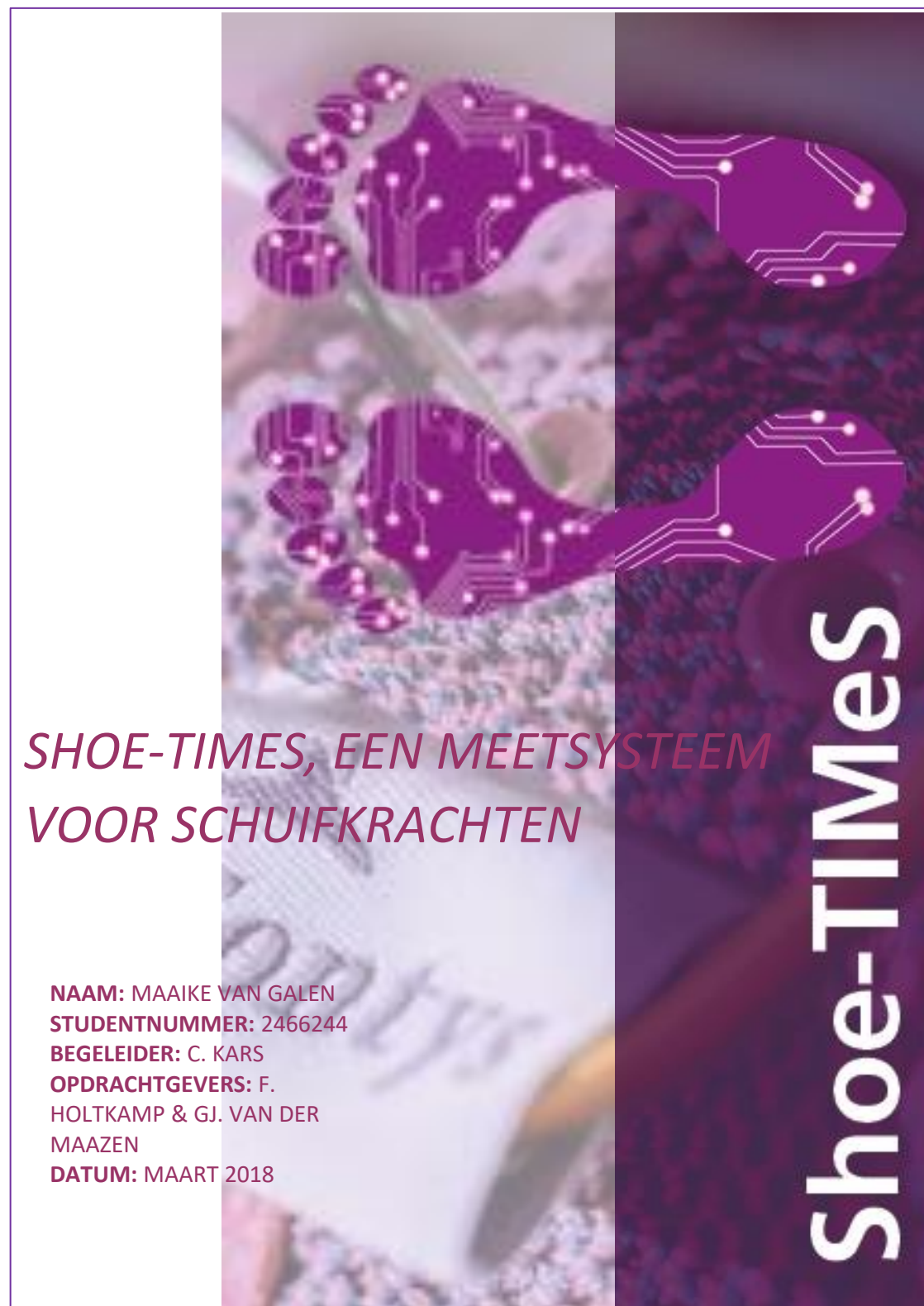
2019

Shoe-TIMeS's back-end

Shoe TIMeS's back-end system (v2.0)  
Designed by: Le Xuan Tung

Tung Xuan Le - 2179931  
Fontys-University of Apply Science  
5/28/2019

**Shoe-TIMes, een meetsysteem voor schuifkrachten.**  
Maaïke van Galen

A vertical poster for Shoe-TIMes. The background is a collage of images: a purple footprint with circuit patterns, a hand holding a shoe, and a close-up of a shoe's sole. The text 'SHOE-TIMES, EEN MEETSISTEEM VOOR SCHUIFKRACHTEN' is written in a purple, serif font. Below it, the author's name and details are listed in a smaller purple font. The title 'Shoe-TIMes' is written vertically in a large, white, sans-serif font on the right side of the poster.

*SHOE-TIMES, EEN MEETSISTEEM  
VOOR SCHUIFKRACHTEN*

**NAAM:** MAAIKE VAN GALEN  
**STUDENTNUMMER:** 2466244  
**BEGELEIDER:** C. KARS  
**OPDRACHTGEVERS:** F.  
HOLTKAMP & GJ. VAN DER  
MAAZEN  
**DATUM:** MAART 2018

**Shoe-TIMes**



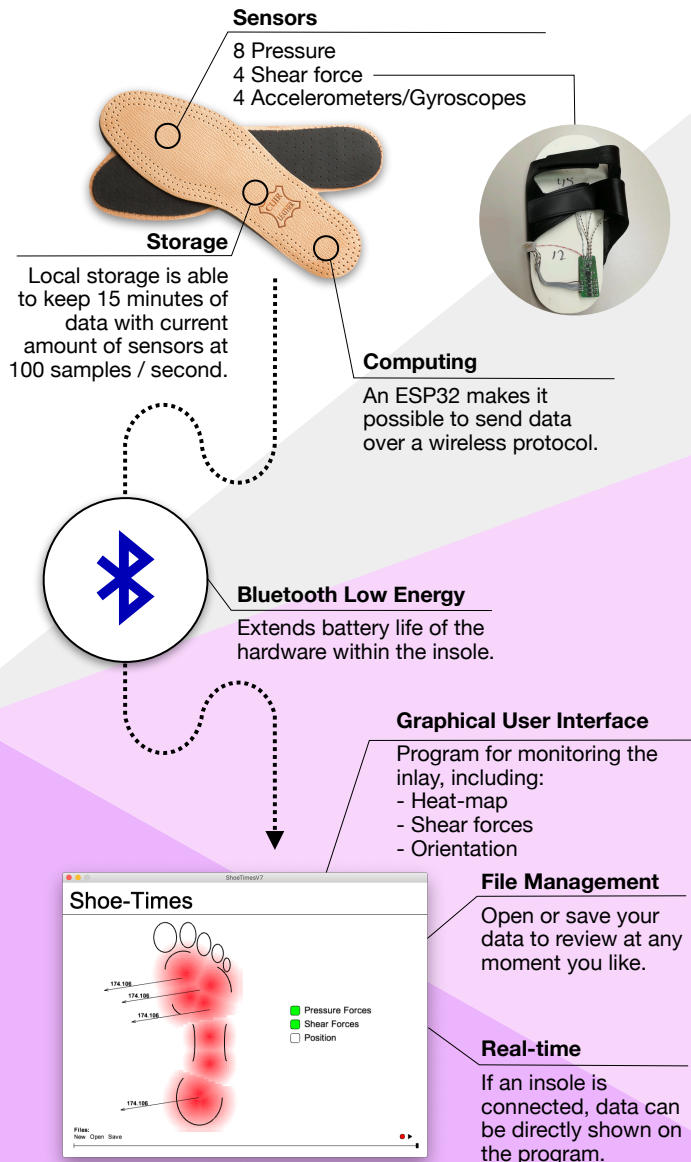


**Shoe-TIMeS**

Tung Lê, Buh Khuu, Gytis Kazlauskas, Marco Deurloo, Brenda Krekels, Kai Schrama

# Shoe-TIMeS

## Shear Force Textile Intelligent Measurement System



Mobility, being able to move and participating in activities do affect the quality of life. Patients diagnosed with diabetes have the risk to fall short on this part. The consequence of this condition could be a chronicle foot problem. If chronicle issues are not addressed in time, it would mean amputation is their last resort.

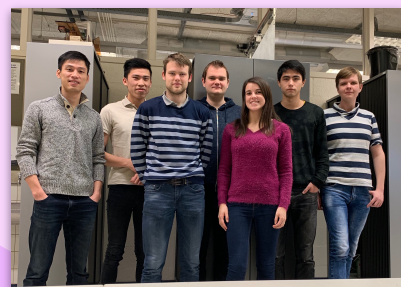
### MOBILITY = QUALITY OF LIFE

Currently, preventing chronicle foot problems are not even possible. Patients are making personalised insoles to prevent the chronicle problems from growing. And even then, the personalised insoles could have been measured incorrect. This would still cause uncomfortable ulcer, without the patient being aware of it. Paramedics think that specific pressure and shear forces could be the cause of the growth of ulcer.

Shoe-TIMeS is the name of a two-year project from RAAK-SIA. The objective of this project is to represent all forces (pressure and shear) within a foot educationally and professionally. If this could be made possible, doctors are then able to recognise the early stages of or expect upcoming diabetic ulcer. This could prevent extended damage to the feet.

**Mentor:** Chris Lee

**Team:** Tung Lê, Buh Khuu, Gytis Kazlauskas, Marco Deurloo, Brenda Krekels, Kai Schrama and Fedor Zorin





**How can the data the measuring instrument measures for pressure and shear forces be displayed in a form of information that is useful for podiatrists and orthopedic shoe technologists?**

Nienke Groot, Dundy Pura, Nicole van Sleuwen, Cheriann de Roo.

**Fontys**  
University of Applied Sciences

Minor Gezondheidszorg & Technologie

Op welke manier kunnen de data die het meetinstrument voor druk- en schuifkrachten meet, weergegeven worden in de vorm van informatie die bruikbaar is voor podotherapeuten en orthopedisch schoentechnologen voor 23 januari 2019?

### Software design

Inlogscherms ontwerp met acceptatie AVG wet.

eerste ontwerp voor weergave voor de druk- en schuifkrachten.

Eerste ontwerp voor weergave door middel van een heat map.

Nienke Groot  
Dundy Pura  
Nicole van Sleuwen  
Cheriann de Roo



**Result of project (spin-off) Diabetic Monitor Sock (DIMOS)**  
Newman college



## The HTSM jury award for Shoe-TIMes



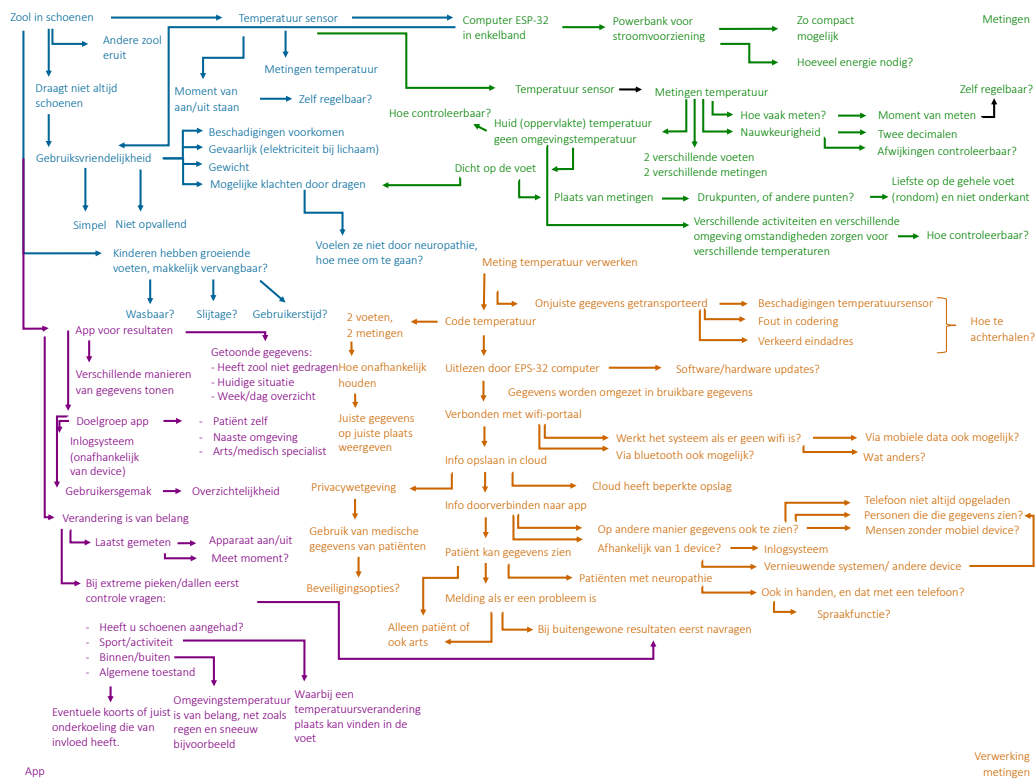


## Work Package III: Testing, experimental validation



# Mind Mapping of the measurement process

## Newman college



App

Verwerking metingen



# Designing a measurement protocol for the compressive force measuring device from Shoe-TIMes

Rachel Jansen

## Het ontwerpen van een meetprotocol voor het krachtmeet-device van Shoe-TIMes

Auteur: Rachel Janssen Opleiding: Podotherapie Studentnummer: 2734567 Opdrachtgever: Fred Holtkamp Begeleidend docent: Daniëlle Adriaans

### Inleiding

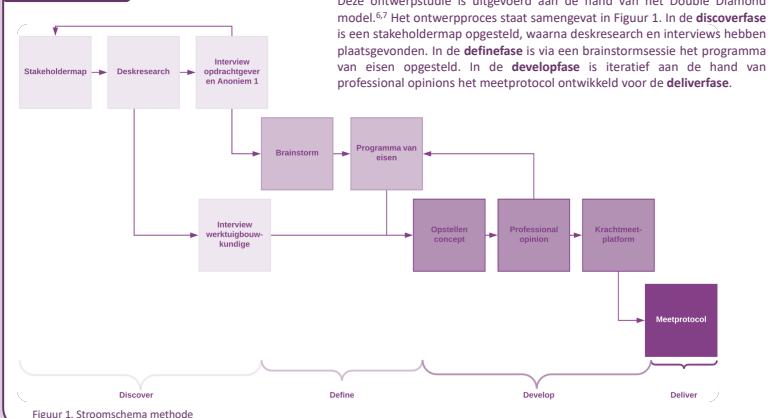
Mensen met diabetes en reumatoïde artritis lijden aan voetklachten door plantaire druk.<sup>1,4</sup> Om dergelijke voetklachten en risico's te verminderen worden orthesen, zoals podotherapeutische zolen, aangemeten.

Om podotherapeutische zolen correct aan te meten wordt momenteel alleen rekening gehouden met plantaire druk.<sup>5</sup> Echter, schuifkracht heeft ook invloed op de vervorming van de voet en is dus ook relevant bij het aanmeten van inlegzolen. Binnen het project Shoe-TIMes worden daarom inlegzolen ontwikkeld die zowel schuifkracht als plantaire druk kunnen meten. De effectiviteit van de inlegzolen is nog niet getoetst of vergeleken met bestaande systemen. Om dit te kunnen doen, dient eerst een meetprotocol ontwikkeld te worden.

### Ontwerpdoel:

Het ontwerpen van een meetprotocol om de effectiviteit van de inlegzolen van het project Shoe-TIMes te kunnen toetsen.

### Methode



Figuur 1. Stroomschema methode

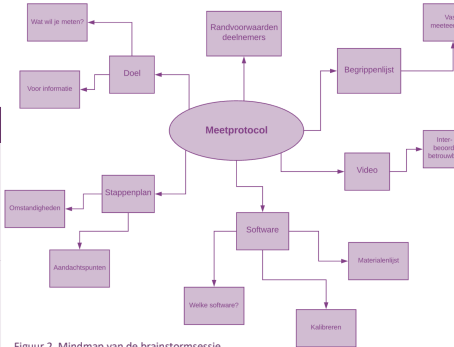
### Resultaten

- Discoverfase** Een samenvatting van de deskresearch is weergegeven in Tabel 1. Hieruit zijn de volgende topics naar voren gekomen: toevoeging krachtmeet-device, definities, druk, kracht en wrijving. Deze topics zijn besproken tijdens de interviews.
- Definefase** De brainstormsessie staat weergegeven in Figuur 2. Hierin kwam naar voren, dat het analyseren van videobeelden zinvol is maar veel tijd in beslag neemt. Om deze reden is ervoor gekozen om in plaats van videobeelden een checklist te gebruiken. Uit de brainstormsessie kwam het programma van eisen voort. Dit staat weergegeven in Tabel 2.
- Developfase** Het concept is in iteraties aangepast. De grootste aanpassing van het concept betrof het beter op gebruikers toepasbaar maken van het meetprotocol.
- Deliverfase** Het uiteindelijke meetprotocol is vormgegeven als onderdeel van een meetkoffer, die alles bevat om een meting uit te voeren met het krachtmeet-device.

Tabel 1. Bevindingen uit deskresearch

#### Bevindingen deskresearch<sup>8-15</sup>

- Inleiding;
  - Doelen;
  - Deelnemers;
  - Productinformatie
  - Materialen;
  - Werkbeschrijving /stappenplan;
  - Meetopstelling;
  - Aandachtspunten;
  - Planning;
  - Definities.
- Druk  $P = F / A$   
 • Kracht  $F = m \times a$   
 • Wrijving  $F_{w,max} = \mu \times F_n$



Figuur 2. Mindmap van de brainstormsessie

Tabel 2. Programma van eisen

Eis	Toelichting
Doel	Meetdoel weergeven
Stappenplan	Bestaat uit stapsgewijze uitleg meting
Aandachtspunten	Aandachtspunten tijdens het meten
Voorinformatie/algemene informatie	Informatie voorafgaand aan het meten
Begrippenlijst	Eenduidige begrippenlijst voor eindrapportage en/of meetprotocol
Vaste meeteenheden	Meeteenheden weergeven bij begrippen zoals kracht en druk
Kalibratie	Kalibratie voorschrift van fabrikant
Software	Gebruikte software vermelden voor reproduceerbaarheid
Informed consentformulier	Informatie en toestemming van deelnemers aan het onderzoek
Randvoorwaarden deelnemers:	Fysieke staat passend bij meting (mobiel)
• Gewicht	
• Schoenmaat	
• Fysieke staat	
Doelgroep van het meetprotocol	Meetprotocol als handleiding zodat iedereen de meetkoffer kan gebruiken

### Discussie

#### Sterke punten:

- 3 Onderzoeksmethoden voorafgaand aan programma van eisen voor hoge betrouwbaarheid
- Aanpassen doelgroep na professional opinion
- Gebruiksvriendelijkheid door checklist als onderdeel van meetprotocol

#### Zwakke punten:

- Slechts twee geïnterviewden geven inhoudelijke informatie voor programma van eisen
- Meetprotocol is niet in de praktijk getoetst

#### Relevantie:

- Checklist voor gebruiksvriendelijkheid en betrouwbaarheid maar kost extra tijd<sup>16,17</sup>
- Geen Productinformatie toegevoegd, er wordt altijd met hetzelfde product gewerkt<sup>18,19</sup>
- Definities zijn weggelaten om onduidelijkheid te voorkomen<sup>18,19</sup>
- Sub-kopjes geven overzichtelijk stappenplan om meetfouten te vermijden en consistentie te verhogen<sup>20-23</sup>
- Materialenlijst om alle benodigdheden bij de hand te hebben

#### Aanbevelingen:

- Valideren van het krachtmeet-device
- Invloed van de druk van de schoen op de voet bestuderen

#### Conclusie:

Door middel van het Double Diamond model is een meetprotocol opgesteld waarmee het krachtmeet-device van Shoe-TIMes effectief getoetst kan worden.

In de toekomst zal het krachtmeet-device door patiënten gedragen kunnen worden als wearabe. Hiermee kan het krachtmeet-device mogelijk bijdragen aan de preventie van immobiliteit bij mensen met diabetes en reumatoïde artritis.

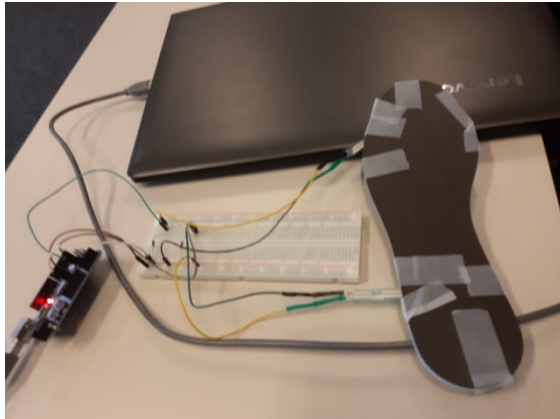
QR-Code voor weergave referenties:







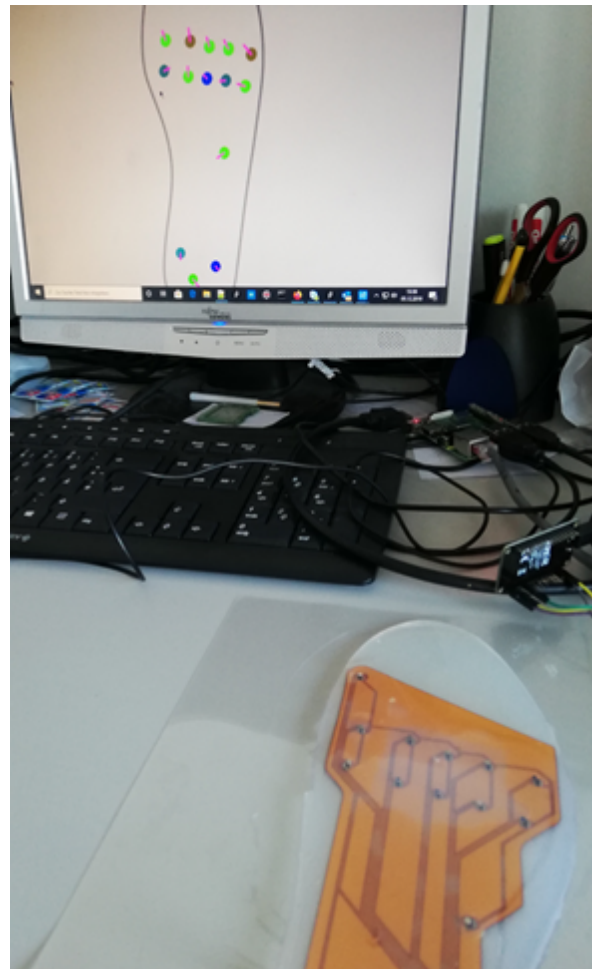
## Work Package IV: Prototype development

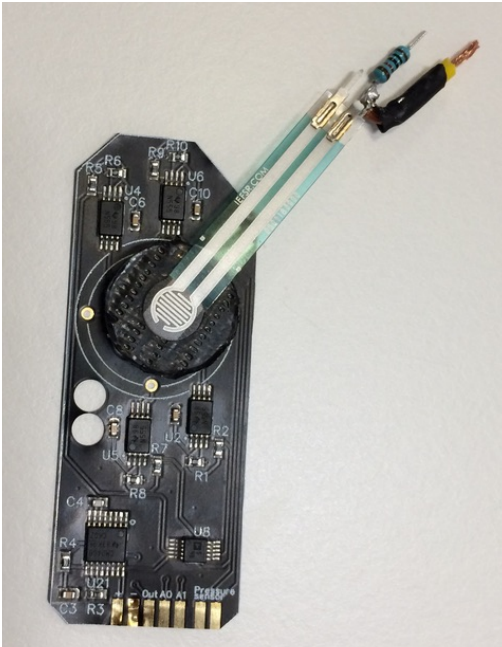
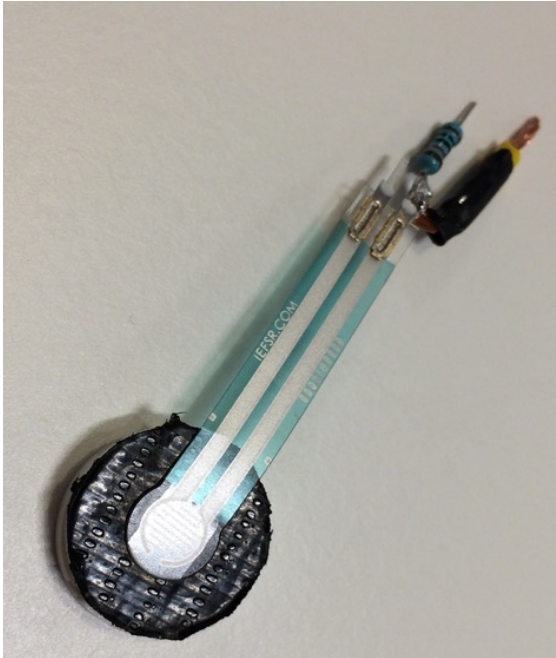


Prototype design of temperature measurement system



Prototype design of PCB by PFI





Prototype design of sensor with 3d Ceramic printing by Fontys Engineering



## Work Package V: Dissemination of results (plan for dissemination)

## An insole 3D force sensor for gait analysis Abstract IEEE (Kuala Lumpur March 2020)

R. Smeets, L. Verhagen, B. Hornesch, T. Saris, R. Sijmens, S. Pluk, S. Jansen, X. Tung Le, F. Zorin, F. Holtkamp, H.vd. Vrande, C. Lee

# An insole 3D force sensor for gait analysis

1<sup>st</sup> R. Smeets

Fontys University of Applied Sciences  
Eindhoven, The Netherlands  
robin.smeets@student.fontys.nl

2<sup>nd</sup> L.J. Verhaagen

Fontys University of Applied Sciences  
Eindhoven, The Netherlands  
l.verhaagen@student.fontys.nl

3<sup>rd</sup> B.J.M. Hornesch

Fontys University of Applied Sciences  
Eindhoven, The Netherlands  
b.hornesch@student.fontys.nl

4<sup>th</sup> T.A.A. Saris

Fontys University of Applied Sciences  
Eindhoven, The Netherlands  
t.saris@student.fontys.nl

5<sup>th</sup> R. Sijmens

Fontys University of Applied Sciences  
Eindhoven, The Netherlands  
r.sijmens@student.fontys.nl

6<sup>th</sup> S.H.A. Pluk

Fontys University of Applied Sciences  
Eindhoven, The Netherlands  
siebe.pluk@student.fontys.nl

7<sup>th</sup> S.R. Jansen

Fontys University of Applied Sciences  
Eindhoven, The Netherlands  
siemjansen.jansen@student.fontys.nl

8<sup>th</sup> Xuan Tung Le

Fontys University of Applied Sciences  
Eindhoven, The Netherlands  
xuantungle25@gmail.com

9<sup>th</sup> F. Zorin

Fontys University of Applied Sciences  
Eindhoven, The Netherlands  
justfedorzorin@gmail.com

10<sup>th</sup> F. Holtkamp

Fontys University of Applied Sciences  
Eindhoven, The Netherlands  
f.holtkamp@fontys.nl

11<sup>th</sup> H.A. Van de Vrande

Fontys University of Applied Sciences  
Eindhoven, The Netherlands  
h.vandevrande@fontys.nl

12<sup>th</sup> C.J. Lee

Fontys University of Applied Sciences  
Eindhoven, The Netherlands  
c.lee@fontys.nl

**Abstract**—A 3D force sensor, implemented in an inlay sole, is presented. The wireless sensor system provides real-time force data while walking, which may help optimize orthopedic innersole design.

**Index Terms**—Force sensors, shear force sensors, capacitive sensors, sole, wearables

## I. INTRODUCTION

Real-time analysis of walking and running can be an important factor in healthcare and athletic performance optimization. However, most sensor systems are limited to clinical settings or other specific environments (e.g., video analysis and pressure plates) [1]–[4]. The data from more natural settings may yield insights that are otherwise difficult to obtain.

Applications for healthcare are especially important, where the lack of quantitative clinical data may limit treatment options. In Europe nearly 10% of the population suffers from diabetes and almost 1% from Rheumatoid Arthritis, which can lead to serious mobility problems [5]. Podiatrists (orthopaedic Shoe engineers, Podiatrist) deliver personalised orthopaedic footwear or insoles for these patients. However, the industry has difficulty to quantify how successful the fit and function of a shoe is. Clinicians must rely on subjective, qualitative measures, such as client satisfaction, and self-reporting. Although valuable, the need for objective quantitative data in this field is growing.

Foot plantar pressure and shear forces are considered to be major indicators of potential foot problems [6] and devices to measure plantar pressure are now commonly used [7]. However, plantar pressure does not provide shear force data, while, on the other hand, shear forces are considered to be a major contributor to ulcer formation in diabetic feet [4]. Unfortunately, there are no commercially available devices for measuring shear forces on a regular basis either in or outside of a clinical setting.

Suitable sensors for an insole force sensor system must be low-profile, with a thickness of less than 5 mm. The lateral size should be about 10 mm in diameter, which is sufficiently small to allow 6-8 sensors to be placed such that the development of forces from heel contact to the lifting of the toe can be tracked. Measurements have shown that shear pressures can reach up to 220 kPa while walking, except for at the toe, where pressures can reach 440 kPa [8]. For sensors of the dimensions discussed above, this corresponds to forces up to 40 N. The sample rate of the system should be approximately 10–100 Hz to track the change in force at walking pace.

In this paper, we report on the development of an insole 3D force sensor system. The shear forces are measured using a cylindrically symmetric capacitive sensor that make use of common-mode rejection to reduce cross coupling, and difference-mode measurements to increase sensitivity. The



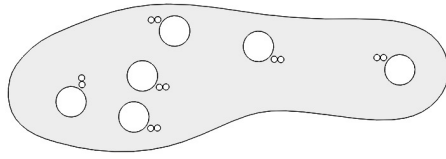


Fig. 1. Topview of the sensor placement in the sole. The sole is 27.5 x 9 cm (length x width). The sensors are placed to track the force contact line during walking. The small circles indicate registration points for alignment.

normal force is measured using a force sensitive resistor that is bonded to the top of the capacitive sensor. Six sensors are placed in an innersole, such that the walking contact line can be tracked at 10 samples per second. The entire system is controlled using a custom data logger, based on an ESP32 microprocessor. Data is stored locally as well as transmitted using Bluetooth for real-time visualization.

II. THE SOLE

The sole, made from thermoplastic polyurethane (TPU), is 3D printed (Raise3D N2plus) with a nozzle diameter of 0.2 mm. TPU is flexible and durable, making it appropriate for an innersole. Each sensor is mounted on an individual flexible PCB, which is mounted within embrasures in the sole. The sensors are encased in TPU, such that the sensor surface is flush with the top of the innersole. The sole size is chosen to be EU43, and the sensors are placed as shown in Fig. 1.

III. SENSOR

The sensor consists of a commercial force sensitive resistor that is bonded to the top of an in-house developed shear force sensor. This combination provides the full force vector. The shear force sensor is made from a split cylindrical capacitor, as shown in Fig. 2. The outer electrodes have a radius of,  $R = 3.6$  mm, a thickness of 2.4 mm, and a height,  $l = 1.0$  mm. The outer electrodes are made by a commercial 3D printing company from copper using a casting process (Shapeways, Eindhoven) with an accuracy of  $\pm 125 \mu\text{m}$ . The inner electrode is a brass cylinder with a height of 3.0 mm, and a radius of  $r = 2.7$  mm. The cylinders are turned to the correct diameter using a metal lathe. The electrode housings are made of ceramic type  $\text{ZrO}_2\text{-TZP}$  (Ceratec, Geldermasen, the Netherlands) with an accuracy of  $\pm 50 \mu\text{m}$ . The central electrode and the outer electrode are held separate by an O-ring of type VMQ-70. To determine the expected physical displacement of the electrodes due to an applied force, the force vs O-ring compression was measured (see Fig. 3). The O-ring behaves linearly for forces up to 10 N with a force constant of  $k = 340$  N/m. For larger displacements, a quadratic fit to the data is more accurate. However, in what follows, only the linear portion of the sensor displacement is considered.

The capacitance of a split-ring capacitor with the center electrode offset by a small distance,  $F/k$  (where  $F$  is the force

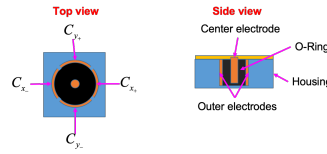


Fig. 2. Sketch of shear force component of the sensor. The sensor consists of four electrodes arranged symmetrically about a fifth central electrode to form four capacitors. The central pin shifts laterally in response to applied shear forces, changing the capacitances. The normal force is measured using a force sensitive resistor that is bonded to the top of the shear force sensor.

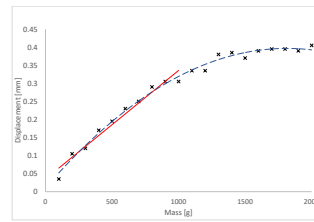


Fig. 3. O-ring characteristics. The compression of the O-ring as a function of applied mass. For the linear section of the curve ( $F < 10$  N), the force constant is 340 N/m. For larger forces, a quadratic fit is used.

applied along the axis of the displaced electrode) is given by equation 1:

$$C = \frac{\pi \epsilon_r \epsilon_0 l}{2 \ln \left( \frac{R \pm F/k}{r} \right)} \tag{1}$$

where  $\epsilon_r$  is the relative permittivity,  $\epsilon_0$  is the permittivity of vacuum. The calibration curve for the force sensitive resistor is shown in Fig. 4.

IV. CONTROL SYSTEM

Each capacitor in the shear force sensor is coupled to an oscillator, based on a NE555 timer. The change in capacitance changes the frequency of the oscillator. The DC output of a phase locked loop (PLL), which is locked to the oscillator, is

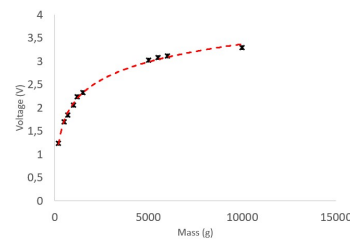


Fig. 4. Resistance as a function of mass for the force sensitive resistor.

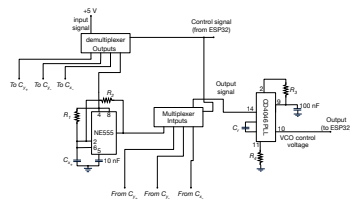


Fig. 5. Schematic of the capacitive sensor signal conditioning system. Each capacitor forms an oscillator based on a NE555 timer. The voltage controlled oscillator of a PLL is locked to the oscillator. The control voltage of the PLL is sampled by an analog port of a microcontroller (ESP32). A multiplexer is used to enable each oscillator sequentially and to cycle the oscillator outputs to a single PLL. Pin numbers have been added where required for clarity.

used to determine the change in frequency, and, hence, applied force.

In order to prevent the oscillators from interfering with each other, a demultiplexer is used to sequentially enable the timers, while a multiplexer is used to sequentially lock a single PLL to each oscillator, as shown in the schematic (Fig. 5). The sensor is mounted directly on a flexible PCB to minimize stray capacitance. The sensors are sampled using an ESP32 (ESP32-Wrover B) controller, which is mounted on a hard PCB that is designed to be strapped to the subject's ankle along with a battery. Power is supplied by a Li-ion battery (2050 mAh capacity) that allows for several hours of continuous operation (depending mostly on Bluetooth power consumption).

The multiplexers are controlled by a 2-bit signal from the ESP32 controller. In addition to reducing noise, multiplexing reduces the analog sampling requirements. Each sensor has four capacitors and a force sensitive resistor. Without multiplexing, six sensors would require 30 channels. By multiplexing the capacitive sensing, the number of channels is reduced to 12.

The control board is equipped with a 32 channel multiplexer, meaning that there is sufficient capacity for up to 16 force sensors, or a combination of other analog sensors. The ESP32 also contains a built-in analog to digital converter (ADC), which samples the analog signal from the multiplexer output at a rate of 200 kHz.

The multiplexing system is partially parallel: the same channel for each sensor is enabled simultaneously and sampled sequentially. Thus, with a 50 Hz multiplex control signal, each sensor is sampled at 10 Hz. This sample rate is limited by the implementation of the Bluetooth data transmission system. The hardware is limited by the settling time of the PLL (2 ms) to 200 Hz, allowing for a sample rate of up to 40 Hz.

Since the ADC sample rate is much higher than the multiplexer switch rate, each sensor channel data is averaged over 200 samples to further reduce noise. The channel data is then used to locally compute the forces (based on a linear approximation of the transducer functions), which are saved to on-board flash memory and is transmitted via Bluetooth to a local PC for real-time display (see Fig. 6).

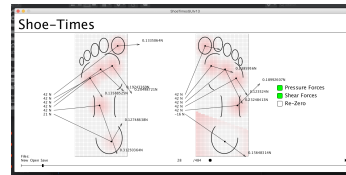


Fig. 6. User interface for real-time data display. This data was obtained using a proof-of-concept sensors from a person standing on a sole that was fixed in place.

## V. CONCLUSION

A complete system for quantifying the forces during walking has been developed. The system is wearable and has the potential to be used both in and outside of clinical settings. The sample rate, sensitivity and sensor range are sufficient to characterize forces at a walking pace. The system will be employed to determine the role of shear forces in the occurrence of diabetic foot.

## REFERENCES

- [1] H. van Werkhoven, K. A. Farina, and M. H. Langley, "Using a soft conformable foot sensor to measure changes in foot strike angle during running," *Sports*, vol. 7, no. 8, p. 184, Jul 2019. [Online]. Available: <http://dx.doi.org/10.3390/sports7080184>
- [2] N. Haji Ghassemi, J. Hannink, N. Roth, H. Gafner, F. Marxreiter, J. Klucken, and B. M. Eskofier, "Turning analysis during standardized test using on-shoe wearable sensors in parkinson's disease," *Sensors*, vol. 19, no. 14, p. 3103, Jul 2019. [Online]. Available: <http://dx.doi.org/10.3390/s19143103>
- [3] N. P. Reddy, G. Cooper, A. Weightman, E. Hodson-Tole, and N. D. Reeves, "Walking cadence affects rate of plantar foot temperature change but not final temperature in younger and older adults," *Gait & Posture*, vol. 52, pp. 272–279, 2017.
- [4] S. Bus, "Innovations in plantar pressure and foot temperature measurements in diabetes," *Diabetes/Metabolism Research and Reviews*, vol. 32, pp. 221–226, Jan 2016. [Online]. Available: <http://dx.doi.org/10.1002/dmrr.2760>
- [5] N. H. Cho, J. E. Shaw, S. Karuranga, Y. Huang, J. D. da Rocha Fernandes, A. W. Ohlrogge, and B. Malanda, "IDF diabetes atlas: Global estimates of diabetes prevalence for 2017 and projections for 2045," *Diabetes Research and Clinical Practice*, vol. 138, pp. 271–281, 2020/01/31 2018. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1016/j.diabres.2018.02.023>
- [6] A. H. Abdul Razak, A. Zayegh, R. K. Begg, and Y. Wahab, "Foot plantar pressure measurement system: A review," *Sensors*, vol. 12, no. 7, pp. 9884–9912, 2012. [Online]. Available: <https://www.mdpi.com/1424-8220/12/7/9884>
- [7] S. A. Bus, R. Haspels, and T. E. Busch-Westbroek, "Evaluation and optimization of therapeutic footwear for neuropathic diabetic foot patients using in-shoe plantar pressure analysis," *Diabetes Care*, vol. 34, no. 7, pp. 1595–1600, 2011. [Online]. Available: <https://care.diabetesjournals.org/content/34/7/1595>
- [8] M. Birtane and H. Tuna, "The evaluation of plantar pressure distribution in obese and non-obese adults," *Clinical Biomechanics*, vol. 19, no. 10, pp. 1055–1059, 2020/01/01 2004. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2004.07.008>

## A Low-Profile Shear Force Sensor for Wearable Applications, IEEE Abstract

J. Mertodikromo, F. Zorin, C. Lee

IEEE JOURNAL OF SENSORS, VOL. XX, NO. YY, MONTH 2019

2

# A Low Profile Shear Force Sensor for Wearable Applications

J. Mertodikromo, F. Zorin, and Chris J. Lee

**Abstract**—We present the design, fabrication and characterization of a low profile shear-force sensor for wearable applications. The partially 3D printed sensor is cylindrical with a foot print of  $\sim 3 \text{ cm}^2$  and a height of just 2 mm. The capacitive sensor has a sensitivity of 5 mV/N, a range of at least 24 N.

**Index Terms**—to be added later

### I. INTRODUCTION

THE development of wearable sensors has numerous applications for both leisure and health. For instance, wearable ECG (note need to expand) devices allow users to roughly monitor their cardiac health and seek medical assistance earlier than they otherwise might.

In recent years, there has been increased interest in monitoring how people walk and run. In-shoe systems that monitor pressure, motion, and temperature are already available, both in the laboratory and as commercial products. However, to fully analyze the gait of a person, this data must be combined with carefully controlled video analysis. This is highly inconvenient, especially in the context of health care.

The most common use-case for in-shoe sensors in a medical context is to prevent the occurrence of diabetic foot. One symptom of diabetes is reduced sensation at the extremities. People with diabetes can often injure themselves without immediately noticing. As a result, patients must be trained to visually inspect their extremities to ensure there are no wounds.

This especially problematic for the foot, where visual inspection is difficult and injuries may pass unnoticed. Furthermore, the forces due to walking may also reduce blood flow to certain parts of the foot, leading to an increased chance of tissue necrosis and the formation of ulcers. Left unchecked, the ulcers can become infected and require surgical intervention.

In the clinical context, the key drivers for ulcer formation are not yet well understood. It is likely that pressure and temperature play a role, but, the role of shear forces is unknown. At issue is the lack of an in-sole system that can measure, in space and time, the 3D force vector on different parts of the foot. To understand the role of shear forces in the formation of ulcers, a 2D force sensor that can be fit within the in-sole of a shoe must be developed. The data obtained from such sensors can then be correlated with health outcomes to better understand the links between forces, gait, temperature and foot health.

More broadly, it is highly desirable to develop a sensor system that can: aid health professionals in gait modification to

Institute of Electrical Engineering, Fontys Hogeschool, Eindhoven, 5612MA the Netherlands e-mail: c.lee@fontys.nl

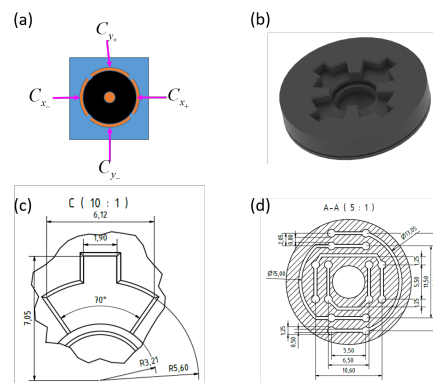


Fig. 1. Sketch of sensor. The sensor consists of four electrodes arranged symmetrically about a fifth central electrode to form four capacitors. The central pin shifts laterally in response to applied shear forces, changing the capacitances.

reduce the chance of ulceration; and provide an early warning to patients that they are in danger of ulceration.

Several systems provide partial solutions to this problem. Shoes with pressure sensors and temperature sensors provide patients with information. While, as mentioned above, clinical gait analysis is available in well-equipped centers. It is, however, advantageous to develop a single system that is accessible to clinicians and patients on modest budgets.

In this paper, we report on the development of a 2D shear force sensor that is appropriate for in-shoe applications. The sensor is based on cylindrically symmetric capacitors that make use of common-mode rejection to reduce cross coupling and difference-mode measurements to increase sensitivity. We present the physical sensor design as well as the coupling electronics and signal conditioning system. We show that the sensor system has appropriate sensitivity and range for the proposed application.

### II. CAPACITIVE SENSOR

The sensor concept is shown in Fig. ???. The sensor is a set of four electrodes arranged symmetrically about a central pin. Each electrode forms a capacitor with the central pin, while the coupling between each outer electrode is minimized due to the small facing areas. The size of each electrode and the layout of the 3D printed sensor are shown in Fig. ???

Conceptually, the sensor is rather simple: the outer electrodes are attached to a fixed element, while the gap between

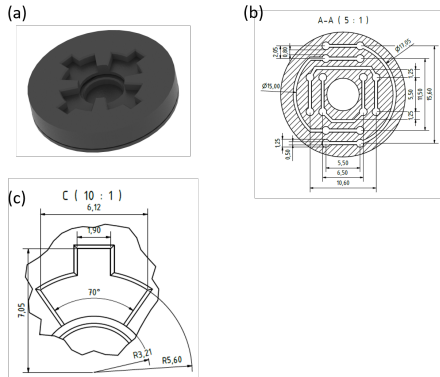


Fig. 2. Sensor design details. Printed electrode housing (a). The spring system for the central electrode (b). Detail of the electrode housing (c).

the central pin and outer electrodes may be filled with a malleable material (e.g., silicone or another soft plastic), or connected to the central pin via a spring system. In this way, a shear force will displace the central pin from its central location, breaking the symmetry of the capacitances. As shown in Fig. ??(b), the central pin is held in place by a set of springs that provide a linear displacement with respect to force. This design is printed as a single piece with a water soluble support material to keep the springs free from the surrounding material. After leaving the printed sensor in water over night, the support material is fully dissolved, leaving the central pin support free to move. The applied force can be derived from the material properties of the sensor and the measured change in capacitance. The sensor dimensions are 20 mm diameter, 3,6 mm in height, which is appropriate for placing within the sole of a shoe.

A. Analytical model

Approximating the four capacitors as cylindrical capacitors with a capacitance given by:

$$C = \frac{\pi \epsilon_r \epsilon_0 l}{\ln \left( \frac{R + \delta R}{r} \right)} \quad (1)$$

where  $\epsilon_r$  is the relative permittivity,  $\epsilon_0$  is the permittivity of vacuum,  $l$  is the height of the electrodes,  $r$  is the radius of the central in and  $R$  is the radius of the outer electrodes, and  $\delta R$  is the electrode displacement. Because each electrodes is approximately a quarter of the full circumference, the total capacitance has been reduced by a factor of four in equation ??.

Assuming that the displacement is small, the change of capacitance with respect to distance is give by the derivative of equation ??, while the force required to obtain that change is given by the spring constant, which is taken to be  $k = 3.8 \times 10^4 \text{ kg/s}^2$  for these calculations.

$$\delta R = \frac{F}{k} \quad (2)$$

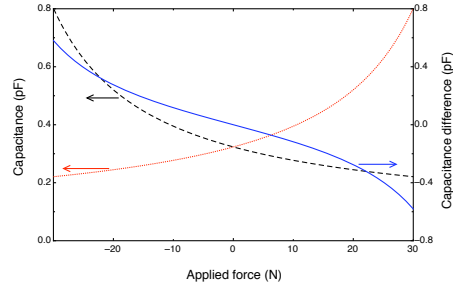


Fig. 3. Change in capacitance as a function of applied force. A positive force moves the central electrode closer to the  $x_-$  electrode (dotted red line). The black dashed line shows the change in capacitance at the  $x_+$  electrode, while the solid blue line shows the difference in capacitance between the two.

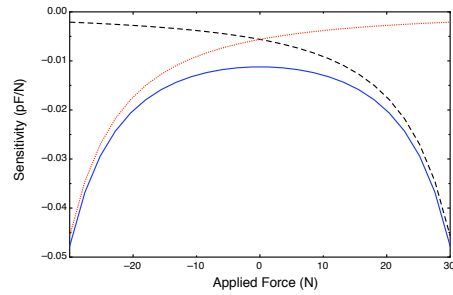


Fig. 4. The sensitivity of the capacitance of the  $x_-$  electrode (red dotted line),  $x_+$  electrode (black dashed line) and the difference (solid blue line). A positive force moves the central electrode closer to the  $x_-$  electrode.

The sensitivity of the capacitance to force is given by

$$\frac{dC}{dF} = \frac{dC}{dR} \frac{dR}{dF} \quad (3)$$

$$\frac{dC}{dF} = - \frac{\pi \epsilon_r \epsilon_0 l}{k R \ln^2 \left( \frac{R}{r} \right)} \quad (4)$$

The response and sensitivity of a sensor with  $r = 2 \text{ mm}$ ,  $R - r = 0.5 \text{ mm}$ ,  $l = 2 \text{ mm}$ , and  $\epsilon_r = 2.75$  are shown in Figs. ?? and ??. Despite the capacitance being logarithmically dependent on the separation between the outer electrodes and the center pin, the change becomes larger with increasing force, though for  $|F| < 10 \text{ N}$ , the change in capacitance is nearly linear. The sensitivity is shown in Fig. ??. The sensitivity is at a minimum for the smallest forces (-0.012 pF/N), but increases rapidly once symmetry is broken.

These calculations show that, as long as the displacement is small, a cylindrically symmetric capacitive force sensor exhibits a relatively linear response.

B. Finite element model

In the above model, it is assumed that the capacitor can be approximated as a split cylindrically symmetric capacitor, even when that symmetry is broken. This calculation also assumes

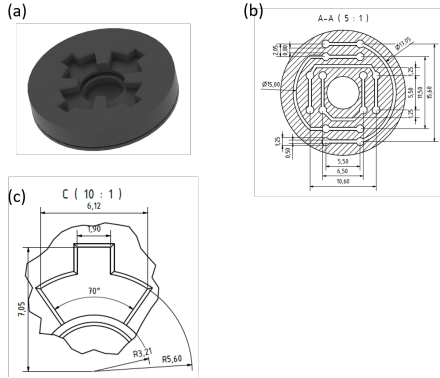


Fig. 2. Sensor design details. Printed electrode housing (a). The spring system for the central electrode (b). Detail of the electrode housing (c).

the central pin and outer electrodes may be filled with a malleable material (e.g., silicone or another soft plastic), or connected to the central pin via a spring system. In this way, a shear force will displace the central pin from its central location, breaking the symmetry of the capacitances. As shown in Fig. ??(b), the central pin is held in place by a set of springs that provide a linear displacement with respect to force. This design is printed as a single piece with a water soluble support material to keep the springs free from the surrounding material. After leaving the printed sensor in water over night, the support material is fully dissolved, leaving the central pin support free to move. The applied force can be derived from the material properties of the sensor and the measured change in capacitance. The sensor dimensions are 20 mm diameter, 3,6 mm in height, which is appropriate for placing within the sole of a shoe.

A. Analytical model

Approximating the four capacitors as cylindrical capacitors with a capacitance given by:

$$C = \frac{\pi\epsilon_r\epsilon_0 l}{\ln\left(\frac{R+\delta R}{r}\right)} \quad (1)$$

where  $\epsilon_r$  is the relative permittivity,  $\epsilon_0$  is the permittivity of vacuum,  $l$  is the height of the electrodes,  $r$  is the radius of the central in and  $R$  is the radius of the outer electrodes, and  $\delta R$  is the electrode displacement. Because each electrodes is approximately a quarter of the full circumference, the total capacitance has been reduced by a factor of four in equation ??.

Assuming that the displacement is small, the change of capacitance with respect to distance is give by the derivative of equation ??, while the force required to obtain that change is given by the spring constant, which is taken to be  $k = 3.8 \times 10^4 \text{ kg/s}^2$  for these calculations.

$$\delta R = \frac{F}{k} \quad (2)$$

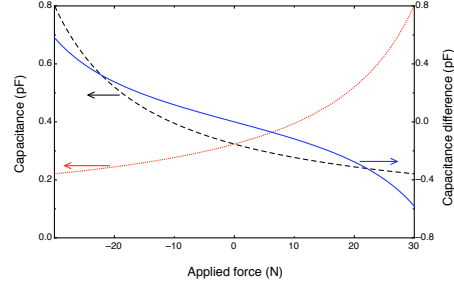


Fig. 3. Change in capacitance as a function of applied force. A positive force moves the central electrode closer to the  $x_-$  electrode (dotted red line). The black dashed line shows the change in capacitance at the  $x_+$  electrode, while the solid blue line shows the difference in capacitance between the two.

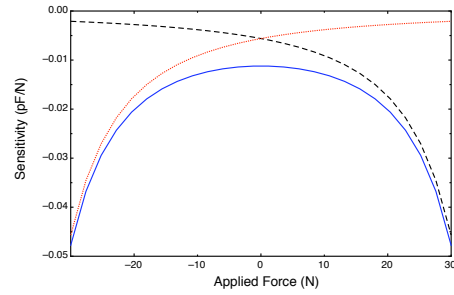


Fig. 4. The sensitivity of the capacitance of the  $x_-$  electrode (red dotted line),  $x_+$  electrode (black dashed line) and the difference (solid blue line). A positive force moves the central electrode closer to the  $x_-$  electrode.

The sensitivity of the capacitance to force is given by

$$\frac{dC}{dF} = \frac{dC}{dR} \frac{dR}{dF} \quad (3)$$

$$\frac{dC}{dF} = -\frac{\pi\epsilon\epsilon_0 l}{kR \ln^2\left(\frac{R}{r}\right)} \quad (4)$$

The response and sensitivity of a sensor with  $r = 2 \text{ mm}$ ,  $R - r = 0.5 \text{ mm}$ ,  $l = 2 \text{ mm}$ , and  $\epsilon_r = 2.75$  are shown in Figs. ?? and ??. Despite the capacitance being logarithmically dependent on the separation between the outer electrodes and the center pin, the change becomes larger with increasing force, though for  $|F| < 10 \text{ N}$ , the change in capacitance is nearly linear. The sensitivity is shown in Fig. ??. The sensitivity is at a minimum for the smallest forces (-0.012 pF/N), but increases rapidly once symmetry is broken.

These calculations show that, as long as the displacement is small, a cylindrically symmetric capacitive force sensor exhibits a relatively linear response.

B. Finite element model

In the above model, it is assumed that the capacitor can be approximated as a split cylindrically symmetric capacitor, even when that symmetry is broken. This calculation also assumes



that the capacitance between the outer electrodes is negligible. Furthermore, the model does not allow the common mode suppression to be checked. Namely, if a force is applied along the  $x$  axis of the sensor, the change in capacitance of  $C_{y-}$  and  $C_{y+}$  is expected to be symmetrical, allowing common mode suppression to eliminate cross-axis sensitivity.

To obtain a more detailed understanding of the capacitance change due to the central pin displacement a 3D finite element model (FEM) was constructed. The model uses a square grid of  $787 \times 787 \times 100$  elements, with a volume element size of  $25.4 \times 25.4 \times 100 \mu\text{m}^3$ . The model volume is  $20 \times 20 \times 10 \text{ mm}^3$  so that the fringe fields (which can significantly change the calculated capacitance) are taken into account.

The relative dielectric constant and the charge density of the material surrounding the electrodes is chosen to be  $\epsilon_r = 2.75$  and  $\rho = 0$ . We model the capacitance under two different conditions: all electrodes set to fixed values, and the inner electrode and one outer electrode with fixed potentials, while the rest are allowed to float. These conditions represent possible operational modes of the sensor. In the first case, the capacitances of all electrodes can be measured at the same time. In the second case, the capacitances are measured sequentially, while the unmeasured electrodes are not pulled to a fixed potential.

The spatial distribution of the potential is calculated following the method described in ref x. The potential at each grid location is calculated from the average of the surrounding grid locations. The potential at the boundaries and appropriate electrodes are held fixed. For electrodes with a floating potential, the electrode boundaries are averaged to set the potential of the electrode. The calculation is iterated until the root mean square change in potential between two complete cycles meets the following conditions:

$$\frac{\delta_{i,j,z}^m}{V_{max} - V_{min}} < 2.5 \times 10^{-6} \quad (5)$$

$$\sum_{i,j,k} \frac{\delta_{i,j,k}^m}{V_{max} - V_{min}} < 25 \times 10^{-5} \quad (6)$$

where  $\delta_{i,j,k}$  is the absolute value of the difference in calculated potential between two iterations at the grid point labelled by  $i, j, k$ .  $V_{max}$  and  $V_{min}$  are the maximum and minimum electrode potentials and  $\delta_{i,j,k}^m$  is the maximum of  $\delta_{i,j,k}$ . Equation ?? represents the maximum difference between two iterations, while equation ?? is the sum of the potential differences. Once both conditions are met, the potential field is saved for later analysis.

The electric field is calculated by taking the divergence of the potential,  $\mathbf{E} = -\nabla V(x, y, z)$ . The total charge on the electrodes is calculated by summing the electric field at the boundary of each electrode as given by Gauss' law

$$Q = \epsilon \int_S \mathbf{E} \cdot d\mathbf{S} \quad (7)$$

where  $Q$  is the charge enclosed by the surface,  $S$ , and  $E$  is the electric field vector at the surface. The capacitance between a given electrode and the central electrode is given by, for example,  $C_{x-} = Q_{x-} / (V_{x-} - V_c)$ . The subscripts refer to the specific electrodes as given above.

Figure ??(a-c) shows the calculated potential distribution for the center electrode at (a) -1 mm, (b) 0 mm, and (c) 1 mm. For this calculation, the center electrode is set to -50 V and the outer electrodes are set to 50 V. Note that the potential field between outer electrodes, in this case, is minimal (because the electrode potentials are all the same) and will not be expected to modify the calculated capacitances. On the other hand, the fringe fields in the  $x - z$  plane are significant and will be expected to increase the capacitance.

Figure ??(d-f) shows the calculated potential distribution for the case where three of the electrodes are floating (the left and center electrodes have fixed potentials in this example). As in the case for Fig. ??(a-c), the center electrode is positioned at -1 mm, 0 mm, and 1 mm along the  $x$ -axis. In contrast to the case where all potentials are fixed, the fields for the activated electrode show more fringing in the  $x - y$  plane. However, the change in operating conditions do not change the capacitance by more than 5%, hence, in what follows, the calculations are for the fixed potential case.

The differential change of capacitance with respect to the applied force is shown in Fig. ??. Note that the capacitance difference,  $C_{x+} - C_{x-}$ , follows a similar form to the analytical model, but is a factor of two smaller. We estimate that the minimum sensitivity of the sensor is -0.040 pF/N (found at the  $F = 0$  N position).

The capacitance difference in the  $y$  direction, given by  $C_{y+} - C_{y-}$  is an order of magnitude or more smaller than the capacitance change in the  $x$  direction. The calculated capacitance for the  $y$  axis is constant to within 0.2 fF. However, the variation in capacitance is not due to numerical noise (see inset for Fig. ??). The model shows that cross talk is about three orders of magnitude less than the sensitivity (about 0.007 fF/N).

The analytical model and the FEM model are in reasonable agreement with each other with approximately a factor of 2-3 difference in absolute capacitance values and in sensitivity.

### C. Electrical design

To accurately measure the capacitance, each capacitor is part of an RC network that controls the frequency of an oscillator based on a 555 timer. The frequency is then converted to a voltage by a CD4046 phase locked loop (PLL), which is sent to a microprocessor. To prevent the oscillators from coupling to each other, they are sequentially powered on via a multiplexer (ADG704BRMZ). To reduce the number of integrated circuits required, the timer outputs are connected to a single PLL. The voltage controlled oscillator (VCO) of the PLL locks to the frequency of the input oscillator, and the control voltage is measured. The measurement is performed using the analog input of an ESP32 (ESP32-Wrover B). After setting the multiplexer channel, the ESP32 delays for 2 ms before sampling the PLL control voltage using a 16 bit ADC with a range of 0-3.6 V.

Hence, the sensor consists of four capacitors, but via the multiplexer, only a single channel contributes to the input to the timer.

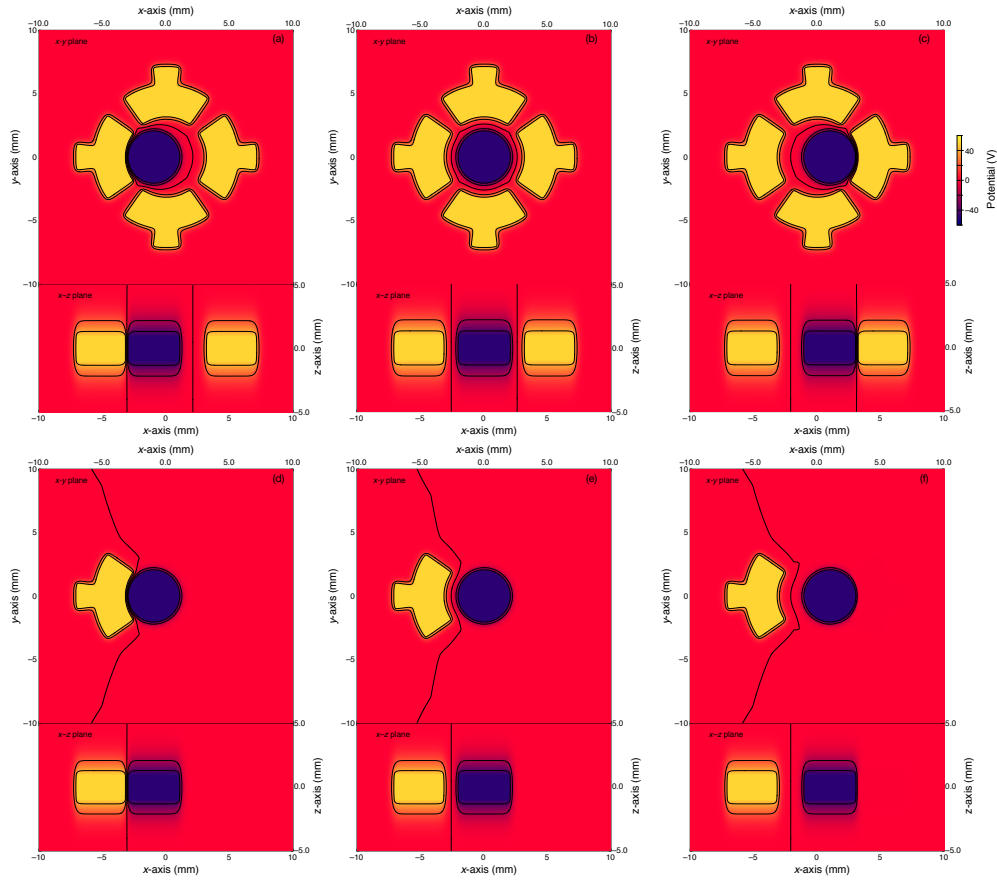


Fig. 5. Calculated potential distribution for a center electrode position of -1 mm (a), 0 mm (b), and 1 mm (c). In all cases the outer electrode are set to 50 V and the center electrode is set to -50 V. For (d-f), only the  $C_{x-}$  electrode potential is set, while the remaining float. All other conditions are the same as in (a-c). For each sub-figure, the top color map shows the  $x-y$  plane at  $z=0$  (center plane of the sensor) and the bottom color map shows the  $x-z$  plane at  $y=0$ . The color scale is the same in all cases.

The schematic for a single capacitor channel is shown in Fig. ???. The frequency of the oscillator is given by

$$f = \frac{1.44}{2R_2C_s} \quad (8)$$

where  $C_s$  is the capacitance of the sensor and  $R_2$  is shown in Fig. ??. To obtain oscillation frequencies around 50 kHz, a 680 k $\Omega$  resistor was chosen.

The dependence of the output voltage of the PLL on the frequency of the timer (provided it is within the locking range of the PLL) is given by

$$V_o = \frac{V_{cc}}{f_{max} - f_{min}} (f_s - f_{min}) \quad (9)$$

where  $f_{max}$  and  $f_{min}$  are the maximum and minimum frequencies of the PLL's voltage controlled oscillator,  $f_s$  is the

frequency of the timer, and  $V_{cc} = 5$  V is the supply voltage of the PLL. The center of the locking range of the PLL is chosen to be 50 kHz by the values of  $R_3 = \infty$ ,  $R_4 = 1$  M $\Omega$ , and  $C_r = 39$  pF, as shown in Fig. ??. This gives  $f_{min} = 25$  kHz, and  $f_{max} = 75$  kHz.

The relationship between PLL locking voltage and the projection of the shear force along a given axis is shown in Fig. ??, which is obtained by combining equations ??, ??, ??, and ??. Since the finite element model predicts a significantly different capacitance, the expected PLL response from Fig. ?? is also shown. It is remarkable that, despite the capacitance being dependent on the logarithm of the electrode displacement, and the frequency being inversely dependent on the capacitance, the final applied force vs locking voltage output is linear over most of the locking range of the PLL.

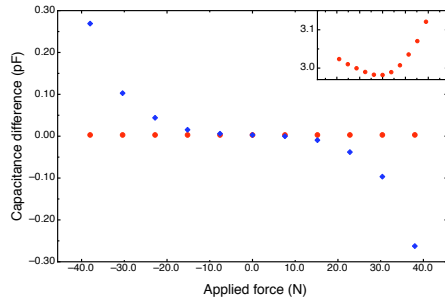


Fig. 6. Capacitance difference as a function of center electrode displacement along the  $x$ -axis. Filled blue diamonds are the difference  $C_{x+} - C_{x-}$  while filled red circles are  $C_{y+} - C_{y-}$ . The inset shows the  $C_{y+} - C_{y-}$  on an expanded scale. The units for the inset are pF.

### III. SENSOR PERFORMANCE

To characterize the sensor performance, it was glued to a polycarbonate plate that was clamped to a table. A thin plastic wire was attached to a platform, upon which masses were placed to apply a shear force along a specific axis. The angular accuracy with which the force was applied was approximately  $5^\circ$ . Forces were applied along the positive and negative  $x$ -axis as well as the positive and negative  $y$ -axis. The repeated data points near  $F=0$  N are measurements taken before and after loading to observe how accurately the central electrode returns to its original position after displacement.

The output of one of the oscillator circuits is shown in Fig. ?? for a load of 0.5 N. The measured frequency is 48.20 kHz, while for a load of 23.8 N, the frequency is 47.98 kHz. Taking the unloaded sensor capacitance to be 0.97 pF (as calculated from the model above), the line capacitance is then 2.21 pF, and the capacitance change due to a 23.8 N load is 0.015 pF. The FEM model predicts a change of 0.17 pF for the given force. This factor of ten is probably due to the spring constant being considerably larger than expected.

The output of the PLL for the unloaded sensor is shown in Fig. ?. The multiplexer cycles through the four oscillators, as indicated. The figure shows that the PLL consistently obtains a lock within 2 ms. The noise in the PLL output is approximately  $\pm 20$  mV, which is reduced by a factor of three by taking 10 samples after the PLL has locked. Note that the locking voltage is different for each oscillator, indicating that the frequency is different for each. This is because the line capacitance (wire length) is different for each oscillator. However, this does not influence the force measurement, since the sensor operates in differential mode.

The force response curve along the  $x$ -axis is relatively linear. The flattening of the curve near the zero position is only evident for forces applied in the negative  $y$  direction. A line of best fit provides a slope of  $-9.8 \pm 0.5$  mV/N and an intercept of  $13 \pm 4$  mV. Note that for small forces the data appears noisy. The noise is partially due to the relaxation of the sensor back to its equilibrium position. The restoring force is not always sufficient to return the sensor to its center position due to the

roughness of the interface between the top and bottom parts of the sensor.

A similar trend is observed for forces applied along the  $y$ -axis. A line of best fit provides a slope of  $5.2 \pm 0.2$  mV/N and an intercept of  $9 \pm 2$  mV. The noise due to the restoring force is less along the  $y$ -axis. This asymmetry may be due to the way that the print was created: one axis is along the direction that the print nozzle travels, while the other is orthogonal.

### IV. CONCLUSION

The sensor system we present here has many desirable properties. The sensor is low profile with a height of just 2 mm, which is thin enough to be placed in a shoe. The design is robust enough to withstand the full weight of a walking person, while still retaining sensitivity to shear forces. The measured shear force sensitivity is 9.8 mV/N along the  $x$  axis and 5.2 mV/N along the  $y$  axis. The difference in sensitivity is, most likely, due to the additive manufacturing process, which results in different Young and bulk moduli along different print axes. The sensor range is at least 23.5 N, corresponding to a pressure of kkk kPa, which is suitable to measure most shear forces (cite to paper on 400 kPa).

Modeling indicates that the sensor's sensitivity can be further improved. Analytical and numerical modeling of the sensor indicates that in the linear range of the response, the sensitivity is expected to be 0.012 pF/N sensitivity, compared to the measured sensitivity of 0.0006 pF/N. This indicates that an improvement on the order of 200 is possible.

The measurement circuit is robust and low noise. However, the measurement sensitivity is reduced by the parasitic capacitance of the coaxial cables between the sensor and the oscillator circuit. By reducing the length of the cabling, or by bootstrapping, further improvements in sensitivity should be obtainable.

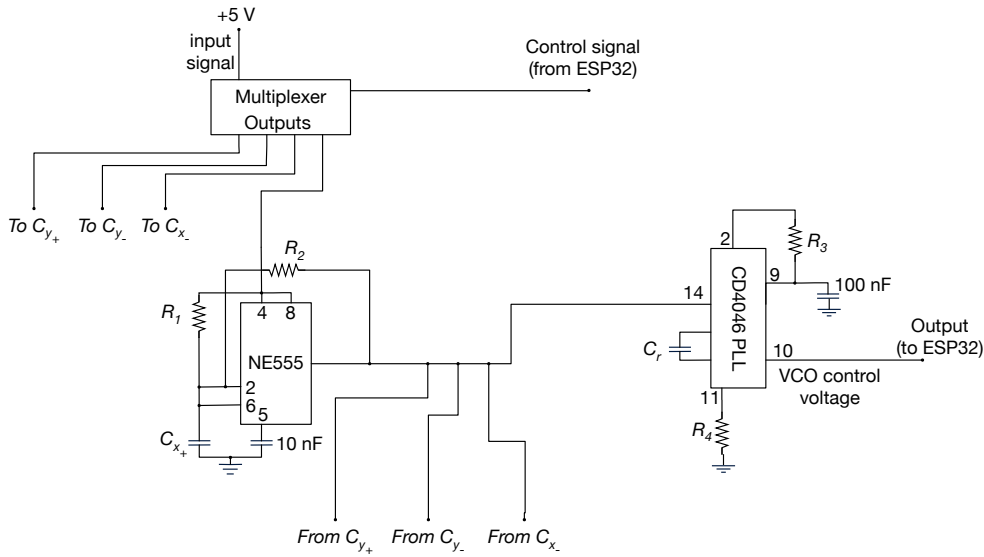


Fig. 7. Circuit diagram of capacitance measurement circuit. Each capacitor is placed in an astable oscillator circuit. The voltage controlled oscillator of a PLL is locked to the oscillator. The control voltage of the PLL is sampled by an analog port of a microcontroller (ESP32). A multiplexer is used to power each oscillator sequentially. Pin numbers have been added where required for clarity.

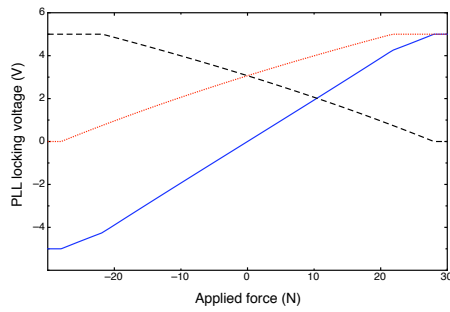


Fig. 8. Calculated VCO control voltage for the PLL for a force along the  $x$  axis. The red dotted curve corresponds to  $x_+$  electrode, the black dashed curve corresponds to the  $x_-$  electrode. The difference is given by the solid blue curve. Note that the oscillator moves out of locking range for the  $x_+$  electrode for forces greater than about 30 N. The filled blue circles correspond to the expected PLL response for the capacitances calculated from the FEM model.

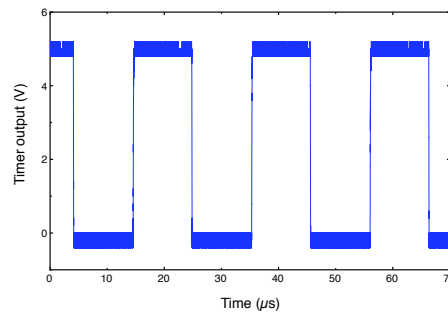


Fig. 9. Oscillator frequency response for the sensor with a 0.5 N load along the  $x$ -axis. The frequency is 48.20 kHz.

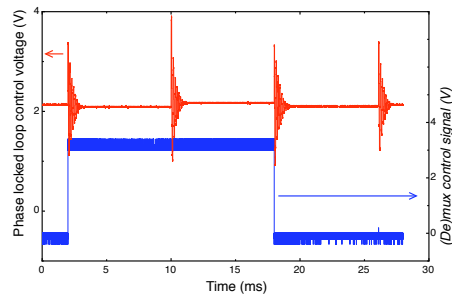


Fig. 10. PLL locking voltages for the unloaded sensor (red). The most significant bit for the (de)mux control signal (blue). The oscillations in the first  $\sim 2$  ms after the mux control signal changes are due to the PLL locking to the new frequency. Note that the four sensor channels have slightly different frequencies.

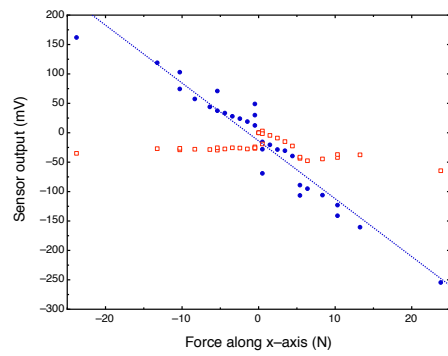


Fig. 11. Sensor response for force applied along the  $x$ -axis. The voltage difference associated with the  $x$ -axis capacitors (blue filled circles) changes linearly with applied force, while the  $y$ -axis capacitors (red open squares) do not show a trend. The noise at  $F_x \approx 0$  N is most likely due to stick and slip of the 3D printed spring system.

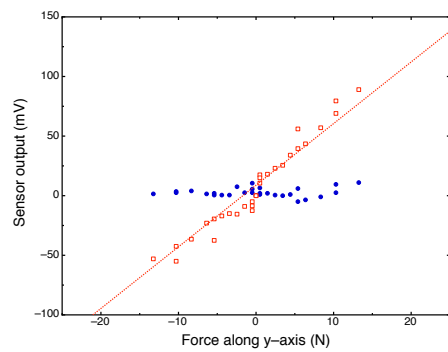


Fig. 12. Sensor response for force applied along the  $y$ -axis. The voltage difference associated with the  $y$ -axis capacitors (red open squares) changes linearly with applied force, while the  $x$ -axis capacitors (blue filled circles) do not show a trend. The noise at  $F_y \approx 0$  N is most likely due to stick and slip of the 3D printed spring system.



## Measuring forces in the shoe sole in 3 dimensions

R. Smeets, R. Sijmens, L. Verhaagen, S. Pluk, T. Saris, S. Jansen, B. Hornesh, H. Vrande van

## Het meten van krachten in de schoen in 3 Dimensies

R. Smeets      L.J. Verhaagen      T.A.A. Saris      B.J.M Hornesch  
R. Sijmens      S.H.A. Pluk      S.R. Jansen      H.A. van de Vrande

In samenwerking met Fontys paramedische hogeschool is een zool ontwikkeld die naast druk ook afschuiving kan meten. Dit is interessant om te weten, omdat dit nieuwe inzichten kan geven over hoe de voet wordt afgewikkeld. Deze extra informatie kan een goede toevoeging zijn aan het onderzoek bij bijvoorbeeld diabetes patiënten, die mogelijk langzaam een pijnlijke blaar krijgen onder de voet.



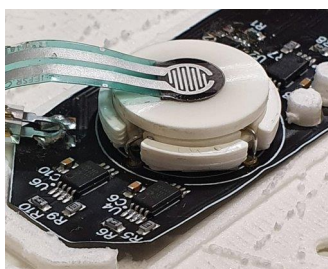
Foot Ulcers



Om de positie te bepalen van de sensoren, is er gekeken naar waar de drukpunten het hoogste zijn op de schoenzool. Door de grote van de sensoren en het verwerkingsproces (flexibele printplaat) is er bewust gekozen voor 6 meetplekken. De sensoren en de printplaat liggen tussen de onder- en bovenkant van de zool. Aan de achterkant van de zool is er een opening waar de data via de hiel naar de enkel gaat. Daar wordt de ruwe meetdata verwerkt door de microcontroller die in een enkelband zit.

De zool is 3D geprint van TPU-95. 3D printen is hiervoor de beste optie, omdat dit een effectieve manier is om zolen per verschillende voetsoort te printen.

De sensor bestaat uit twee keramieken plaatjes die over elkaar heen wrijven. Het keramiek is gekozen om de lage wrijvingscoëfficiënt. In de keramieken behuizing zitten koperen elektroden, dit zijn de cilinder en de maanvormige plaatjes. Deze worden gescheiden door een o-ring, de o-ring zorgt ervoor dat de verplaatsing constant blijft. Als er een schuifkracht komt op het keramieken bovenkant, verandert de afstand tussen de elektroden. Door een mechanisme in de sensor kan dit worden omgezet in een elektrisch signaal. Dit signaal wordt dan verwerkt en aangepast in de printplaat en de microcontroller.



Het signaal dat in de microcontroller komt is een analog signaal met onbruikbare waarden voor de eindgebruiker. Dit analog signaal wordt omgezet in de microcontroller doormiddel van een kalibratie formule naar een digital signaal. Dit digitale signaal kan worden uitgelezen door de computer en worden gebruikt voor de verwerking van de meetdata.

Deze bruikbare meetdata wordt verzonden via Bluetooth naar de uitleessoftware. Deze software wordt zichtbaar voor de eindgebruiker.



## Participation at professional conferences in Canada (IVO), Germany, Portugal an Australia (PAA)

An impression.



### Research in Pedortics

Fontys University of Allied Health Professions  
Eindhoven, The Netherlands



Ing. Fred Holtkamp, M.Sc.  
Associate Professor Health Innovations & Technology  
Orthopedic Engineering  
[f.holtkamp@fontys.nl](mailto:f.holtkamp@fontys.nl)

Dr. Yvonne van Zaaen, M.Sc.  
Associate Professor Health Innovations & Technology  
Strategic Advisor International Research  
[Y.vanzaalen@fontys.nl](mailto:Y.vanzaalen@fontys.nl)



### Shoe-TIMes

**Shoe-TIMes; Shear force Textile intelligent measurement system**

Funding by: SIA\_RAAK RAAK MKB

Research programme by economic affairs for SME companies MKB05.023

A two year research project

Start at May 11<sup>th</sup> 2017

End at December 31 2020

**Shoe-TIMes attract the attention of the Ministry of Education.**



A visit of the ministry of OC&W to the Shoe-TIMes project.



Shoe-TIMes as best practice example in the research agenda of the minister of Education.

## Work package VI. Project Management

This work package was to control the whole project.

In this respect a number of steering committee meeting took place.

Next to this project meetings with the partner were organized to inform each other and line up the short and long term goals.

The project started with our 'kick-off' meeting, group meetings, informative symposium and work conference meetings.

### Meetings

Kick-off 2017



Info symposium 2018







**Working conference 2018**





Published articles in magazines.

## PODOThERAPIE

**Shoe-TIMes Innovatie in de voetzorg**

Tekst: Thijs van Laar



Binnen het medisch vakgebied kunnen we al veel meten met instrumenten. Binnen de podotherapie kennen we bijvoorbeeld de drukmeetplaat waarmee we de druk tussen de voet en de grond kunnen meten. Met de data die daaruit voortkomen kunnen de podotherapeuten de drukpunten opsporen en deze middels een zool of ander hulpmiddel verlichten. Maar er zijn ook veel dingen die we nog niet meten, puur omdat we de daar de technologie en apparatuur nog niet voor hebben.

**Het Project**

Shoe-TIMes, oftewel Shear force Textile Intelligent Measurement System, is een project dat zich bezighoudt met het ontwikkelen van een nieuw meetinstrument. Dit meetinstrument is bedoeld om te meten wat zich in de schoenen afspeelt op het gebied van druk en wrijvingskrachten. Voor dit artikel heb ik gesproken met de heren Fred Holtkamp, werktuigbouwkundige in de medische en orthopedische techniek, associate lector en projectleider Shoe-TIMes, Geert-Jos van de Maazen, Docent- Onderzoeker binnen Fontys Paramedische Hogeschool en fysiotherapeut en Fons Dehing, Docent- Onderzoeker en beleidsmaker vanuit de Fontys Docentengroeping. Deze heren zijn door hun expertise samengekomen en hebben Shoe-TIMes tot stand gebracht.

**Het Doel**

Het doel van Shoe-TIMes is het ontwikkelen van een meetinstrument dat de krachten in de schoen kan meten. Momenteel is er een gebrek aan inzicht en kennis van wat er zich allemaal in de schoen afspeelt tijdens het lopen en/of sporten. Wat er allemaal in de schoen gebeurt moet inzichtelijk worden gemaakt met objectieve data. Het instrument zal worden ontwikkeld in de vorm van een inlegzool die in de schoen gelegd kan worden. In deze zool zitten sensoren die de verschillende krachten zoals druk en wrijving meten. De data zal dan doorgestuurd worden naar een smartphone of computer waarop de meetwaarden worden geprojecteerd. Maar wat kunnen we met deze data? Er wordt vermoed dat de combinatie van druk en schuifkrachten invloed hebben op het ontstaan van wonden en blaren bij mensen die lijden aan diabetes mellitus.

Diabetespatiënten kunnen het gevoel in de voeten verliezen (neuropathie). Hierdoor kan het zijn dat een diabetespatiënt niet doorheeft dat er een wond ontstaat onder de voet. De neuropathie gaat vaak gepaard met een verslechtering van de bloedsomloop, waardoor wonden slechter genezen. Deze niet-genezende wonden kunnen op hun beurt weer leiden tot amputaties. Als de medische professional kan meten op welke plekken meer druk en wrijving plaatsvindt, dan kan hij of zij een passend hulpmiddel of behandeling voorschrijven. De professional kan naar aspecten kijken zoals het schoeisel, de inlays in het schoeisel en het materiaal waarvan het is gemaakt. Op deze manier kunnen wonden en amputaties worden voorkomen.

Ook wordt er met deze technologie, nieuwe inzichten gecreëerd op het gebied van loop-patronen. We kunnen wat krachten betreft bijvoorbeeld nog niet meten hoe iemand over een zandpad loopt, in vergelijking met een verharde ondergrond.

**Professionalisering**

De genoemde voorbeelden hebben vooral te maken met het podotherapeutisch vakgebied. Ook fysiotherapeuten kunnen veel hebben aan de onderzoekresultaten. Met de gemeten waarden zouden fysiotherapeuten meer over de klachten kunnen zeggen en ingrijpen op de directe invloeden op de patiënt in de dagelijkse praktijk. Je laat de patiënt een tijdje lopen met de meetzolen. De resultaten en meetwaarden worden uitgedrukt op een scherm en kunnen worden geïnterpreteerd. Op basis daarvan bedenk je een therapie en laat vervolgens de patiënt weer lopen met de zolen. Zo kan je bekijken of er iets is veranderd.

Op deze manier kunnen ook de zorgverzekeraars zien of een behandeling het gewenste effect heeft. Een zorgverzekeraar wilt weten zien, wat het best kan worden uitgedrukt in objectieve data. Is een bepaalde behandeling effectief in de praktijk? Moeten we de acht tot tien verspreide behandelingen honoreren of kan het ook in vijf behandelingen? Zo ontstaat er meer grip op het behandeltraject.

Met de komst van nieuwe technologieën ontstaat er een omslag in het medische vakgebied. Podotherapie, maar ook fysiotherapie en orthopedie, zijn van origine een empirisch beroep.

Wat hierdoor ook gaat ontstaan is een stukje voorspellende orthopedie. Als men op een bepaald punt onder de voet meer druk en/of wrijving ontstaat, dankzij en ingegrepen worden voordat er een diabetesche wond ontstaat. Voorkomen is beter dan genezen.

**SIA-RAAK**

Het project wordt gesubsidieerd door SIA-RAAK. SIA is het Nationaal Regioorgaan Praktijkgericht Onderzoek. RAAK is de regeling waarmee onderzoeksprojecten worden gefinancierd. Door het verschaffen van subsidie kunnen hogescholen, in samenwerking met ondernemers vanuit de MKB en professionals, werken aan innovatievragen. De vraag om innovatie komt uit het regionale werkveld. De kennis die voortvloeit uit de onderzoeken zijn toepasbaar in de beroepspraktijk. SIA richt zich op samenwerking tussen onderzoekers en de praktijk, het verhogen van de kwaliteit van praktijkgericht onderzoek en samenwerking tussen hogescholen met andere onderzoeksinstituten.

We zien de laatste decennia de functie van hogescholen in Nederland veranderen. Waar eerst alleen de universiteiten onderzoek verrichtten en hogescholen meer gericht waren op kennisoverdracht, nemen nu ook hogescholen deel aan wetenschappelijk onderzoek. De meeste studenten volgen het vak Onderzoeksmethode en krijgen steeds meer te maken met projecten die gericht zijn op onderzoek, verwerven en ontwikkelen van nieuwe kennis. Hiermee wordt in Nederland de onderzoekscapaciteit verhoogd en hebben we steeds meer wetenschappelijke output.

**Voortgang**

Het project is gestart in mei 2017. Sinds die tijd zijn er door verschillende projectgroepen, minordeelnemers (specialisatie keuze in het onderwijs) en afstudeeronderzoekers verricht. Zo zijn er fundamentele onderzoeken verricht naar krachten en meetprincipes die

## PODOThERAPIE

gebruikt kunnen worden voor het eindproduct. Ook zijn er gebruikersonderzoeken gedaan naar hoe de zorgprofessional de verkregen data gevisualiseerd zou willen hebben op het scherm.

Wat betekent het gebruik van de zolen voor de patiënt? Waar moet het aan voldoen? Inmiddels zijn er al ruim 100 studenten van uiteenlopende disciplines betrokken geweest bij Shoe-TIMes. Deze studenten komen vanuit Fontys en daarbuiten. De studenten van o.a. Verpleegkunde, Technische natuurkunde, Industriële Product Ontwerpen, MBR, Fysiotherapie, Podotherapie, Orthopedische technologie en Engineering werken samen en verkrijgen inzicht in elkaars vakgebied.

Het project wordt voor twee jaar gefinancierd door SIA. Aan het einde van deze periode willen de projectleiders een prototype hebben. Het prototype gaat naar de praktijk om het te testen. Die ervaringen uit de praktijk worden geëvalueerd en op basis daarvan worden de nodige aanpassingen verricht aan het apparaat zelf. Als dat gerealiseerd is kan het project zich richten op de validatie van het instrument; Meet het wat het moet meten? Hoe moeten de resultaten worden geïnterpreteerd? Aan de hand hiervan kunnen modellen worden opgezet waarmee de zorgprofessional weet hoe ze de meetresultaten moeten verwerken en interpreteren om vervolgens de juiste, accurate hulp te verlenen.

**Doe Mee!**

Shoe-TIMes is altijd opzoek naar meer studenten en stagiaires om het project te ondersteunen door het doen van deelonderzoeken. Studenten zijn welkom vanuit heel Fontys, maar ook de TU/e, van techniek tot gezondheid. Shoe-TIMes is een mooie kans om inzicht te krijgen in andere disciplines en je bezig te houden met wetenschappelijk onderzoek die het leven van de mens, met al zijn gebreken, weer een stukje makkelijker maakt. Lijkt dit jou nou een mooi project voor je minor, profiering of afstudeeronderzoek? Neem dan contact op met Geert-Jos van de Maazen of Fred Holtkamp:

- g.vandemaazen@fontys.nl
- f.holtkamp@fontys.nl



Bronnen:  
- <https://fontys.nl/Over-Fontys/Paramedische-Hogeschool/Onderzoek/Projecten/Shoe-TIMes.htm>  
- <http://www.regioorgaan-nl.nl/onderzoeksfinanciering/RAAK-mkb>  
- <https://www.fontys.nl/actualiteit/sia-raak-congres-2017-praktijkgericht-onderzoek-verbod-onderwijs-en-ondernemen>

24 **Corpus Magazine** nummer 1 - 2019

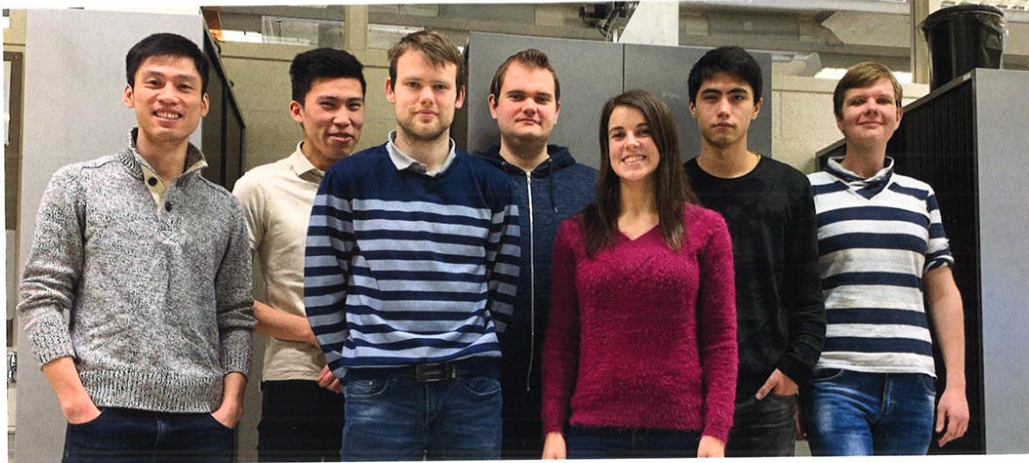
nummer 1 - 2019 **Corpus Magazine** 25

Shoe-TIMes innovatie in de voetzorg, F. Holtkamp, GJ vd Maazen, Corpus, 2019

## ELECTRICAL ENGINEERING

# SHOE-TIMES

## Shear force Textile Intelligent Measurement System



**Around 10 percent of the world's population has diabetes (347 million people). Diabetic patients often suffer from chronic foot problems. Approximately 15% of the patients suffer from a diabetic foot.**

As a result of this, they are forced to lose their mobility. If they do not have their foot/feet treaded in time, there is no other solution than to amputate them in the long term. In the worst case, the patient can even die.

There is a suspicion that pressure and shear forces affect the development of unwanted ulcer on the foot. In this project, research was carried out into the possibilities to visualize the pressure and shear forces.

When these forces can be visualized while the patient is walking, healthcare professionals can recognize a problem as diabetic ulcer in time and thus prevent serious foot problems. This information must ultimately lead to tailor-made shoes that show and prevent wound formation in diabetics and other discomfort during walking.

In this project there is made an ankle band with the possibilities that it can read the sensor, that is implemented in the insole in the patient's shoe, and connected with Bluetooth to a computer display.

A computer program has been developed that receives the data and processes it into a clear visual image where the position of the foot, the pressure and shear forces on the foot are displayed.

The forces can shown live, but they can also be recorded and later be played back by a health care professional. This project makes it possible that the forces can be mapped. By creating a clear picture of what forces and how big these forces are, further research can be done. With this research a diabetic foot can be prevented.

### Student team members

Brenda Krekels, Buh Khuu, Gytis Kazlauskas, Kai Schrama, Marco Deurloo, Tung Lê Xuan, Chris Lee, Fedor Zorin.





## A variety of websites about Shoe-TIMes

<https://www.fontys.nl/nieuws/slimme-zool-kan-diabetische-voet-voorkomen/>

**Slimme zool kan diabetische voet voorkomen**  
Project Shoe-TIMes van start met RAAK-subsidie

Eindhoven, 30 mei 2017

Fontys Paramedische Hogeschool ontving recent een waardevolle RAAK-mkb subsidie van Regieorgaan SIA voor het project Shoe-TIMes; Shear force Textile Intelligent Measurement System. Onder leiding van associate lector Fred Holtkamp en business developer Geert-Jos van der Maazen is het tweejarige project op 10 mei j. met een kick-off meeting gestart. Shoe-TIMes gaat onderzoek doen naar wat fysieke krachten in de schoen voor effect hebben op de voet. Deze krachten, samen met de drukspanningen die al langer gemeten kunnen worden, geven meer informatie aan onderzoekers en paramedische beroepsbeoefenaars over de oorzaken van voetproblemen. De krachten zullen gemeten worden met een intelligent zooltje dat Shoe-TIMes gaat ontwikkelen. Het project richt zich op diabetici, omdat dit veruit de grootste - en meest afgebakende - groep patiënten is.

Binnen Shoe-TIMes wordt vanuit het Team Technologie in de Zorg van Fontys Paramedische Hogeschool (FPH) samengewerkt met Fontys Hogeschool Engineering en diverse externe bedrijven, TU/e, brancheorganisaties en onderzoeksinstituten, nationaal en internationaal, en de Diabetesvereniging Nederland. Om het project van de grond te krijgen is een degelijke stakeholdersstructuur noodzakelijk. Fontys heeft hierin de lead, bij de opleiding geldt het als een cross disciplinair project. Met dit project wordt de inhoudelijk kennisontwikkeling verder uitgebouwd om daarmee de patiënt in de toekomst nog beter te kunnen helpen.

**Persvoorlichters**

- Erwin Hoeks  
e.hoeks@fontys.nl  
08850 89326
- Monique van Laar  
m.vanlaar@fontys.nl  
08850 78747

**Deel deze release**

Slimme zool kan diabetische voet voorkomen

Tweets door @Fontys

<https://www.nwo.nl/onderzoek-en-resultaten/onderzoeksprojecten/i/13/28413.html>

**Van sensorische metingen naar een schoen op maat**

Shoe-TIMes gaat als eerste onderzoek doen naar wat er tijdens het lopen in je schoenen gebeurt met de krachten die optreden. Deze informatie moet leiden tot maatwerkshoenen die wondvorming bij diabetici en ander ongemak bij het lopen voorkomt. Deze uitdaging wordt aangegaan door multidisciplinair samen te werken en kan een belangrijke innovatie voor het werkveld betekenen.

**Totstandkoming Shoe-TIMES**

probleem

**Richting de oplossing**

aanpak

**Waar staat Shoe-TIMES nu?**

voortgang

*Innovatieve ideeën voor de zorg? Interesse in samenwerking? Laat je gegevens achter en we nemen zo snel mogelijk contact met je op.*

Roepnaam \*

Voorletters \*

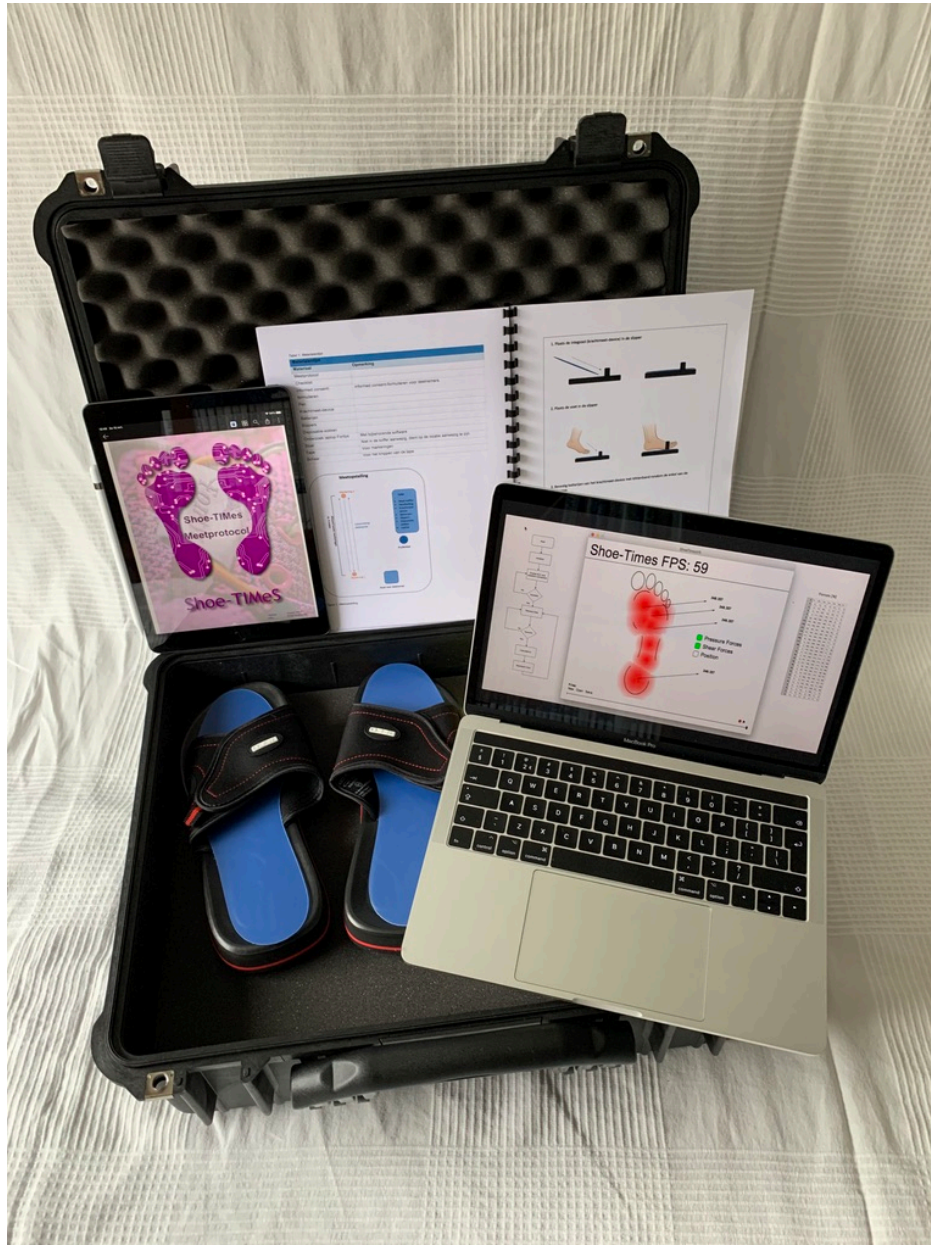


https://www.nwo.nl/onderzoek-en-resultaten/onderzoeksprojecten/i/13/28413.html

The screenshot shows a web browser window displaying the NWO project page for 'Shoe-TIMes: Shear force Textile Intelligent Measurement System'. The browser's address bar shows the URL: [www.nwo.nl/onderzoek-en-resultaten/onderzoeksprojecten/i/13/28413.html](https://www.nwo.nl/onderzoek-en-resultaten/onderzoeksprojecten/i/13/28413.html). The website header includes the NWO logo, navigation links (Home, Actueel, Financiering, Onderzoek & resultaten, Beleid, Over NWO, Isaac), and a search bar. The main content area features the project title, a 'Naar de lijst van onderzoeksprojecten' link, and a 'Samenvatting' section. The summary text discusses the prevalence of diabetes and Rheumatoid Arthritis, the role of podiatrists, and the need for objective quantitative data in footwear design. A sidebar on the right lists project details under 'Kenmerken': Projectnummer RAAK.MKB05.023, Hoofdaanvrager Ing. F.C. Holtkamp, Verbonden aan Fontys Hogeschool, and Looptijd 01/05/2017 tot 31/03/2019. At the bottom, there is a cookie consent banner for Google Analytics.



## The envisioned end product - prototype



The end product: a ‘measuring case” including the measuring device with the measuring sole, the software on a laptop and iPad and a measurement protocol.



## List of participants

<b>Sterering committee</b>		<b>Company / organisation / institute</b>
Jong de	Tjeerd	Fontys FPH
Hueting	Ella	Fontys ENG
Schultheis	Peter	PFI Pirmasens
Span	John	Vadret
Tomico	Oscar	TU/e
Verwaard	Rob	Wittepoel / NVOS-Orthobanda
Weiss	Ronny	ISC Pirmasens

<b>Consortium partners</b>		<b>Company / organisation / institute</b>
Visser	Lisa	Roessingh Revalidatie Techniek
Boesten	Freek	Maastricht Instruments
Coffie	Dayline	Diabetes Vereniging Nederland
Flipse	Michiel	Flipse Voetencentrum
Franke	Bernd	Mander Orthopadietechniek
Kroon	Piet	Yellow Factory
Nachtigall	Troy	TU/e
Spreeuwens	Dick	Yellow Factory
Tomico Plasencia	Oscar	TU/e
Wensveen	Stephan	TU/e
Wessendorf	Herman	Roessingh Revalidatie Techniek



<b>researchers and staff</b>		<b>Company / organisation / institute</b>
Choromanska	Anna	Fontys FPH
Boon	Frank	Metatronics
Bruijnen	Pascal	Fontys FPH
Dehing	Fons	Fontys FPH
Enter van	Nicoline	Footwearists
Groningen van	Wiely	Fontys ENG
Holtkamp	Fred	Fontys FPH
Hoof van	Joost	Fontys FPH
Jansen	Rob	Loopvisie
Jeedella	Jeedella	Fontys ENG
Krikhaar	Hans	Fontys ENG
Langereis	Geert	Fontys FPH
Lee	Chris	Fontys ENG
Lent van	Gijs	Fontys FPH
Maazen van der	Geert - Jos	Fontys FPH
Nieboer	Marianne	Fontys FPH
Schiedon	Ron	Schiedon Orthopedische Techniek
Sonderkamp	Trudi	Fontys FPH
Span	Mark	Vadret
Verhoeven	Elle	Fontys FPH
Verwaard	Rob	Wittepoel
Voort van der	Claire	Fontys FPH
Vossen	Magreet	Fontys FPH
Vrande van de	Hein	Fontys ENG
Wouters	Eveline	Fontys FPH



<b>Students</b>		<b>Company / organisation / institute</b>
An	Sang Jin	Fontys ENG
Verhaagen	Lucas	Fontys ENG
Al Rawahi	Al Munhannad	Fontys ENG
Al Shaqsi	Majd	Fontys ENG
Atauasana	Ichmya	Fontys ENG
Belovs	Artjams	Fontys ENG
Ben Abderrahmane	Rayhana	Fontys ENG
Berg van den	Miel	Fontys ENG
Berg van den	Miel	Fontys ENG
Boulghalgh	Mouhriz	Fontys ENG
Brekelmans	Giel	Fontys ENG
Broek van den	Roel	Fontys ENG
Bueno	Roberto	Fontys ENG
Carty	Jonathan	Fontys ENG
Catalini	Tomasso	Fontys ENG
Claessens	Emma	Fontys ENG
Daal	Ryan	Fontys ENG
Deurloo	Marco	Fontys ENG
Dieu	Hoang	Fontys ENG
Dirkx	Siem	Fontys ENG
Enden va de	Wim	Fontys ENG
Est van	Kalle	Fontys ENG
Feddes	Martijn	Fontys ENG
Furdusi	Sandu	Fontys ENG
Gasmansiaso	Ximena	Fontys ENG
Geffrault	Baptiste	Fontys ENG
Hartmann	Tim	Fontys ENG
Hassain Khan	Efthekher	Fontys ENG
Hennen	Don	Fontys ENG
Heuvel van de	Maarten	Fontys ENG
Hornesh	Bart	Fontys ENG
Jacobs	Luuk	Fontys ENG
Janga	Kevin	Fontys ENG
Kazlauskas	Gytis	Fontys ENG
Keulen van	Witse	Fontys ENG
Khuu	Buh	Fontys ENG
Kisters	Fleur	Fontys ENG
Krekels	Brenda	Fontys ENG
Laarhoven van	Koen	Fontys ENG
Latham	Natasha	Fontys ENG



Lee	Gyuri	Fontys ENG
Leuveren van	Tim	Fontys ENG
Lim	Kristian	Fontys ENG
Locht van de	Inigo	Fontys ENG
Lopez Rivas	Israel	Fontys ENG
Mertodikromo	Jason	Fontys ENG
Mullekom van	Robin	Fontys ENG
Murua	Beñat	Fontys ENG
Nardone	Rocco	Fontys ENG
Necula	Ligia	Fontys ENG
Otero	Mariano	Fontys ENG
Otterdijk van	Sander	Fontys ENG
Palen van der	Stefan	Fontys ENG
Patterson	Lars	Fontys ENG
Pluk	Siebe	Fontys ENG
Pohjalainen	Antti	Fontys ENG
Pol van der	Rens	Fontys ENG
Putten van der	Guus	Fontys ENG
Quali	Omar	Fontys ENG
Rijk de	Arthur	Fontys ENG
Roelofs	Jan	Fontys ENG
Roelofs	Jan	Fontys ENG
Saris	Teun	Fontys ENG
Schellekens	Remco	Fontys ENG
Schellekens	Remco	Fontys ENG
Schrama	Kai	Fontys ENG
Sihasale	Jasper	Fontys ENG
Smits	Stef	Fontys ENG
Snel	Kristian	Fontys ENG
Snel	Kristian	Fontys ENG
Son	Jurre	Fontys ENG
Spall van	Noud	Fontys ENG
Sprik	Jorrit	Fontys ENG
Thakoer	Ajay	Fontys ENG
Therman	Anto	Fontys ENG
Thiel van	Kevin	Fontys ENG
Tovas Suarez	Nuria	Fontys ENG
Tung	Le Xuan	Fontys ENG
Vendittelli	Pierpaolo	Fontys ENG
Vitvar	Milan	Fontys ENG
Vries van de	Jorg	Fontys ENG
Wahaibi	Dsaid	Fontys ENG
Wang	Yi-Ting	Fontys ENG





Weber	Rafael	Fontys ENG
Xuan Le	Tung	Fontys ENG
Yang Zhao	Chen	Fontys ENG
Yeboah	Emmanuel	Fontys ENG
Ysebrands	Justin	Fontys ENG
Zee van der	Dylan	Fontys ENG
Zhou	Qjn	Fontys ENG
Waarsenburg van de	Collin	Fontys IPO
Aarts	Carly	Fontys FPH PODO
Akbari	Mortzea	Fontys FPH PODO
Baremans	Rick	Fontys FPH PODO
Bellafkir	Khalid	Fontys FPH PODO
Boehdoe	Isabella	Fontys FPH PODO
Boomen van den	Hans	Fontys FPH PODO
Cheriann de Roo	Cheriann	Fontys FPH PODO
Etten van	Dirk	Fontys FPH PODO
Gils van	Kim	Fontys FPH PODO
Harmeling	Lisette	Fontys FPH PODO
Jansen	Femke	Fontys FPH PODO
Kilsdonk van	Amber	Fontys FPH PODO
Kindts van	Emma	Fontys FPH PODO
Laar van	Thijs	Fontys FPH PODO
Maas	Jordy	Fontys FPH PODO
Merkx	Joery	Fontys FPH PODO
Nienke Groot	Nienke	Fontys FPH PODO
Ravichandramoorthy	Shagona	Fontys FPH PODO
Richenel Luydens	Richenel	Fontys FPH PODO
Rijt van de	Colinda	Fontys FPH PODO
Schellekens	Jody	Fontys FPH PODO
Sezer	Tonnay	Fontys FPH PODO
Sleeuwen van	Nicole	Fontys FPH PODO
Smit	Thomas	Fontys FPH PODO
Verhoof	Laura	Fontys FPH PODO
Vulders	Tim	Fontys FPH PODO
Weerrag	Sarah	Fontys FPH PODO



Buyukayten	Vahid	Fontys FPH OT
Galen van	Maaike	Fontys FPH OT
Gielis	Anne-Lize	Fontys FPH OT
Kock de	Rowan	Fontys FPH OT
Koning	Bart	Fontys FPH OT
Massen	Kim	Fontys FPH OT
Niks	Niks	Fontys FPH OT
Steeg	Dennis	Fontys FPH OT
Velden van de	Laurens	Fontys FPH OT
Verhage	Jimmy	Fontys FPH OT
Vleuten van de	Maybritt	Fontys FPH OT
Boidin	Sander	Fontys FPH Fysio
Eekhout de	Arthur	Fontys FPH Fysio
Eijnde van de	Kim	Fontys FPH Fysio
Fragomeni	Caroline	Fontys FPH Fysio
Putten van der	Thomas	Fontys FPH Fysio
Veerzuu	Casper	Fontys FPH Fysio
Ven van de	Pleun	Fontys FPH Fysio
Vlerken van	Anne	Fontys FPH Fysio
Wimmer	Sabrina	Fontys FPH Fysio
Wouters	Nikki	Fontys FPH Fysio
Bieling	Mees	Fontys TW
Cifti	Hakan	Fontys TW
Vissers	Coen	Fontys TW
Pura	Dundy	Fontys ICT
Lemmen	Bart	Fontys TNW
Stuijk	Gideon	Fontys TNW
Lishandra Zimmerman	Lishandra	Fontys FHMG
Relou	Miek	Fontys FHMG



Babette Verheij	Babette	Newman College
Eise de Boer	Eise	Newman College
Felize Dielissen	Felize	Newman College
Jens Kokke	Jens	Newman College
Leon Boeren	Leon	Newman College
Lieke Roelen	Lieke	Newman College
Lotte van Boxtel	Lott	Newman College
Michael Clifton	Michael	Newman College
Nick Verdaasdonk	Nick	Newman College
Norah Bloem	Norah	Newman College
Rico Verheijen	Rico	Newman College
Sila Sahin	Sila	Newman College
Stijn Harks	Stijn	Newman College
Tessa Schuijs	Tessa	Newman College
Wert de	Luuk	MUMC

Legenda		
Instituut	afdeling	naam
FHMG		Fontys Hogeschool Mens & Gezondheid
TW		Fontys Hogeschool Toegepaste Wiskunde
TNW		Fontys Hogeschool Toegepaste Natuur Wetenschappen
FPH		Fontys Paramedische Hogeschool
	OT	Orthopedische Technologie
	PODO	Podotherapie
	EGT	Expertisecentrum Gezondheidszorg Technologie
	Fysio	Fysiotherapie
ENG		Fontys Hogeschool Engineering
	EXPO	
	IPD	Integral Product Design
	ASIA	
IPO		Industrieel Product Ontwerpen Fontys Venlo
TU/e		Technische Universiteit Eindhoven
MUMC		Maastricht Universitair Medisch Centrum
NC		Newmancollege

## SIA – Raak Nomination



Impressie van de opnamen SIA-RAAK nominatie, locatie Nederlands Leder en Schoen museum te Waalwijk. Lucas, Verhaagen, Fred Holtkamp, Geert-Jos van der Maazen





The nomination certificate for Shoe-TIMes by Sia-Raak, November 2020



## Resume

Foot problems affect the mobility of people and therefore also the quality of life. Foot problems have various causes, including diabetes mellitus and, for example, rheumatism. Unfortunately, a relatively large number of people with diabetes develop ulcers on their feet. Because these ulcers are difficult to heal, they limit mobility and thus a reduced quality of life.

That is why early recognition and prevention of ulcers is identified in orthopedic practice as an important development point to improve the quality of orthopedic services.

In orthopedic professional practice, there is a need for a measuring system that measures the mechanical load between the sole of the foot and shoe in a client's shoe during daily activities and forwards the data for analysis to the orthopedic technologist. Based on this analysis, the orthopedic technologist can optimize the load (evidence based) in the insole and or shoe design, which improves the quality of the service.

In the Shoe-TIMes project, a program of requirements has been drawn up with relevant stakeholders using the Customer Journey approach for the intended in-shoe measuring instrument and its use for measuring, monitoring, signaling and (re) designing.

Subsequently, two prototypes of a measuring sole for use in the shoe were developed, tested and evaluated.

The first prototype is based on 6 capacitive sensors, which measures the frictional forces under the foot, supplemented with 6 compressive force sensors for the vertical load.

The second prototype consists of 15 Hall sensors, based on a 3-d sensor that measure both the normal force and the frictional forces between the sole of the foot and the shoe.

The measurement system collects the data (wireless), stores it and displays it as vectors in a graphical interface.

The Corona crisis made a clinical test impossible.

The project has shown that it is possible to measure the forces between the sole of the foot and the shoe. A real-time representation of the forces as vectors in a graphical interface on a smartphone has also become possible.

Additional research is still required into the calibration of the sensors on the measuring pads and the measuring conditions.





Based on a schedule of requirements, a working device (measuring sole with 6 sensors) has been made that can measure frictional forces between the sole of the foot and the ground. The measurement system was also developed, whereby data can be collected, transported and displayed on a screen as vectors in an image of the foot. Evaluation showed that:

- The sensor is vulnerable to heavy loads;
- The alignment of the sensors is complex;
- The crosstalk (x, y) too large;
- The possibilities for miniaturization are limited, the device with 6 sensors turned out to be a maximum;
- The sole too thick (6 mm instead of 2-3 mm);
- The measurement system (data collection, storage, display in graphical interface) works well.

Because this prototype had limitations, a second prototype with sensors with a different operating principle was chosen. This device consists of 15 3-d Hall sensors on a sole. Evaluation showed that:

- The repeat accuracy left something to be desired;
- The positioning of the magnets must be different;
- Alignment and crosstalk require attention.

The project shows that it is possible to measure the forces between the sole of the foot and the shoe. Real-time representation of the forces as vectors on a smartphone is also possible. Points of attention are: Alignment, reduction of crosstalk, and thickness of the device.

The question from the orthopedic field was originally simple:

"Create a device that, by analogy with the measurement of vertical compressive forces on the plantar plane, also measures horizontal frictional forces in that same plantar plane"

The premise was that such a device provides insight into the "stress concentrations" in the sole of the foot and possibly also in the foot.

First results are:

There is a relationship between the local compressive force and the local frictional forces.

After all, they are the locally decomposed ground reaction force.

Knowing the forces on the outside of the foot does not automatically provide insight into the stresses occurring inside the foot.

The developed measuring system and the two prototypes of devices make it possible to measure the forces between the sole of the foot and the shoe in both the vertical (pressure forces) and the horizontal direction (frictional forces). In this sense, it has become possible to identify locations on the foot where compressive and frictional forces are concentrated. Especially during gait (large) frictional forces will occur in the posterior-anterior and lateral-medial direction. In practice, this can already be determined empirically on the basis of sliding marks in the shoe, but neither the size nor the direction is known.



This is now possible with the developed instrument. It now becomes possible to determine both direction and magnitude. This knowledge can be included in the design of the orthopedic device / insole.

The instrument may also be of interest in determining the deformation of the foot due to the vertical load. The feet will deform when standing. Think of a bucket that is loaded upside down, the deformations lead to friction forces in the plantar plane. The magnitude of these frictional forces due to deformation may be an indicator of the foot condition.

The results of the device provide insight into the tensions in the sole of the foot, but not necessarily deeper in the foot. In the foot, for example under bony structures, due to deformation of the tissue, large shear stresses can occur that cannot be measured on the outside. Gaining insight in this requires further research.

## Conclusion

The original question is in principle answered with the developed system and measuring devices.

## Recommendations

The sensors and the device in particular require additional engineering attention to achieve the desired accuracy.

Clinical tests should be performed as soon as the current COVID-19 situation is under control.