

The Glasgow-Maastricht foot model

Citation for published version (APA):

Oosterwaal, M. (2016). *The Glasgow-Maastricht foot model: development, repeatability and sources of error of a 26 segment multi-body foot model*. Maastricht University.
<https://doi.org/10.26481/dis.20161123mo>

Document status and date:

Published: 01/01/2016

DOI:

[10.26481/dis.20161123mo](https://doi.org/10.26481/dis.20161123mo)

Document Version:

Publisher's PDF, also known as Version of record

Please check the document version of this publication:

- A submitted manuscript is the version of the article upon submission and before peer-review. There can be important differences between the submitted version and the official published version of record. People interested in the research are advised to contact the author for the final version of the publication, or visit the DOI to the publisher's website.
- The final author version and the galley proof are versions of the publication after peer review.
- The final published version features the final layout of the paper including the volume, issue and page numbers.

[Link to publication](#)

General rights

Copyright and moral rights for the publications made accessible in the public portal are retained by the authors and/or other copyright owners and it is a condition of accessing publications that users recognise and abide by the legal requirements associated with these rights.

- Users may download and print one copy of any publication from the public portal for the purpose of private study or research.
- You may not further distribute the material or use it for any profit-making activity or commercial gain
- You may freely distribute the URL identifying the publication in the public portal.

If the publication is distributed under the terms of Article 25fa of the Dutch Copyright Act, indicated by the "Taverne" license above, please follow below link for the End User Agreement:

www.umlib.nl/taverne-license

Take down policy

If you believe that this document breaches copyright please contact us at:

repository@maastrichtuniversity.nl

providing details and we will investigate your claim.

SUMMARY



Summary

A quarter of the middle and old aged population suffers of foot and ankle pain on a daily basis. A conservative treatment to reduce foot and ankle pain is the use of foot orthoses (FO's). Finding the correct material and shape of FO's for a specific patient is not trivial. Lack of understanding the biomechanics behind FO's is impeding the standardisation in the prescription and design of FO's.

Computational models can be used to improve the knowledge of orthotic therapy. In previous decade models have been used to study the effect of FO's on altered gait with kinematic models. Finite element models have for example been used to predict the plantar pressure relieving effect of an FO on the foot in a static or 2D situation.

Preliminary steps using a forward dynamic model of the foot and ankle have shown that in principle it is possible to calculate an FO for a specific objective (e.g. pressure relief). However, this proof of concept approach did not simulate normal gait and focussed on an average healthy foot. Clinical use of this model is therefore not possible yet. Before the model could be effectively used to benefit daily clinical practice the model should be able to simulate the dynamics of gait. In addition, a patient specific configuration is required to account for subject specific differences in foot form and mobility. This can both be solved by using the predicted muscle forces from a subject specific, scalable, inverse dynamic model as an input in the forward dynamic model. The inverse dynamic model on its turn requires kinematics as an input. This can be measured with multi-segment kinematic foot models.

To date over 15 multi-segment foot models have been developed. The difference between these models is the location of the markers on the foot and in what way the foot is divided in the different segments. An important source of error of kinematic foot models is the effect of the assumptions made to calculate joint kinematics from the motion of markers on the skin, i.e. soft tissue artefacts (STA) and the rigid body assumption. STA are the artefacts arising from the relative movement of the skin with respect to the bones. The rigid body assumption is the assumption that two separate bones can be modelled as one single rigid segment. In addition to the aforementioned model errors, other imperfections can occur when performing repeated measurements.

This thesis describes the development of the Glasgow-Maastricht foot model (GM-model), a kinematic foot model that decreases the number of degrees of freedom using kinematic rhythms instead of using the rigid body assumption. This novel kinematic foot model simulates the motion of all 26 segments on a highly detailed level. This thesis starts with the description of the measurements (**Chapter 2**) required as an input to develop the model (**Chapter 3**). Validation of the model has been performed by comparison the output with existing literature (**Chapter 3**), testing the intra subject repeatability (**Chapter 4**) and

the measuring the effect of STA (**Chapter 5**). This thesis ends with a general discussion of the GM-model (**Chapter 6**) on its strengths, weaknesses and future application.

Chapter 2 of this thesis describes the measurements performed to generate input for the development of the GM-model. To develop the model a subject specific dataset needed to be generated. The dataset was collected in two centres (Glasgow and Maastricht); participants were 10 healthy subjects and 15 patients requiring orthotic devices. Three groups of patients with ankle and foot problems were included: seven metatarsalgia, seven flexible flat foot and a stroke patient.

The protocol existed of four sections. 1) A clinical foot function assessment by a clinician, followed by two questionnaires to measure foot-related impairments. 2) A 3D surface scan to digitally measure foot shape in different loading positions. 3) Extended gait analysis was undertaken, including kinematics, kinetic, EMG and plantar pressure measurements. This analysis was for barefoot and shod trials. 4) The foot and ankle complex was imaged by CT and a subgroup was imaged by MRI. Four CT scans were undertaken in various loading positions, while the plantar pressure was measured by an instrumented insole.

Image data was segmented to derive the size of bones and orientation of the joint axis. Insertion and origins of muscles and ligaments were determined for extra input on biomechanical properties of the model. The measurements of **Chapter 2** led to a unique dataset, which was used in **Chapter 3** to develop the GM-model.

Chapter 3 is a description of the GM-model and an evaluation of the model by comparing the results of the GM-model with existing literature. Segmented CT data from one healthy subject was used to create a template GM-model. Following this, the template was scaled to produce subject-specific models for five additional healthy participants using a surface scan of the foot and ankle. Forty-three skin mounted markers, mainly positioned around the foot and ankle, were used to capture the stance phase of the right foot of the six healthy participants during walking. The GM-model was then applied to calculate the intrinsic foot kinematics.

Distinct motion patterns were found for all joints. The variability in outcome depended on the location of the joint, with reasonable results for sagittal plane motions and poor results for transverse plane motions.

The results of the GM-model were comparable with existing literature, including bone pin studies, with respect to the range of motion, motion pattern and timing of the motion in the studied joints. This novel model is the most complete kinematic foot model to date.

Summary

Before using the model in a clinical setting, further validation is necessary, which is partly performed in **Chapter 4** and **Chapter 5**.

The intra subject repeatability of the model was measured in **Chapter 4**. Gait analysis of the right foot of eight healthy participants was performed during two sessions with approximately four days (4.4 ± 2.6 days) in between. Kinematics were calculated using the GM-model. Subsequently, the range of motion of each degree of freedom was calculated. By comparing the two sessions the overall intraclass coefficient (3,k) (ICC) of the model was calculated. Mean ICC and standard errors for the maximum and minimum joint angle and the range of motion for all degrees of freedom were calculated.

The ICC of the GM-model is 0.67 (95% CI -0.51 to 0.95). ICC of the range of motion showed good to excellent agreement for most (57%) of the degrees of freedom. Three degrees of freedom showed an unacceptable standard error of the measurement (SEM) for range of motion ($>5^\circ$). The minimum angle showed unacceptable SEM for four degrees of freedom and for the maximum angle this was the case for eight degrees of freedom.

It was shown that the test-retest repeatability of the GM-model was moderate to good.

Chapter 5 investigated the effect of STA and described the relative motion caused by soft tissue motion of skin mounted markers of the GM-model, since increased complexity leads to greater risk of introducing STA errors. This chapter used a method to quantify the effect of soft tissue motion on marker positions based on imaging data, in order to gain better insight in the potential kinematic errors of the Glasgow-Maastricht foot model. In particular, a method is used to quantify soft tissue motion that is non-surgical, three dimensional and independent of the rigid body assumption. The approach was based on computed tomography measurements of the foot and ankle in a variety of poses and loading states and calculated the motion of a skin mounted radio opaque marker, with respect to its related bone.

The effect of soft tissue motion on marker positions of the GM- model ranged from 1.9 – 6.7 mm. Meaning that markers can move up to 6.7 mm with respect to the bone. Although a high accuracy of calculation was achieved, no specific cause for relative marker motion could be significantly defined. Application of the method on the hindfoot and midfoot showed a low correlation between the size of the bones, the soft tissue thickness and the marker motion.

This chapter quantified the effect of soft tissue motion on marker positions of the GM-model, using a novel method based on four static CT-scans in varying loading positions.

The last chapter of this thesis, **Chapter 6**, discussed the novel kinematic foot model, by describing its strengths, weaknesses, recommendations for future research and possible clinical applications

The GM-model is the first kinematic model that simulates motion between all 26 bones in the foot. By 3D surface scanning, the GM-model is scalable in all directions. Furthermore the GM-model is partly validated, by comparable output as existing literature, overall moderate to good test-retest repeatability and motion of the markers of 1.9 mm – 6.7 mm caused by skin motion of the model.

Future development of the GM-model should focus on further validation. Firstly the effect of STA on kinematics of the GM-model should be studied in a dynamic situation. Furthermore intra and inter observer variability should be further studied. Intra observer repeatability was studied in **Chapter 4**, however a large confidence interval was found. Inter observer and intra centre variability has not been studied yet. In addition, the sensitivity of the GM-model to small changes in e.g. marker positions has not been studied. First step in further development of the GM-model is the modelling of the swing phase; currently the GM-model only models the stance phase.

The GM-model can be used as a tool in the field foot kinematics. Modelling of 26 segments of the foot creates a unique opportunity to define the optimal segmentation of the foot in an in vivo situation. Furthermore, the GM-model has already been implemented in the AnyBody Modelling System as input for the inverse dynamic modelling. Future clinical application of the GM-model in combination with this inverse dynamic model can be in the prescription of foot orthoses, as has been suggested previously. Direct clinical application of the model might be the measurement of the effect of fixation of a foot joint on other foot joints.

In conclusion, this thesis described the development of the GM-model, a 26 segments kinematic foot model. This model has been partially validated by comparison with literature, test-retest repeatability and calculating the effect of soft tissue artefacts. The GM-model can be used by itself as a research tool to gather further insight in foot and ankle biomechanics and to investigate the effect on kinematics of clinical interventions. Furthermore the model can be used as an input in the chain of models to predict the effect of FO's. This latter step needs further development of this chain of models.

SAMENVATTING



Samenvatting

Een kwart van de mensen ouder dan 40 jaar heeft dagelijks last van pijn aan de voet of enkel. Een mogelijke conservatieve behandelmethodede voor het verlagen van de pijn is het gebruik van steunzolen. Het kiezen van het juiste materiaal en het ontwerpen van de juiste vorm van de steunzool voor een patiënt is echter lastig. De complexiteit van de biomechanica achter het effect van de steunzool verhindert standaardisering in het voorschrijven en ontwerp van steunzolen.

Computermodellen kunnen gebruikt worden om meer te begrijpen van steunzooltherapie. Afgelopen decennia zijn er kinematische modellen gebruikt om het effect van steunzolen op de veranderde gang van patiënten te bestuderen. Ook zijn eindige elementen gebruikt om bijvoorbeeld de hoeveelheid plantaire drukverlaging door steunzoolgebruik te voorspellen. Dit is echter alleen mogelijk gebleken in 2D of statische modellen.

Eerste stappen naar het gebruik van een ander type model van de voet en enkel, een voorwaarts dynamisch model, hebben laten zien dat het in principe mogelijk is om automatisch een steunzool te berekenen met een specifiek doel (bijvoorbeeld plantaire drukverlaging). Deze methode simuleerde echter geen normale stap en maakte gebruik van een model van een gemiddelde gezonde voet. Klinisch gebruik van dit model is daardoor nog niet mogelijk. Hiervoor moet het model eerst een normale stap kunnen simuleren voor een specifieke patiënt, waarbij het rekening houdt met de specifieke eigenschappen van de voet van deze patiënt. Deze beide problemen kunnen worden opgelost door gebruik te maken van de berekeningen van een ander type model, een patiënt specifiek invers dynamisch model van de voet en enkel. Dit invers dynamisch model berekent de spierkracht die nodig is om de voet te laten bewegen. Deze beweging is de input van het model. Deze beweging of kinematica kan gemeten worden met behulp van een multi-segmenten kinematisch voetmodel.

Tot op heden zijn er 15 verschillende kinematische voetmodellen ontwikkeld. Zij verschillen in locatie van de markers op de voet en in de manier hoe zij de voet opdelen in meerdere segmenten. Een belangrijke bron van fouten van deze modellen ontstaat door de aannames die gedaan worden om de beweging van markers op de huid te vertalen naar gewrichtsuitlagen. Deze fouten kunnen worden gesplitst in de fouten die ontstaan door de beweging van de huid ten opzichte van de botten (STA) en de aanname dat sommige botten in de voet en enkel niet bewegen ten opzichte van elkaar en daarom als één segment kunnen worden gemodelleerd. Andere fouten in de metingen kunnen ontstaan doordat de meting gevoelig is voor kleine verschillen tussen herhalingen van de meting.

Dit proefschrift beschrijft de ontwikkeling van het Glasgow-Maastricht voet model (GM-model), dit is een kinematisch voetmodel dat gebruik maakt van kinematische ritmes om de beweging van meerdere botten samen te voegen, in plaats van de aanname dat de

botten één segment zijn. Dit nieuwe model simuleert daardoor beweging in alle 26 botten van de voet. Dit proefschrift begint met een beschrijving van de metingen (**hoofdstuk 2**) die nodig waren om het GM-model te ontwikkelen (**hoofdstuk 3**). Het model is gevalideerd door de uitkomsten van het model te valideren met de literatuur (**hoofdstuk 3**), het testen van de intra proefpersoon herhaalbaarheid (**hoofdstuk 4**) en het meten van het effect van huidverschuiving (**hoofdstuk 5**). Het proefschrift wordt afgesloten met een algemene discussie (**hoofdstuk 6**) over de sterktes, zwaktes en mogelijke toepassingen van het GM-model.

Hoofdstuk 2 van dit proefschrift beschrijft de metingen die zijn uitgevoerd om het GM-model te ontwikkelen. Hiervoor was een patiënt specifieke dataset nodig. Deze dataset is verzameld in twee centra (Glasgow en Maastricht). Deelnemers waren 10 gezonde personen en 15 patiënten die steunzolen of een enkel voet orthese nodig hadden. De patiënten bestonden uit drie groepen: zeven patiënten met metatarsalgie, zeven met een flexibele platvoet en één CVA patiënt.

Het gebruikte meetprotocol bestond uit vier gedeelten. 1) Een klinische voet functie anamnese door een arts, gevolgd door twee vragenlijsten over pijn aan de voet. 2) Een 3D oppervlakte scan waarmee de vorm van de voet werd gemeten onder verschillende belastingen. 3) Een uitgebreide gangbeeldanalyse die bestond uit het meten van kinematica, kinetica, EMG en plantaire druk metingen. Deze analyse werd zowel blootvoets als geschoeid uitgevoerd. 4) Vier CT scans van de voet en enkel onder verschillende belastingen, terwijl de plantaire druk werd gemeten met behulp van een meetzool. Van een gedeelte van de proefpersonen is een MRI van de voet en enkel gemaakt.

De data van CT en MRI werd gesegmenteerd om het formaat van de botten en de positie van de gewrichten te bepalen. Start en einde van spieren en ligamenten werd bepaald om meer informatie te krijgen over de biomechanische eigenschappen van de gemeten voet. De metingen uit **hoofdstuk 2** hebben een unieke dataset opgeleverd, welke gebruikt is in **hoofdstuk 3** om het GM-model te ontwikkelen.

Hoofdstuk 3 beschrijft het GM-model en evalueert het model door de resultaten van het model te vergelijken met bestaande literatuur. Gesegmenteerde CT-data van één gezonde proefpersoon is gebruikt als basis voor het GM-model. Dit basismodel werd geschaald met behulp van de 3D oppervlakte scan om patiënt specifieke modellen te maken voor vijf andere gezonde personen. Met 43 huidmarkers, voornamelijk gepositioneerd op de voet en enkel, werd de standsfase van de rechervoet van zes gezonde proefpersonen gemeten

Samenvatting

tijdens het lopen. Het GM-model werd vervolgens gebruikt om de kinematica van de voet van de proefpersonen te berekenen.

De bewegingsuitslagen van de gewrichten tussen de 26 botten in de voet werden gemeten. De variabiliteit in de resultaten was afhankelijk van de oriëntatie van de gemeten bewegingsuitslag. In het sagitale vlak waren de resultaten beter dan in het transversale vlak.

De resultaten van het GM-model waren vergelijkbaar op de grootte van de bewegingsuitslag en het bewegingspatroon met bestaande literatuur, waaronder studies met botpinnen en experimenten op kadavervoeten. Dit nieuwe model is op dit moment het compleetste kinematische voetmodel. Voordat dit model gebruikt kan worden in de kliniek is echter verdere validatie nodig, Hiermee is een start gemaakt in **hoofdstuk 4** en **hoofdstuk 5**.

De intra proefpersoon herhaalbaarheid van het model is gemeten in **hoofdstuk 4**. Gangbeeld analyse van de rechervoet van acht gezonde proefpersonen werd gemeten gedurende twee sessies waartussen vier dagen (4.4 ± 2.6 dagen) zat. Kinematica werd berekend met het GM-model. Vervolgens werd de bewegingsuitslag berekend voor elke vrijheidsgraad van het model. De resultaten van de twee sessies werden vergeleken en gebruikt om de intra klasse coëfficiënt (3,k) (ICC) van het model te berekenen. Gemiddelde ICC en standaardmeetfout (SEM) voor de maximale en minimale hoeken en de totale bewegingsuitslag voor elke vrijheidsgraad werden berekend.

De ICC van het GM-model was 0.67 (95% BI -0.51 tot 0.95). ICC van de bewegingsuitslag liet goede tot excellente herhaalbaarheid voor 57% van de gewrichten zien. Drie gewrichten hadden een onacceptabele SEM van meer dan vijf graden. De minimale hoeken hadden een onacceptabele SEM voor vier vrijheidsgraden en voor de maximale hoeken was dit het geval voor acht vrijheidsgraden.

Met deze experimenten werd aangetoond dat de test-hertestbetrouwbaarheid van het GM-model gemiddeld tot goed was.

Hoofdstuk 5 onderzocht het effect van STA en beschrijft de relatieve beweging tussen bot en markers van het GM-model. Dit is onderzocht, omdat de complexiteit van het GM-model gepaard gaat met een groter risico op de introductie van meetfouten door STA.

In het hoofdstuk is gebruikgemaakt van een methode om de beweging tussen bot en marker door het zachte weefsel tussen het bot en de marker te kwantificeren met behulp van CT-data. Door deze nieuwe methode was het mogelijk om STA te meten zonder chirurgische ingreep op een drie dimensionale manier en zonder aannames over het

clusteren van meerdere botten in één segment. Door meerdere CT metingen van de voet en enkel uit te voeren was het mogelijk om de beweging van de markers te meten.

De beweging ten gevolge van het zachte weefsel van het GM-model varieerde van 1.9-6.7 mm. Ondanks het feit dat er een hoge nauwkeurigheid bereikt is in de metingen, was het niet mogelijk een specifieke oorzaak te vinden voor de grootte van de beweging van de markers. De grootte van de beweging was niet afhankelijk van het formaat van de botten of de dikte van het zachte weefsel.

Het hoofdstuk heeft het effect van beweging van de markers van het GM-model gekwantificeerd met behulp van een nieuwe methode.

Het laatste hoofdstuk van dit proefschrift, **hoofdstuk 6**, bediscussieert het nieuwe kinematische model aan de hand van de sterktes, zwaktes, aanbevelingen voor de toekomst en mogelijke klinische applicaties.

Het GM-model is het eerste kinematische model dat de beweging van alle 26 botten in de voet simuleert. Door middel van een 3D oppervlakte scan is het GM-model schaalbaar in alle richtingen. Het GM-model is gedeeltelijk gevarieerd, doordat de resultaten vergelijkbaar zijn met bestaande literatuur, gemiddelde tot goede test-hertest herhaalbaarheid en beweging van de markers van 1.9mm-6.7 mm ten opzichte van de botten.

Om het model in de kliniek te gebruiken is verdere validatie noodzakelijk. Ten eerste is het noodzakelijk om het effect van de beweging van de markers door STA op de kinematica in een dynamische situatie te onderzoeken. Verdere intra en inter onderzoeker variabiliteit moet worden onderzocht. De intra onderzoeker herhaalbaarheid uit **hoofdstuk 4** liet een groot betrouwbaarheidsinterval zien. Verder onderzoek is daarom nodig. De variabiliteit tussen onderzoekers en tussen onderzoekscentra is nog niet onderzocht. Ook is de gevoeligheid van het GM-model voor kleine veranderingen in bijvoorbeeld het positioneren van de markers nog niet onderzocht. Een eerste stap in de uitbreiding van het GM-model is modelleren van de zwaafase. Op dit moment modelleert het GM-model namelijk alleen de standsfase.

Na verdere validatie kan het GM-model gebruikt worden in het onderzoeksveld van de voet kinematica. Het modelleren van de beweging van de 26 botten van de voet creëert de mogelijkheid om deze botten op een optimale manier samen te voegen in andere modellen. Een andere toepassing van het model heeft al plaatsgevonden: het GM-model is geïmplementeerd in het AnyBody Modelling System. In dit systeem is GM-model samen met een invers dynamisch model gecombineerd tot een spier skelet model van de voet en enkel. In de kliniek heeft het model toegevoegde waarde, omdat het bijvoorbeeld kan

Samenvatting

meten wat het effect is van het fixeren van een gewricht in de voet op andere gewrichten in de voet.

Concluderend: Dit proefschrift beschrijft de ontwikkeling van het GM-model, een 26 segmenten kinematisch voetmodel. Dit model is gedeeltelijk gevalideerd door het vergelijken met bestaande literatuur door te kijken naar test-hertest betrouwbaarheid en door de beweging van markers door onderliggend zacht weefsel in kaart te brengen. Het GM-model kan zelf gebruikt worden in het onderzoek om meer inzicht te krijgen in de voet en enkel biomechanica en tevens om veranderingen van kinematica na klinische ingrepen te onderzoeken. Tenslotte kan het model gebruikt worden als eerste stap in de keten van modellen om het effect van steunzolen te berekenen. Om deze keten sluitend te maken is echter verder onderzoek noodzakelijk.