

Summary

Human movement is essential for many daily-life activities, and has an important impact on functioning. Objective assessment of motor disorders and movement performance by means of physical examination and gait analysis is becoming increasingly relevant in the clinical practice of rehabilitation medicine, since clinical decision-making is based on the outcomes of these diagnostic tests and measurements. However, there is still a lack of focus on accurate, objective and quantitative measurement during physical examination. Furthermore, instrumented gait analysis is often limited by its complexity and the lack of equipment and gait laboratories.

The aim of this thesis is to evaluate the feasibility and quality of new ambulatory movement analysis systems, motivated by application in clinical motor function assessment. These systems have been developed to overcome the restrictions and limitations of laboratory-based movement analysis systems. Given their ability to measure motion in diverse settings, these systems may play an important role in objectifying and quantifying clinical motor function assessment. In this thesis, various different applications of ambulatory movement analysis systems are addressed in two different patients groups. First, the application of an Inertial and Magnetic Measurement System (IMMS) is evaluated in spasticity tests for children with cerebral palsy (CP) (Chapters 2 and 3). Secondly, the IMMS is applied in gait analysis of children with CP (Chapter 4). Thirdly, an instrumented force shoe (IFS) is used to measure the external knee adduction moment (KAdM) in adults with osteoarthritis (OA) of the knee (Chapters 5-7). Finally, the effects of gait modifications that have been suggested to reduce the KAdM are studied in a group of healthy young volunteers (Chapter 8).

In **Chapter 2**, IMMS are applied to measure objectively the angle of catch (AOC) in spasticity tests (SPAT) of the medial hamstrings, soleus and medial gastrocnemius muscles in 20 children with CP. IMMS sensor units contain 3D accelerometers, gyroscopes and magnetometers. The SPAT comprises a slow passive muscle stretch to define the range of motion, and subsequently a fast passive stretch to detect a catch (abrupt stop or sudden increased resistance in the movement), indicating a spastic muscle. The IMMS is found to be technically accurate (i.e. for the measurement of 3D orientation) within one degree, compared to an optoelectronic motion capture system. A sensor-to-segment calibration procedure is described, that is used to determine anatomical joint angles when applying IMMS, based on a functional axis and a reference posture. The conclusion of the chapter is that goniometry, which is currently used to measure the AOC, is a reasonably accurate

method for the measurement of a joint angle in a static situation. However, application of IMMS could improve the objectivity, accuracy and standardization of AOC measurement during spasticity assessments, since the currently used method suffers from the subjective experience of the examiners, joint repositioning, and erroneous readout of the goniometry.

The aim of the study described in **Chapter 3** is to evaluate whether, in the assessment of spasticity in children with CP, the catch observed by the examiner during the fast passive muscle stretch is caused by a sudden velocity-dependent increase in muscle activity. The IMMS is used to measure the joint angular velocity of the slow and fast passive stretch tests of the SPAT. Electromyography (EMG) is used to quantify muscle activity. It is found that in most fast stretch tests in children with CP, the catch is preceded by a burst in muscle activity, which is not present in the slow stretch tests, indicating that muscle activity is primarily responsible for the catch. Consequently, the conclusion is that the AOC can be used to quantify spasticity, when spasticity is defined as “*velocity-dependent hyper excitability of the stretch reflex*” (Lance, 1980). Furthermore, in clinical practice, the combination of IMMS with EMG may add to the reliability and meaningfulness of clinical spasticity tests, and may provide insight into the expression of spasticity at joint level. In the clinical assessment of spasticity, it is recommended to use the appropriate scales that really measure spasticity (such as Tardieu-based scales). Examiners should be aware of the influence of stretch velocity, and should further standardize the performance of spasticity tests.

Chapter 4 describes the application of IMMS, based on a protocol called Outwalk, in 6 children with CP and one typically developing child. Joint kinematics of the lower extremities are measured with the IMMS and the Outwalk protocol, and compared to concurrent measurements with a conventional laboratory-based system and protocol. The quality of joint angle measurement by means of the IMMS mainly depends on the anatomical calibration (i.e. sensor-to-segment), that can be achieved by the use of functional movements, reference postures and alignment of sensors with anatomical structures. Differences between Outwalk/IMMS and the laboratory-based system and protocol with regard to joint kinematics are mainly present in offsets in the knee frontal and transverse plane angles, and in the hip flexion, due to anatomical calibration. It is concluded that the IMMS is suitable for clinical gait analysis, since it is a good alternative for optoelectronic systems. Moreover, IMMS can be used for measurements outside a gait

laboratory, which enables measurement of a large number of consecutive gait cycles in a spontaneous, natural way. However, the anatomical calibration of the IMMS should be further optimized, in order to improve the accuracy of joint kinematic measurements, mainly in the transverse plane. This may include adjustment of the hip biomechanical model, anatomical calibration in a different posture (e.g. supine) to allow flexion in the joints, paying careful attention to the performance of the knee flexion/extension anatomical calibration, or the introduction of an IMMS calibration method based on bony landmarks. Additionally, since transverse plane angles might be subject to inaccuracies, due to anatomical calibration in both the IMMS and optoelectronic systems, careful interpretation of these angles is recommended.

Chapters 5-7 describes the application of the IFS for the measurement of the KAdM in 20 adults with OA of the knee. The IFS is an orthopaedic sandal that is equipped with two 6-degrees-of-freedom force/moment sensors under the heel and forefoot. The influence of wearing an IFS on the gait pattern of these patients is studied in **Chapter 5**. If wearing an IFS altered the gait significantly, it could not be considered as an alternative to the conventional force plate measurement. However, the changes in gait characteristics with IFS (compared to gait with normal shoes) are small, compared to normal variation and clinically relevant differences. Moreover, no effect is found on the KAdM, which is an important parameter for OA.

When applying an ambulatory movement analysis system, consisting of IFS and IMMS, for measurement of the KAdM, information on joint positions is lacking. However, the position of the knee joint with respect to the centre of pressure is required to calculate the KAdM. This position can be obtained by applying a linked-segment model based on segment orientations only. In **Chapter 6**, the KAdM of patients with knee OA is estimated with an IFS, in combination with a linked-segment model in which segment orientation is obtained from an optoelectronic motion capture system to simulate IMMS. It is found that the IFS is accurate in measuring the ground reaction force and centre of pressure. Furthermore, the combination with a linked-segment model for joint position estimation shows promising results towards the measurement of the KAdM with an ambulatory movement analysis system. The accuracy, compared with a laboratory-based reference system, is mainly limited by the linked-segment model.

In contrast to Chapter 6, in which segment orientations from an optoelectronic motion capture system are used as a substitute for IMMS, the study described in **Chapter 7** applies segment orientations from the actual IMMS (from gyroscope and accelerometers, but not from magnetometers) in the linked-segment model. In this way, the accuracy of the entire ambulatory movement analysis system is evaluated for estimation of the KAdM in the gait of patients with knee OA. This resulted in differences in the KAdM up to 23%, mainly in early stance and late stance (compared with the laboratory-based reference system), which is in the same order of magnitude as the differences between OA patients and healthy controls. This indicates that the ambulatory system is yet not accurate enough to discriminate between healthy subjects and patients. The accuracy of the KAdM should therefore be improved by using a more advanced calibrated linked-segment model to estimate joint positions from IMMS orientations.

Finally, **Chapter 8** describes how gait manipulations, such as walking speed, foot position and trunk sway, affect the KAdM during gait in a group of 14 healthy subjects. It has been suggested that such gait manipulations may decrease the rate of progression of knee OA by minimizing the load on the affected compartment of the knee. The KAdM is measured with a force plate and optoelectronic motion capture system. Toe-in and trunk sway substantially reduce the KAdM in early stance, whereas toe-out significantly reduces the KAdM in late stance. A faster walking velocity increases the KAdM in both early and late stance, whereas a slower walking velocity does not decrease the KAdM. All gait modifications also result in changes in sagittal and transverse knee moments and kinematics. This indicates that, when estimating knee-load, taking only the frontal plane kinetics into consideration may result in erroneous simplifications. The use of gait alterations in the retraining of patients with knee OA (either medial or lateral) remains questionable. For measurements of the KAdM in clinical practice, it is important to control walking speed and to be aware of the possible effects of foot position and trunk sway that might interact with a treatment effect.

In conclusion, the evaluation of the feasibility and quality of new ambulatory movement analysis systems in clinical motor function assessment in this thesis demonstrates that IMMS and IFS are techniques that can be applied for accurate 3D movement analysis in a laboratory-free setting. With IMMS, the physical examination of spasticity will be more accurate, objectified and standardized. This may support clinical-decision making and optimize the evaluation of spasticity treatment. Furthermore, IMMS and IFS make 3D gait

analysis (kinematics and kinetics) possible without a gait laboratory. This opens up the way for a more frequent use of 3D clinical gait analysis in children with CP, and knee-load measurements in patients with knee OA. Additionally, ambulatory movement analysis systems can measure a large number of consecutive gait cycles, which may result in a more accurate assessment of the average gait pattern and the step-to-step variability. Prior to the implementation of ambulatory movement analysis systems in clinical practice, future research should focus on optimization of the anatomical calibration of such systems, and optimization of user-friendly protocols.

Samenvatting

Bewegen speelt een grote rol in het dagelijks functioneren van de mens. In de revalidatiegeneeskunde worden het objectief meten van bewegingen en een objectieve beoordeling van bewegingsstoornissen steeds belangrijker. Klinische besluitvorming met betrekking tot het motorisch functioneren van patiënten is onder andere gebaseerd op lichamelijk onderzoek en gangbeeldanalyses. Lichamelijk onderzoek wordt vaak subjectief uitgevoerd en er is op dit moment nog weinig aandacht voor nauwkeurige, objectieve en kwantitatieve metingen. Geïnstrumenteerde 3D-gangbeeldanalyse (waarbij bewegingen en krachten worden gemeten met behulp van optoelektronische markersystemen en krachtplaten) wordt over het algemeen slechts beperkt toegepast. Dit komt door de complexiteit en de beperkingen van apparatuur in gangbeeldlaboratoria of het volledige gebrek daaraan.

Het doel van dit proefschrift is het evalueren van de mogelijkheden en de kwaliteit van nieuwe ambulante bewegingsregistratiesystemen voor het beoordelen van motorisch functioneren in de klinische praktijk. Ambulante bewegingsregistratiesystemen zijn ontwikkeld als alternatief voor meetsystemen in een gangbeeldlaboratorium. Zij registreren beweging in elke gewenste setting zonder daarbij gebonden te zijn aan een bepaalde ruimte of een bepaald meetvolume. Dit soort systemen kan daarom een belangrijke rol gaan spelen bij het objectiveren en kwantificeren van metingen met betrekking tot het beoordelen van het motorisch functioneren in de klinische praktijk.

Voorbeelden van ambulante bewegingsregistratiesystemen zijn een inertiaal en magnetisch meetsysteem (IMMS: inertial and magnetic measurement system) en een geïnstrumenteerde krachtschoen (IFS: instrumented force shoe). Een IMMS bestaat uit kleine lichtgewicht sensoren (ter grootte van luciferdoosjes) die 3D-versnellingsmeters, 3D-gyroscopen en 3D-magnetometers bevatten. Door middel van het meten van versnelling, hoeksnelheid en de richting van het magnetische veld kan de 3D-oriëntatie van elke sensor ten opzichte van de wereld worden bepaald. De IMMS-sensoren zijn gemakkelijk op een lichaamsdeel aan te brengen voor het meten van een beweging. Een krachtschoen is een orthopedische sandaal met twee kracht/moment-sensoren onder de hiel en voorvoet voor het meten van de grondreactiekracht en het aangrijpingspunt van de grondreactiekracht onder de voet.

In dit proefschrift zijn verschillende toepassingen van ambulante bewegingsregistratiesystemen bestudeerd bij twee verschillende patiëntenpopulaties. Ten eerste is het IMMS toegepast bij spasticiteitstesten bij kinderen met cerebrale parese (CP) (hoofdstukken 2 en

3). CP is een houdings- of bewegingsstoornis als gevolg van een hersenbeschadiging, ontstaan voor het eerste levensjaar. Ten tweede is het IMMS toegepast voor 3D-gangbeeldanalyses bij kinderen met CP (hoofdstuk 4). Ten derde is de krachschoen gebruikt voor het meten van het externe knie adductiemoment (KAdM) bij volwassenen met knieartrose (hoofdstukken 5-7). Het KAdM is een maat voor de belasting op het binnenste (mediale) ten opzichte van het buitenste (laterale) deel van de knie. Tenslotte zijn de effecten van manipulaties in het gangbeeld voor het reduceren van het KAdM bestudeerd bij gezonde proefpersonen (hoofdstuk 8).

Hoofdstuk 2 beschrijft hoe IMMS-sensoren gebruikt worden voor het objectief meten van de catch-hoek (AOC: angle of catch) tijdens het uitvoeren van de spasticiteitstest (SPAT) bij kinderen met CP. Drie verschillende spieren (de mediale hamstrings, soleus en gastrocnemius) zijn getest bij 20 kinderen.

De SPAT omvat ten eerste een langzame passieve rek van de spier, uitgevoerd door de onderzoeker. Deze beweging wordt uitgevoerd voor het bepalen van het bewegingsbereik (range of motion). Vervolgens voert de onderzoeker een snelle, passieve rek van de spier uit voor het detecteren van een catch. Een catch is een abrupte stop of plotseling toegenomen weerstand tijdens de beweging. De aanwezigheid van een catch wijst op spasticiteit in de spier. Normaal gesproken wordt in de klinische praktijk AOC gemeten met een goniometer. Hiervoor wordt het gewricht gepositioneerd in de stand waarin de onderzoeker tijdens de snelle beweging een catch voelde.

In hoofdstuk 2 is aangetoond dat de IMMS-sensoren binnen één graad nauwkeurig zijn voor het meten van 3D-oriëntatie van de sensor zelf in vergelijking met een optoelektronisch markersysteem. Om van 3D-oriëntatie van een IMMS-sensor te komen tot anatomische gewrichtshoeken is een calibratie nodig waarbij de oriëntatie van de sensor wordt omgerekend naar de oriëntatie van het lichaamssegment waarop de sensor is bevestigd (sensor-naar-segment calibratie). Deze anatomische calibratie is gebaseerd op het bepalen van een functionele gewrichtsas waaromheen de lichaamssegmenten bewegen (bijvoorbeeld de knie-as voor het onder- en bovenbeen) en een bekende referentie houding waarbij het gewricht in een bepaalde stand staat (bijvoorbeeld een kniehoek van 90°).

De resultaten in het hoofdstuk laten ook zien dat een goniometer een redelijk nauwkeurig meetinstrument is voor het meten van een gewrichtshoek in een statische (niet bewegende) situatie in vergelijking met de IMMS-sensoren. Het detecteren van de catch-hoek is echter gebaseerd op subjectieve ervaring van de onderzoeker. Er worden

gemakkelijk fouten gemaakt in het herpositioneren van het gewricht in de juiste stand of bij het aflezen van de goniometer. De IMMS-sensoren meten daarentegen de gewrichtshoek op een objectieve manier tijdens de beweging zelf. Dit draagt bij aan het verbeteren van de objectiviteit, nauwkeurigheid en standaardisatie van het meten van de catch-hoek tijdens spasticiteitstesten.

Hoofdstuk 3 beschrijft het onderzoek waarin wordt onderzocht of de catch, die gevoeld wordt door de onderzoeker tijdens het uitvoeren van de spasticiteitstest, veroorzaakt wordt door een plotselinge snelheidsafhankelijke toename in spieractiviteit. Door middel van IMMS-sensoren wordt de hoeksnelheid van het gewricht tijdens de langzame en snelle beweging van de SPAT gemeten. Hierbij zijn data van dezelfde groep kinderen gebruikt als beschreven in hoofdstuk 2. De spieractiviteit tijdens de testen wordt gemeten door middel van elektromyografie (EMG). De resultaten van de studie tonen aan dat de aanwezigheid van een catch tijdens een snelle rek van de spier meestal voorafgegaan wordt door een plotselinge, kortdurende toename in spieractiviteit (burst). Deze burst is niet aanwezig tijdens de langzame rek van de spier. Dit fenomeen laat zien dat hoofdzakelijk een toename in spieractiviteit verantwoordelijk is voor het optreden van een catch bij spasticiteit. We kunnen dan ook concluderen dat het meten van de catch-hoek gebruikt kan worden voor het kwantificeren van spasticiteit, waarbij spasticiteit is gedefinieerd als *“snelheidsafhankelijke overprikkelbaarheid van de rek reflex”* (Lance, 1980).

Een combinatie van een IMMS- en EMG-meting kan een waardevolle bijdrage leveren aan betrouwbare en betekenisvolle spasticiteitstesten. Deze combinatie kan daarnaast ook gebruikt worden voor het verkrijgen van inzicht in het gedrag van spasticiteit op spier- en gewrichtsniveau. Bij het beoordelen van spasticiteit is het van belang testen te gebruiken die werkelijk spasticiteit meten (zoals testen die vergelijkbaar zijn met de Tardieu-score). Er moet rekening mee gehouden worden dat de uitslag afhankelijk is van reksnelheid. Verdere standaardisatie van de uitvoering van de testen is nodig.

Hoofdstuk 4 beschrijft het gebruik van IMMS-sensoren voor 3D-gangbeeldanalyse van zes kinderen met CP en één gezond kind. Voor de IMMS-sensoren wordt gebruik gemaakt van een protocol genaamd Outwalk. Dit protocol is speciaal ontwikkeld voor toepassing van het IMMS bij klinische gangbeeldanalyse en beschrijft de plaatsing van de sensoren op het lichaam en de sensor-naar-segment calibratie. Tevens maakt het directe visualisatie van gewrichtshoeken mogelijk.

De 3D-gewrichtshoeken (enkel, knie en heup), gemeten met de IMMS-sensoren en het Outwalk-protocol, zijn vergeleken met gewrichtshoeken, gemeten met een standaardmeetsysteem in een gangbeeldlaboratorium (optoelektronisch markersysteem) en een standaardprotocol. De kwaliteit van de meting van gewrichtshoeken met behulp van de IMMS-sensoren is voornamelijk afhankelijk van de anatomische calibratie (de sensor-naar-segment calibratie). In het Outwalk-protocol omvat deze calibratie een functionele beweging (knieflexie/-extensie), een referentiehouding (rechttopstaand) en uitlijning van sensoren met anatomische structuren (voor het onderbeen en het bekken). Verschillen in gewrichtshoeken tussen Outwalk/IMMS en het labsysteem en standaardprotocol uiten zich voornamelijk in offsets (een constant verschil in gewrichtshoek over de hele gangcyclus, ook wel aan te duiden als een verschuiving van het hoeksignaal). Dit betreft de kniehoek in het frontale en transversale vlak en de heuphoek in het sagittale vlak. Deze offsets zijn een gevolg van een verschil in anatomische calibratie tussen de twee protocollen.

We kunnen concluderen dat het IMMS geschikt is voor 3D-gangbeeldanalyse, als een bruikbaar alternatief voor optoelektronische marker systemen. Een groot voordeel is dat het IMMS gebruikt kan worden buiten het gangbeeldlaboratorium, waardoor dit systeem het mogelijk maakt om een groot aantal opeenvolgende stappen te meten in een omgeving die meer lijkt op de natuurlijke omgeving van de patiënt en niet beperkt wordt door een kleine ruimte.

De anatomische calibratie van de IMMS-sensoren moet echter verder geoptimaliseerd worden voor het verbeteren van de nauwkeurigheid van gewrichtshoekmetingen, voornamelijk in het transversale vlak. Dit kan mogelijk worden bereikt door een aanpassing in het biomechanische model van de heup in het Outwalk-protocol. Daarnaast kan een anatomische calibratie in ruglig, waarbij flexie in de gewrichten wordt toegestaan en extra aandacht voor een goede uitvoering van de knieflexie/-extensie beweging voor het bepalen van de knie-as, het meten van gewrichtshoeken verbeteren. Mogelijk kan ook een calibratie-instrument voor IMMS-sensoren, gebaseerd op het markeren van botpunten, een uitkomst bieden.

Tenslotte is een voorzichtige interpretatie van gewrichtshoeken in het transversale vlak van belang. Deze hoeken zijn namelijk het meest onderhevig aan onnauwkeurigheden ten gevolge van anatomische calibratie van zowel het IMMS als optoelektronische marker systemen.

De hoofdstukken 5-7 beschrijven de toepassing van de krachtschoen voor het meten van het KAdM van 20 patiënten met knieartrose. Ten eerste beschrijft **hoofdstuk 5** de invloed van het dragen van de krachtschoen op het looppatroon bij knieartrose patiënten. Wanneer het dragen van de krachtschoen het looppatroon significant beïnvloedt, kan de krachtschoen niet beschouwd worden als een goed alternatief voor krachtplaatmetingen. De resultaten laten zien dat de veranderingen in gangbeeldkarakteristieken van het lopen op de krachtschoen (in vergelijking tot het lopen op normale schoenen) klein zijn in vergelijking met de normale variatie binnen patiënten en met klinisch relevante verschillen. De belangrijkste parameter voor knieartrose, het KAdM, laat bovendien geen verschil zien tussen lopen op de krachtschoen in vergelijking met lopen op controleschoenen.

Wanneer ambulante bewegingsregistratiesystemen (IMMS en krachtschoen) worden toegepast voor KAdM metingen, ontbreekt er informatie over de positie van gewrichten omdat IMMS-sensoren zich beperken tot het meten van oriëntatie. De positie van de knie ten opzichte van het aangrijpingspunt van de grondreactiekracht onder de voet (CoP) is echter nodig voor berekening van het KAdM. Via een model dat lichaamssegmenten aan elkaar koppelt (een zogenaamd gekoppeld-segmenten-model of linked-segment-model) kunnen wel posities worden bepaald. Dit model gaat uit van gemeten segmentoriëntaties, vaste segmentlengtes en gewrichten waarin geen verplaatsing plaatsvindt. In **hoofdstuk 6** wordt het KAdM van patiënten met knieartrose berekend met behulp van krachtschoendata, in combinatie met een gekoppeld-segmenten-model voor het bepalen van de gewrichtspositie. Voor dit gekoppeld-segmenten-model is de segmentoriëntatie gemeten met een optoelektronisch markersysteem als surrogaat voor IMMS data. De resultaten laten zien dat de krachtschoen nauwkeurig de grondreactiekracht en bijbehorende aangrijpingspunten bij knieartrose patiënten meet. De combinatie van de krachtschoen en het gekoppeld-segmenten-model is veelbelovend voor het meten van het KAdM met een compleet ambulante meetsysteem, hoewel de nauwkeurigheid van de KAdM-metingen voornamelijk beperkt wordt door het gebruik van het gekoppeld-segmenten-model.

In tegenstelling tot hoofdstuk 6 worden in de studie in **hoofdstuk 7** daadwerkelijk IMMS data gebruikt in het gekoppeld-segmenten-model. Hierbij wordt oriëntatie bepaald aan de hand van de data van de gyroscopen en versnellingsmeters in de IMMS-sensoren, zonder gebruik te maken van de magnetometers. Op deze manier wordt het gehele ambulante

meetsysteem, bestaande uit krachtschoen *en* IMMS, geëvalueerd voor het bepalen van het KAdM tijdens het gaan bij patiënten met knieartrose. In vergelijking met de meetsystemen van het gangbeeldlaboratorium (optoelektronisch markersysteem en krachtplaat) laat het ambulante meetsysteem verschillen tot 23% zien in het KAdM, met name in de pieken aan het begin en eind van de standfase. Dit verschil is gelijk aan verschillen die gevonden zijn in het KAdM tussen patiënten en gezonde proefpersonen. Dit betekent dat het ambulante systeem op dit moment nog niet nauwkeurig genoeg is om een onderscheid te maken tussen het KAdM van gezonde proefpersonen in vergelijking met het KAdM van patiënten. Voor het verbeteren van deze nauwkeurigheid zal een meer geavanceerd model nodig zijn voor het bepalen van gewrichtsposities vanuit segmentoriëntatie gemeten met de IMMS-sensoren .

Tenslotte onderzoekt de studie in **hoofdstuk 8** hoe manipulaties in het gangbeeld de grootte en vorm van het KAdM tijdens het gaan kunnen beïnvloeden. Deze manipulaties zijn een variatie in loopsnelheid, voetpositie en zijwaartse (mediolaterale) beweging van de romp. Hiervoor is onderzoek gedaan bij een groep van 14 gezonde jongvolwassenen. In de literatuur wordt gesuggereerd dat zulke gangbeeldmanipulaties mogelijk de progressie van knieartrose vertragen, doordat de belasting op het aangedane compartiment van de knie wordt geminimaliseerd. In de studie in hoofdstuk 8 wordt het KAdM gemeten aan de hand van data van de krachtplaat en het optoelektronische markersysteem.

Het KAdM neemt in de eerste helft van de standfase aanzienlijk af wanneer de voet naar binnen wordt gedraaid (toe-in). Dit gebeurt ook wanneer men met een mediolaterale zwaai van de romp loopt, waarbij de romp overhelt naar de kant van het standbeen. Een voetpositie waarbij de voet naar buiten wordt gedraaid (toe-out) zorgt er voor dat het KAdM afneemt aan het eind van de standfase. Een toename in loopsnelheid veroorzaakt een toename in het KAdM in zowel de eerste als de tweede helft van de standfase, terwijl een afname in loopsnelheid niet zorgt voor een afname in het KAdM. Alle gangbeeldmodificaties resulteren ook in veranderingen in kniemomenten (belasting op de knie) en gewrichtshoeken in het sagittale en transversale vlak. Dit laat zien dat enkel het beschouwen van krachten en momenten in het frontale vlak een incorrecte vereenvoudiging is voor het bepalen van kniebelasting. De toepassing van gangbeeldmanipulaties voor training van patiënten met knieartrose (hetzij mediaal of lateraal) blijft echter onduidelijk. Wanneer het KAdM gemeten wordt in een klinische setting is het belangrijk om loopsnelheid te controleren. Tevens moet men zich bewust

zijn van het effect dat een verandering in voetpositie of rompbeweging kan hebben op de kniebelasting en dit niet verwarren met het effect van een te evalueren behandeling.

Het onderzoek in dit proefschrift laat zien dat ambulante bewegingsregistratiesystemen, zoals het IMMS en de krachtschoen, technieken zijn die toegepast kunnen worden voor nauwkeurige 3D-bewegingsanalyse buiten een bewegingslaboratorium. IMMS maakt het mogelijk om lichamelijk onderzoek bij spasticiteit nauwkeurig, objectief en gestandaardiseerd uit te voeren. Dit zal de klinische besluitvorming ondersteunen en de evaluatie van spasticiteitbehandelingen verbeteren.

Het IMMS en de krachtschoen maken 3D-gangbeeldanalyse mogelijk waarbij men zich niet hoeft te beperken tot een gangbeeldlaboratorium met bijbehorende apparatuur. Deze technieken maken frequenter gebruik van 3D-gangbeeldanalyse bij kinderen met CP en kniebelasting metingen bij patiënten met knieartrose mogelijk. Bovendien kunnen ambulante bewegingsregistratiesystemen een groot aantal opeenvolgende stappen van het gangbeeld meten. Dit zorgt voor een betere beoordeling van het looppatroon en stapvariabiliteit.

Voorafgaand aan implementatie van ambulante bewegingsregistratiesystemen in de klinische praktijk zal verder onderzoek zich moeten richten op verbetering van anatomische calibratie van dergelijke systemen en op het ontwikkelen van gebruiksvriendelijke protocollen.

About the author

Josien van den Noort was born on August 27, 1983 in Almelo, the Netherlands. She attended the Jacobus Fruytier Scholengemeenschap in Rijssen and Apeldoorn, where she graduated in 2001 (VWO). From 2001 to 2007 she studied Biomedical Engineering at the University of Twente in Enschede. The subject of her BSc thesis was the validation of motor unit action potential rate using simulations. This research was done at the Roessingh Research and Development, Enschede, under supervision of dr.ir. L. Kallenberg and prof.dr.ir. H. Hermens. During her master studies she completed a three month project about the tendon force transducer at the Center for Sensory-Motor Interaction at Aalborg University in Denmark, under supervision of dr. M. Grey.

The subject of her MSc thesis was the clinical application and evaluation of an instrumented shoe in stroke patients and lower leg amputees. This research was done at the Biomedical Signals and Systems group of the University of Twente in collaboration with the Roessingh Research and Development, Enschede, and supervised by prof.dr.ir. P. Veltink and dr.ir. M. Schepers.

In 2007, Josien started as a PhD student at the VU University Medical Center in Amsterdam, at the department of Rehabilitation Medicine, under supervision of dr.ir. J. Harlaar and prof.dr. G. Lankhorst. Her research concerned ambulatory movement analysis systems in clinical motor function assessment, resulting in the present thesis. The studies in this thesis focus on the application of inertial sensors and an instrumented force shoe in children with cerebral palsy and adults with osteoarthritis of the knee. The work was performed in collaboration with the Jan van Breemen Institute (Reade) in Amsterdam, the University of Twente in Enschede and the University of Bologna and Centro Protesi INAIL in Italy. The research was part of the FreeMotion project which investigates accurate and reliable methods of ambulatory motion analysis to provide practical decision making tools to a large group of professionals in health care, ergonomics and sports.

During her PhD studies, Josien also worked on a four month project at the University of Melbourne in Australia, at the department of Mechanical Engineering headed by prof.dr.ir. M. Pandy. The project concentrated on biomechanical modelling in patellofemoral arthritis and was supervised by dr. K. Crossley.

Apart from doing research, Josien enjoys playing the harp, singing, bicycling, skiing, reading, travelling, photographing, cooking, and spending time with friends and family.

List of publications

Peer-reviewed journal papers

- **van den Noort JC**, Scholtes VAB, Harlaar J; Evaluation of clinical spasticity assessment in cerebral palsy using inertial sensors; *Gait & Posture* 2009, 30(2):138-143; ESMAC Best Paper Award 2008
- **van den Noort JC**, Scholtes VAB, Becher JG, Harlaar J; Evaluation of the catch in spasticity assessment in children with cerebral palsy; *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2010, 91(4):615-623
- van der Esch M, Steultjens MPM, Harlaar M, **van den Noort JC**, Knol DL, Dekker J; Lateral trunk motion and knee pain in osteoarthritis of the knee: a cross-sectional study; *BMC Musculoskeletal Disorders* 2011, 12:141
- **van den Noort JC**, van der Esch M, Steultjens MPM, Dekker J, Schepers HM, Veltink PH, Harlaar J; Influence of the instrumented force shoe on gait pattern in patients with knee osteoarthritis; *Medical & Biological Engineering & Computing* 2011, in press
- **van den Noort JC**, van der Esch M, Steultjens MPM, Dekker J, Schepers HM, Veltink PH, Harlaar J; The knee adduction moment measured by an instrumented force shoe in patients with knee osteoarthritis; *Journal of Biomechanics* 2011, accepted for publication

Conference abstracts

- **van den Noort JC**, Scholtes VAB, Harlaar J; Inertial sensing improves spasticity assessment; GCMAS, Richmond, Virginia, USA, 2-5 April 2008 (www.gcmas.org)
- **van den Noort JC**, Scholtes VAB, Harlaar J; Evaluation of the angle of catch in spasticity assessment; ISEK, Niagara Falls, Ontario, Canada, 18-21 June 2008 (www.isek2008.ca)
- **van den Noort JC**, Scholtes VAB, Harlaar J; Inertial sensing improves clinical spasticity assessment; ESMAC 2008, Antalya, Turkey, 8-13 September 2008 (www.esmac2008.org). Published in *Gait & Posture* 2008, 28(2):S47
- **van den Noort JC**, Faber GS, Schepers HM, Harlaar J; Ambulatory estimation of knee adduction moment; 3dMA-08, Santpoort, the Netherlands, 29-31 October 2008 (www.3dma-08.org)

- Faber GS, **van den Noort JC**, Schepers HM, Veltink PH, Kingma I, van Dieën JH; Determination of 3D L5-S1 moments using instrumented shoes; 3dMA-08, Santpoort, the Netherlands, 29-31 October 2008 (www.3dma-08.org)
- **van den Noort JC**, Scholtes VAB, Harlaar J; Inertial sensing in spasticity assessment; 2nd Dutch Biomedical Engineering Conference, Egmond aan Zee, the Netherlands, 22-23 January 2009 (www.bme2009.nl)
- van der Esch M; Steultjens M; Harlaar J; **van den Noort JC**; Knol D; Dekker J; Lateral trunk motion and pain in patients with osteoarthritis of the knee; NVMT Congress 2009, Veldhoven, the Netherlands, 13-14 March 2009 (www.nvmt.nl/info/congressen.htm)
- **van den Noort JC**, van der Esch M, Harlaar J; The effect of the instrumented force shoe on the gait pattern of patients with knee osteoarthritis; ESMAC 2009, London, United Kingdom, 14-19 September 2009 (www.esmac2009london.org). Published in Gait & Posture 2009; 30(2):S68-S69.
- **van den Noort JC**, Harrison S, Schache AG, Ozturk HE, Pandy MG, Crossley KM; Knee muscle forces during stair ascent and descent in patellofemoral joint osteoarthritis; IUTAM 2010, Leuven, Belgium, 13-15 September 2010 (<http://www.mech.kuleuven.be/iutam2010/>)
- **van den Noort JC**, van der Esch M, Steultjens MPM, Dekker J, Schepers HM, Veltink PH, Harlaar J; The use of the instrumented force shoe to measure knee adduction moments in patients with knee osteoarthritis; 3rd Dutch Biomedical Engineering Conference, Egmond aan Zee, the Netherlands, 20-21 January 2011 (www.bme2011.nl)
- **van den Noort JC**, Schaffers I, Snijders J, Harlaar J; The effects of gait manipulations to reduce knee load; 3rd Dutch Biomedical Engineering Conference, Egmond aan Zee, the Netherlands, 20-21 January 2011 (www.bme2011.nl)
- **van den Noort JC**, Schaffers I, Snijders J, Harlaar J; The effects of gait manipulations to reduce the knee adduction moment; GCMAS 2011, Bethesda, Maryland, USA, 26-29 April 2011 (www.amrms.com/ssl/gcmas/2011)
- **van den Noort JC**, Ferrari A, Cutti AG, Schepers HM, Becher J, Harlaar J; Clinical gait analysis in children with cerebral palsy via inertial & magnetic sensors: a validation study; ISB 2011, Brussels, Belgium, 3-7 July 2011 (<http://www.isb2011.org>)

Dankwoord

Graag wil ik aan het eind van dit proefschrift een aantal mensen bedanken die de afgelopen 4,5 jaar een belangrijke rol hebben gespeeld tijdens mijn onderzoek.

Als eerste, Jaap, bedankt voor de goede begeleiding tijdens mijn promotietraject. Als dagelijkse begeleider stond je altijd voor me klaar. Ook als je het sommige perioden erg druk had wist je wel een gaatje te vinden in je agenda. Je enthousiasme stimuleerde me om resultaten nog verder uit te zoeken, je tips voor schrijven en presenteren waren erg nuttig en als ingenieurs uit Twente zaten we vaak op één lijn. Bedankt voor alles!

Guus, je hebt mijn promotietraject meer van de zijlijn meegemaakt en vooral het laatste half jaar wat intensiever vanwege de afronding. Bedankt voor de goede opmerkingen tijdens de besprekingen en de kritische blik op de inleiding en discussie van mijn proefschrift.

Vanessa en Martin vd E, bedankt voor de leuke en intensieve samenwerking tijdens het SPAT project (Vanessa) en het AmbuKOA project (Martin). Jullie klinisch gerichte inbreng en ervaring met patiënten zijn erg waardevol voor mij geweest. En zonder jullie hadden we natuurlijk geen patiënten en geen data gehad!

Tanneke en Kim, erg bedankt voor jullie hulp tijdens mijn metingen. Jullie wisten je goed te redden met alle kabels en tape die we nodig hadden voor al die verschillende meetsystemen en het was erg fijn en gezellig om samen met jullie de metingen te doen.

Caroline, bedankt voor alle uitleg op het gebied van de apparatuur in het lab en je waardevolle input bij het schrijven van dit proefschrift. Ik vond het erg fijn dat je mee wilde denken.

Hans vd H, bedankt voor het fabriceren van elke keer weer een nieuwe kabel om alle apparatuur met elkaar gesynchroniseerd te krijgen.

Peter V, Martin S, Joost D, Martijn S en Jules, als coauteurs wil ik jullie graag bedanken voor alle feedback en het meedenken bij de projectopzet en het schrijven van de artikelen.

Ilse en Jasper, het was erg leuk jullie stagebegeleider te zijn en vooral ook dat jullie project zich heeft vertaald in een hoofdstuk in dit proefschrift. Ik wens jullie veel succes met je carrière.

Graag wil ik ook mijn kamergenootjes op het VUmc heel erg bedanken voor de gezellige tijd, het thee/koffieleuten, de droppot en de goede gesprekken. Marjolein, Carolien, Kim,

Alberto, Astrid en Mariëtte, bedankt! En Astrid, super bedankt voor het checken van de proefdruk!

Ook andere collega-onderzoekers van het VUmc, bedankt voor de nuttige OZO's, de praktische tips die we elkaar konden geven omdat we allemaal in hetzelfde schuitje zaten, de gezellige lunches, waaronder de MechFunlunch en de lol die we met elkaar hebben gehad. Het was ook erg gezellig dat we de laatste tijd bijna allemaal bij elkaar op de gang zaten. Jiska, bedankt voor de statistiek uitleg en dat ik altijd bij je langs kon wippen om een vraag te stellen over het een of het ander. Daan, erg handig dat je net iets voorliep met de organisatie van je promotie, bedankt voor de vele tips! Lydia, Yvette, Merel, Annet, Leontien, José, Sarita, Joost van K, Rinske, Rimke, Lia, Menno en Helga, allemaal ook bedankt!

Ivan, super dat je altijd voor me klaar stond als er iets met de computer of software aan de hand was. En bedankt voor de gezellige gesprekken als je langs kwam op de kamer, tijdens de lunch en op de fiets naar huis.

Overige collega's van het VUmc (te veel om hier allemaal op te noemen) bedankt voor de collegialiteit, de interessante besprekingen en de gezelligheid. Suzanne en Karin, erg leuk om met jullie te hebben samengewerkt bij het opzetten van het SCAP project en ik hoop dat dit project een mooi vervolg gaat krijgen.

Collega's van de FBW en MOVE, bedankt voor de interessante presentaties en discussies bij het lijnoverleg. Gert, met jou heb ik veel meetplezier beleefd en je oog voor detail en techniek hebben mij erg geholpen in mijn eigen projecten. Bedankt ook voor alle mandarijntjes die je vaak op je bureau had liggen en die erg lekker smaakten.

Een speciale dank aan alle proefpersonen (de volwassenen en de kinderen en hun ouders) die hebben meegewerkt aan mijn onderzoeken. Zonder jullie medewerking was dit proefschrift niet tot stand gekomen!

Graag wil ik ook de medewerkers van Xsens bedanken voor de ondersteuning bij het gebruik van de soft- en hardware. Collega's van het FreeMotion project, bedankt voor samenwerking en interessante uitwisselingen van ideeën, methodes en resultaten. Thanks to Alberto, Pietro and Andrea for the nice and interesting cooperation in the OutwalkCP project.

Dear Aussies, thank you for the very nice time in Melbourne. I enjoyed it very much! Kay, thank you for the supervision. I wish you all the best with finishing up the PFJOA project. Tim, many thanks for the advices concerning my project and for lots of fun. I wish you a very good time in the USA! Also a great thanks to all the other colleagues from Melbourne uni.

Lay and Abi, I really enjoy your friendship, and the travelling we did together! All friends from St. Jude's, thanks for the warm welcome, good sermons, bible studies and for all the fun!

Het Mokums kookclubje (Marja, Ans, Marijke, Jacoline, Boukje en Geke), supergezellig om elke keer weer verrassende en lekkere recepten uit te proberen! Iedereen van de Looier, bedankt voor de goede gesprekken tijdens en na de Bijbelstudies en samenkomsten en voor het fanatieke volleyballen op woensdag. Kring van Jetske en Ronald, ik vind het erg leuk om mee te kringen de laatste paar maanden. Bedankt voor de goede discussies en Bijbelstudies en voor de gezelligheid!

Iedereen van het VU-koor, elke maandagavond is het weer feest als we een repetitie hebben! Ik geniet erg van het zingen, de gezellige pauzes, borrels en weekenden. Wieneke, Hans, Punto, Anna, Marianne, Marie-Eve en Willem, bedankt voor de leuke concertbezoeken, gezellige etentjes en weekenden! Sacha Nierich, bedankt voor alle leuke harplessen de afgelopen jaren.

Reisgroep Avanta-2011 naar Noorwegen/IJsland, bedankt voor de gave vakantie! Het was echt heerlijk om middenin de drukke periode van proefschrift afronden en promotie voorbereiden lekker weg te zijn.

Marjolein en Jetske, super leuk dat jullie mijn paranimfen zijn! Straks sta ik tussen 2 dikke buiken in, wie had dat gedacht!?

Marjolein, het voelt een beetje alsof jij mijn voorganger bent geweest als aio op het VUmc en als vanzelfsprekend nam je ook een soort mentorrol op je. Bedankt voor de gezellige tijd samen op de kamer en op congressen en voor je vele tips, feedback en input. Veel succes met je loopbaan en het aanstaande moederschap!

Jetske, jij hebt mijn studieperiode van dichtbij meegemaakt (al vanaf de middelbare school). Ik denk nog vaak terug aan onze supergezellige tijd op de RSK en in de Gub en vind het ook erg leuk dat jij, Ronald en Sven nu nog lekker dichtbij wonen in Duivendrecht, zodat we vaak konden afspreken. Bedankt voor je vriendschap en ik wens je veel succes en plezier in Barneveld en met de nieuwe baby straks!

Hanneke en Matthijs, Tirza en Thijmen, 't is altijd erg gezellig om bij jullie langs te waaien in het weekend en weer helemaal bij te kletsen. Bedankt! Gerdien, bedankt voor al je koeienverhalen en leuk dat je nu iets dichterbij woont zodat we wat vaker bij elkaar langs kunnen gaan. Aleida, ik vond het erg leuk om de Noorwegen/IJsland ervaringen met je te delen. Veel succes met je onderzoek in Enschede/Amsterdam! Rina en Karin, 't is altijd gezellig bij onze Confetti/Gub reünies samen met Aleida en Jetske. Die moeten we er ook zeker inhouden! Simone B, we komen elkaar ook altijd wel weer ergens tegen! Leuk dat je zo dichtbij woont en nog veel succes met het verder opknappen van je huis en alvast een hele mooie trouwdag gewenst!

Lieve familie, als laatste zijn jullie dan aan de beurt. Zonder jullie steun en vertrouwen had ik het niet gekund. Papa en mama, jullie huis en hart staan altijd voor me open, bedankt! Ook bedankt voor de vele ritjes naar het station en voor de belangstelling voor hoe het mij in Amsterdam verging.

Ellen, big sista, je lijkt wel een derde paranimf. Ideaal dat je van organiseren houdt en bedankt voor je feedback op mijn samenvatting. Ik zie uit naar onze vakantie! Michiel, bedankt voor alle interessante gesprekken en je feedback op mijn proefschrift. De bioscoopbezoekjes vind ik altijd erg leuk!

Rutger, wat bof ik met een broer die lekker kan koken en bakken. Bedankt voor al die keren dat ik in het weekend kwam eten en voor de gezelligheid. Lydia, je creativiteit heeft me enorm geholpen met het ontwerpen van de omslag, dank je wel! En ook bedankt voor je feedback op mijn proefschrift.

Cora, lief zussie, 't is altijd gezellig om het weekend naar Apeldoorn te komen als jij er ook bent. Bedankt voor de vele uurtjes samen pingelen, fiedelen en jengelen, melig zijn, mountainbiken en filmpjes kijken. Ik ben benieuwd wat je gaat studeren, alvast veel succes! En we gaan samen nog een keer op wereldreis, hè?

Een dikke kus voor Alisha, Floris, Thomas, Jasper en Ymke!

