

Fontys Paramedische Hogeschool

Opleiding Fysiotherapie

Gait retraining en spieractivatiepatronen

Daan Kleuskens

Versie 2.0
15 februari 2013
Begeleider: Tim Gerbrands

Personalia

Student: Daan Kleuskens
Meent 9
5961 TH Horst
Telefoon: 0613510214
d.kleuskens@student.fontys.nl
daankleuskens@live.nl

Studentnummer: 2092511

Onderwijsinstelling: Fontys Paramedische Hogeschool Eindhoven
Ds. Theodor Fliednerstraat 2
5631 BN Eindhoven
Telefoon: 0885077011

Begeleider: Tim Gerbrands
t.gerbrands@fontys.nl
Telefoon: 0877899263

Voorwoord

Deze scriptie is gemaakt door Daan Kleuskens, vierdejaarsstudent aan de Fontys Paramedische Hogeschool van de opleiding Fysiotherapie.

Ik wil Tim Gerbrands bedanken voor programmering van de software, de (technische) begeleiding en de sturing tijdens het maken van deze scriptie.

Ik wil mijn medestudenten, in het bijzonder Jaap van Riel, bedanken voor de samenwerking tijdens het maken van deze scriptie. Door elkaars werk kritisch te bekijken, hebben we ervoor gezorgd dat de kwaliteit van de scriptie werd bewaakt en gewaarborgd.

Samenvatting

Achtergrond: In Nederland hebben 197.000 mannen en 353.000 vrouwen heup- en/of knieartrose. De verwachting is dat het aantal mensen met artrose tussen 2000 en 2020 met 40 procent toeneemt. Uit onderzoeken is gebleken dat het knieadductiemoment sterk samenhangt met de mate van knieartrose. Wanneer het knieadductiemoment groter wordt, zorgt dit voor meer druk op het mediale tibia plateau, waardoor de kwaliteit van het kraakbeen afneemt door de grotere druk- en afschuifkrachten. De laatste tijd zijn er veel onderzoeken geweest naar het effect van gait retraining op de belasting van het kniegewricht. Door een ander gangpatroon toe te passen, kan het knieadductiemoment gunstig beïnvloed worden. De spieractiviteit van de spieren rond de knie, heeft ook invloed op de kniebelasting. Het is echter nog niet bekend wat het effect van gait retraining is op de spieractiviteit van de spieren rond de knie.

Vraagstelling: Wat is het effect van gait retraining bij gezonde personen op het spieractivatiepatroon tijdens 'het gaan'?

Methode: In deze studie zijn 37 gezonde proefpersonen in de leeftijd van 18 tot en met 65 jaar getest. Ze kregen EMG-sensoren op vier spieren rond de knie bevestigd om de spieractiviteit te meten. Vervolgens hebben de proefpersonen gerandomiseerd de verschillende vormen van gait retraining gelopen, waaronder ook het 'normale gaan'. Hierbij liepen ze over een krachtenplaat, zodat de standfase vastgelegd kon worden en tegelijkertijd werden de EMG-metingen gedaan. De EMG-data is opgenomen en achtereenvolgens gefilterd en gelijkgericht. De data werd genormaliseerd naar maximale activatie binnen de gangcyclus. Tijd werd genormaliseerd naar 100 frames binnen de standfase. Drie trials leidden tot een spieractivatiepatroon per spier en per persoon. Spieractivatie binnen de gehele onderzoeksgroep werd gedefinieerd, als de gevallen waarbij minimaal 85% van de onderzoeksgroep spieractivatie werd gevonden.

Resultaten: De spieractivatiepatronen van de m. vastus medialis (VM) en de m. biceps femoris (BF) tijdens de interventies, verschillen minimaal met de spieractivatiepatronen van het normale gaan. Er is minder activiteit van de VM tijdens increased push off (IPO), medial thrust (MT) en trunk lean (TL). Het verschil is echter minimaal. De activiteit van de VM tijdens toe-out (TO) is nagenoeg gelijk aan het normale gaan. De BF is tijdens elke interventie in kleine mate minder actief dan tijdens het normale gaan. Tijdens TL is de activiteit van de BF het meest afgenomen.

De m. tibialis anterior (TA) is tijdens elke interventie minder actief dan tijdens het normale gaan. Tijdens IPO en MT is de activiteit het laagst. De m. gastrocnemius medialis (GM) is tijdens IPO en MT minder actief. Tijdens MT is de GM bijna geheel inactief. Tijdens TL en TO is de GM over een langere periode actief, echter de totale activiteit is nagenoeg gelijk met het normale gaan.

Conclusie: Tijdens IPO en MT is de totale spieractiviteit van de onderbeenspieren het meest afgenomen vergeleken met het normale gaan, bij MT is de spieractiviteit het laagst. Beide vormen (IPO en MT) van gait retraining zijn geschikt voor de behandeling van mensen met knieartrose, MT is het meest geschikt.

Tijdens TL en TO is er weinig verschil in de totale spieractiviteit van de onderbeenspieren vergeleken met het normale gaan. Deze vormen van gait retraining zijn daarom minder geschikt voor de behandeling van mensen met knieartrose.

Keywords: Spieractivatiepatronen, gait retraining, EMG, artrose.

Abstract

Background: In the Netherlands 197.000 men and 353.000 women are diagnosed with hip and/or knee osteoarthritis (OA). The prognosis is there will be a 40 percent increase of people with OA between 2000 and 2020. Several studies have found a correlation of the knee adduction moment (KAM) and the progression of knee OA. An increase of the KAM leads to more pressure on the medial compartment of the tibiofemoral joint, which causes the cartilage to break down due to larger pressure and shear forces. Lately there have been several studies on the effect of gait retraining on the overload of the tibiofemoral joint. Due to a change in gait pattern, the KAM can positively be influenced. The muscle activation of muscles of the tibiofemoral joint also affects the overload of the tibiofemoral joint. However, it's not clear what the results of gait retraining are on the muscle activation patterns of muscles of the tibiofemoral joint.

Question: What is the effect of gait retraining on healthy adults, on the muscle activation patterns during the gait?

Method: In this study, 37 healthy test subjects have participated between the age of 18 and 65 year. They had EMG-sensors attached to four muscles of the tibiofemoral joint to measure muscle activity. At first they were asked to walk a normal gait pattern. Then they walked different types of gait retraining in randomized order. During the trials, the test subjects walked on a force platform while EMG data were recorded. The EMG data were recorded, filtered and aligned. The time was normalized to 100 frames of standing position and the collected data to maximum activation within the gait cycle. Three trials have led to a muscle activation pattern by muscle per person. Muscle activation in the entire research group was defined when there was found a minimum of 85 percent of muscle activation in the whole research group.

Results: The muscle activation pattern of the m. vastus medialis (VM) and the m. biceps femoris (BF) during the interventions, show a minimal difference compare to the normal gait. There is less activity of the VM during increased push off (IPO), medial thrust (MT) and trunk lean (TL). However, there is only a small difference. The activity of the VM by toe-out (TO) is almost equal during the normal gait. At every intervention, the BF is less active than during the normal gait. The activity of the BF decreased most during TL.

During every intervention, the m. tibialis anterior (TA) was less active than at normal gait. The lowest activity was found during IPO and MT. The m. gastrocnemius medialis (GM) was less active during IPO and MT. During MT the GM was almost entirely inactive. The GM was active over a longer time during TL and TO, however the total activity was nearly the same.

Conclusion: During IPO and MT, the total muscle activity of the muscles of the lower leg decreased the most compared with the normal gait. During MT the amount of activity was the smallest. Therefore both types of gait retraining (IPO and MT) can be used in the treatment of people with OA, MT would be the best.

During TL and TO, there is less difference in total muscle activity of the muscles of the lower leg compared to the normal gait. These types of gait retraining are therefore less useful in the treatment of people with OA.

Keywords: Muscle activation patterns, gait retraining, EMG, osteoarthritis.

Inhoudsopgave

1. Inleiding	7
2. Methode	9
2.1 Deelnemers	9
2.2 Apparatuur	9
2.3 Meetprotocol	10
2.4 Interventies	11
2.5 Ethiek	12
2.6 Data-analyse	12
2.7 Data-interpretatie	12
3. Resultaten	13
4. Discussie	18
5. Conclusie	22
6. Literatuur	23
7. Bijlagen	24
Bijlage I: Onderzoeksprotocol	XXIV
Bijlage II: Informatiebrief	XXV
Bijlage III: Informed Consent	XXVII
Bijlage IV: Markerprotocol	XXVIII
Bijlage V: Goedkeuring projectplan	XXIX
Bijlage VI: Geheimhoudingsverklaring	XXXI
Bijlage VII: Overeenkomst overdracht rechten	XXXII

1. Inleiding

Wereldwijd hebben veel mensen te kampen met gewrichtsaandoeningen. Patiënten met knieartrose vormen hierbij een grote groep. Op 1 januari 2007 hadden naar schatting 197.000 mannen en 353.000 vrouwen in Nederland heup- en/of knieartrose (Peter, Jansen et al. 2010). Dit komt overeen met 24,5 op de 1000 mannen en 42,7 op de 1000 vrouwen (Peter, Jansen et al. 2010). Het risico op artrose neemt toe naarmate de leeftijd vordert, met een piek rond de 78 tot 79 jaar (Peter, Jansen et al. 2010). Op basis van uitsluitend demografische gegevens, is de verwachting dat het aantal mensen met artrose tussen 2000 en 2020 met 40 procent toeneemt (Peter, Jansen et al. 2010).

Wanneer ook rekening wordt gehouden met een toekomstige stijging van (ernstig) overgewicht (BMI > 30), zal de prevalentie van artrose in de toekomst mogelijk nog groter zijn (Peter, Jansen et al. 2010).

Mensen met onherstelbaar beschadigd kraakbeen (waaronder knieartrose) hebben dagelijks last van pijn, functieverlies en verminderde mobiliteit als gevolg van deze beschadiging. De behandeling is beperkt tot symptoombestrijding en het voorkomen van verergering. Dit wordt gedaan door oefentherapie, zoals looptraining en spierversterkende oefeningen, aangevuld met functionele oefenvormen (Peter, Jansen et al. 2010). Patiënten met artrose gebruiken vaak ondersteunende loophulpmiddelen (bijvoorbeeld braces) om de gewrichtsbelasting te verlagen (Peter, Jansen et al. 2010). Deze hulpmiddelen zijn vaak duur en onpraktisch in gebruik. Ook is er maar beperkt bewijs van de effectiviteit van de behandeling van knieartrose met een brace (Brouwer, Jakma et al. 2005).

In de literatuur is te vinden dat het knieadductiemoment tijdens het gaan, sterk samenhangt met de progressie van knieartrose (Sharma, Hurwitz et al. 1998; Miyazaki, Wada et al. 2002). Wanneer het knieadductiemoment groter wordt, zorgt dit voor meer druk op het mediale tibia plateau, waardoor de kwaliteit van het kraakbeen afneemt door de grotere druk- en afschuifkrachten (Sharma, Hurwitz et al. 1998; Miyazaki, Wada et al. 2002).

De laatste tijd zijn er veel onderzoeken gedaan naar het effect van gait retraining op de belasting van het kniegewricht (Fregly, Reinbolt et al. 2007; Jenkyn, Hunt et al. 2008; Mundermann, Asay et al. 2008; Hunt, Simic et al. 2011; Simic, Hinman et al. 2011). Een verandering in het looppatroon (gait retraining) kan er voor zorgen dat de druk op het mediale tibia plateau minder wordt (Fregly, Reinbolt et al. 2007; Jenkyn, Hunt et al. 2008; Mundermann, Asay et al. 2008; Hunt, Simic et al. 2011; Simic, Hinman et al. 2011).

Tijdens de gait retraining worden aanpassingen in het wandelgedrag gedaan met als doel de belasting op het mediale compartiment van de knie te verlagen. Voorbeelden van gait retraining zijn lopen met 'Toe-out' (Jenkyn, Hunt et al. 2008), met een 'Trunk lean' (Mundermann, Asay et al. 2008), met 'Medial Thrust' (Fregly, Reinbolt et al. 2007) en met 'Increased push off' (Lewis and Ferris 2008). Bij toe-out wordt het looppatroon zo aangepast dat de voet meer naar buiten wijst in de standfase en bij trunk lean hangt de persoon verder naar buiten over zijn knie tijdens de standfase. Tijdens medial thrust

beweegt de knie tijdens de standfase naar binnen. Tijdens increased push off, wordt er met het achterste been afgezet, waardoor het voorste been zoveel mogelijk wordt ontlast.

Deze vormen van gait retraining verlagen de belasting op de knie (Fregly, Reinbolt et al. 2007; Jenkyn, Hunt et al. 2008; Mundermann, Asay et al. 2008; Hunt, Simic et al. 2011; Simic, Hinman et al. 2011). Volgens Simic, Hinman et al. 2011 zou er bij trunk lean een vermindering kunnen zijn van maximaal 63,9% van het knieadductiemoment, tijdens toe-out zou er een vermindering van maximaal 55,2% kunnen zijn en tijdens medial thrust een vermindering van maximaal 55,0%.

Om stabiliteit te handhaven, schokken te absorberen, controle over de voet te houden en om een stabiele swing te hebben tijdens het gaan, is het van groot belang dat de juiste spieren worden aangespannen met de juiste timing en intensiteit (Perry and Burnfield 2010). Door alleen de spieren te activeren die optimaal zijn uitgelijnd voor elke taak en waar mogelijk tijdens spieractiviteit gebruik te maken van passieve weefselspanning en momenten, wordt energie bespaard (Perry and Burnfield 2010). Het gaan gebeurt zo efficiënt mogelijk.

Door het looppatroon aan te passen, treedt er een verandering op in coördinatie, wat de spieractivatie beïnvloedt (Schipplein and Andriacchi 1991). Meer spieractiviteit zorgt voor een grotere belasting op het kniegewricht. Het is niet bekend in welke mate de coördinatie, en hierdoor de spieractiviteit, verandert ten gevolge van gait retraining. Zodoende kan met behulp van de spieractivatiepatronen gekeken worden of sommige gait retraining-strategieën mogelijk geëxcludeerd dienen te worden in de behandeling van knieartrose.

Door het aangepaste looppatroon, kan de (duur van de) spieractivatie de (mate van) co-contracties veranderen. Dit zou voor de patiënt kunnen betekenen dat er meer belasting is en hierdoor extra training gevraagd wordt om overbelasting en andere lichamelijke klachten te voorkomen.

Het is ook mogelijk dat voor iedere persoon het spieractivatiepatroon van de spieren tijdens de gait retraining verschilt vergeleken met het normale gaan.

Het is bekend dat aanpassingen in het looppatroon het knieadductiemoment kunnen verkleinen (Jenkyn, Hunt et al. 2008; Mundermann, Asay et al. 2008; Hunt, Simic et al. 2011; Simic, Hinman et al. 2011). Het is echter niet bekend in welke mate de spieractiviteit van spieren rond de knie verandert door deze aanpassingen.

Het doel van dit onderzoek is om de spieractiviteit te onderzoeken tijdens het gaan, waarbij wordt gekeken wat het effect van een aanpassing in het looppatroon is op de spieractiviteit.

De vraagstelling luidt:

Wat is het effect van gait retraining bij gezonde personen op het spieractivatiepatroon tijdens 'het gaan'?

Hierbij is de hypothese dat er een verschil wordt waargenomen in het spieractivatiepatroon tijdens gait retraining vergeleken met het normale gaan.

2. Methode

Dit is een kwalitatief onderzoek.

Bijlage I geeft systematisch weer wat de opzet van het hele onderzoek is.

2.1 Deelnemers

De proefpersonen zijn geworven door een brief op te stellen en rond te sturen via de mail (bijlage II). De proefpersonen die deelnamen aan dit onderzoek moesten voldoen aan de volgende in- en exclusiecriteria:

Inclusiecriteria:

- Gezonde proefpersonen.
- Tussen de 18 en 65 jaar.

Exclusiecriteria:

- Pathologieën die een normaal looppatroon storen of verhinderen, waaronder heup-, enkel- of knieartrose, mediaal tibiaal stress syndroom, kruisbandletsel, voetdeformaties en (achilles)pees ontstekingen.
- Proefpersonen betrokken bij een ander al lopend onderzoek. Wanneer proefpersonen betrokken zijn bij een ander al lopend onderzoek, zou dit mogelijk effect kunnen hebben op de uitvoering van dit onderzoek en hierdoor op de resultaten.

Voorafgaande aan het onderzoek hebben de proefpersonen het informed consent ondertekend (zie bijlage III).

2.2 Apparatuur

Het onderzoek heeft plaatsgevonden in het analyselab van de Fontys Paramedische Hogeschool te Eindhoven, waar met behulp van 3D-gangbeeldanalyse en forceplate, EMG-sensoren en een Biodex de metingen werden gedaan. Deze apparaten voldoen alle aan de eisen van medische hulpmiddelen en zijn voorzien van een CE-keurmerk.

De volgende apparatuur werd gebruikt om de metingen te doen:

- Forceplate: AMTI, OR6-7Forceplate
- EMG: DELSYS, Trigno Wireless
- Dynamometer: Biodex, System Pro 3 (Nordez, Casari et al. 2008)

De data uit de krachtenplaat en uit de EMG zijn met elkaar gesynchroniseerd en de standfase in het EMG-signaal kon worden bepaald aan de hand van de krachtenplaat (de standfase vond plaats zo

lang de verticale component van de grondreactiekracht hoger was dan 10 Newton). Met de Biodex zijn de MVC metingen gedaan.

De spieractiviteit van vier spieren van het rechterbeen is gemeten. In dit onderzoek is er gekozen voor de m. vastus medialis (VM), m. biceps femoris (BF), m. tibialis anterior (TA) en de m. gastrocnemius medialis (GM). Dit zijn de spieren die tijdens de standfase van het gemeten been het grootste effect hebben op de gewrichten (enkel en knie) tijdens het gaan.

Verder is er voor deze spieren gekozen om antagonisten van het onder- en bovenbeen te meten. Er zijn dus koppels van spieren gemeten, te weten TA – GM en VM – BF. Dit is gedaan om co-contracties te detecteren en een indicatie te krijgen van moment van spieractivatie van de grootste spiergroepen. Daarbij is voor deze spieren gekozen omdat zij binnen de spiergroepen waarin ze zich bevinden de grootste fysiologische doorsnede hebben. Hierdoor is de verwachting dat zij het meeste bijdragen aan de krachtsoverdracht over de gewrichten.

Verder is er een accelerometer (DELSYS, Trigno Wireless) geplaatst, is er met een twee meter lange drukplaat (RsScan) gemeten en zijn er 3D opnamen gemaakt (Charnwood Dynamics Ltd, Codamotion CX1, Camera unit & Active Hub Unit). Er werd ook nog een MVC-meting gedaan op de Biodex. De resultaten van deze apparatuur worden niet gebruikt in dit onderzoek. Er is met deze apparatuur gemeten omdat dit een breed onderzoek is. Deze metingen hebben echter geen invloed op de uitkomsten van dit onderzoek.

2.3 Meetprotocol

De metingen zijn als volgt gedaan:

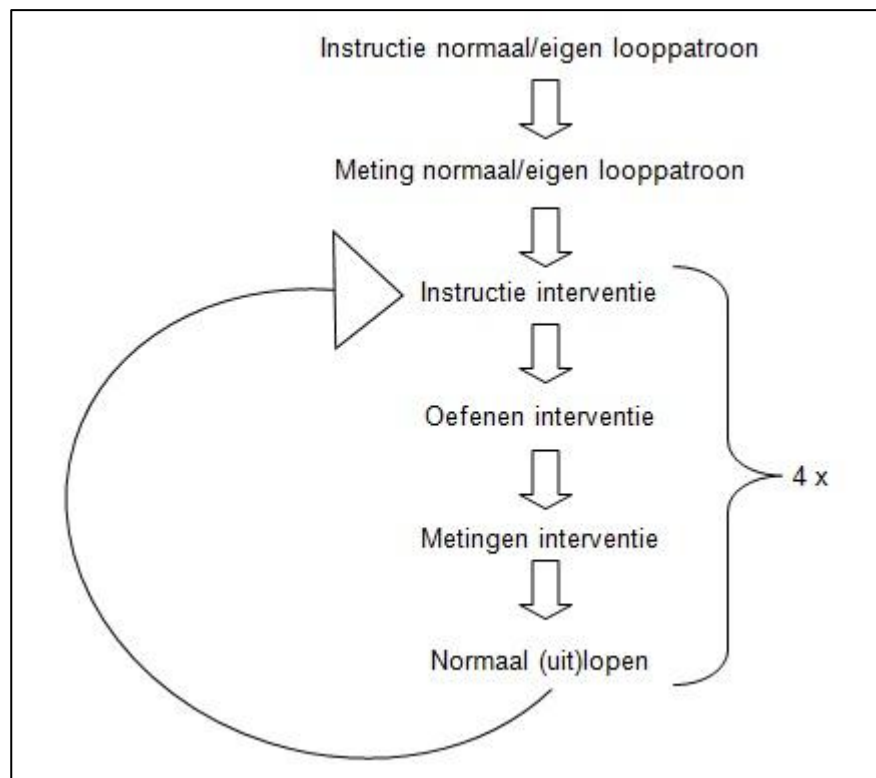
Op de proefpersonen werden 21 actieve infraroodmarkers geplaatst ten behoeve van 3D bewegingsregistratie (zie bijlage IV). Om de spieractiviteit te kunnen meten werden EMG-sensoren op het rechterbeen geplaatst ((Seniam), zie bijlage IV). De sensoren werden geplaatst op de TA , VM, GM en de BF. Alle sensoren werden met dubbelzijdige tape aan het lichaam bevestigd. De meetomgeving waarbinnen de proefpersonen werden gemeten, bevatte een in de vloer verzonken krachtenplaat, waarmee de standfase werd vastgelegd.

Van elke proefpersoon werd vóór aanvang van de meetsessie een nulmeting gedaan: een kalibratiemeting waarbij de proefpersoon kort stilstaat op de krachtenplaat, binnen het zicht van de infraroodcamera's. De kalibratiemeting werd gedaan ten behoeve van de constructie van het digitale model in de nabewerking van de ruwe data en om het gewicht van de proefpersonen nauwkeurig vast te stellen.

Na de kalibratiemeting begon de meetsessie (zie figuur 1).

Als eerste werd de proefpersonen gevraagd te lopen met hun eigen 'normale' looppatroon. Ze mochten vijf minuten oefenen zodat ze uit konden meten/proberen hoe ze zonder hun looppatroon aan te passen, met het rechter been op de krachtenplaat terecht kwamen. Hierna werden de metingen gestart. Per persoon werden van vijf trials data verzameld.

Vervolgens kregen de proefpersonen instructies over één van de vier interventies. Deze interventie mochten ze gedurende vijf minuten oefenen, waarbij ze zelf moesten letten op de uitvoering en ervoor moesten zorgen dat ze met het rechterbeen op de krachtenplaat terecht kwamen. Na deze vijf minuten begon de meetsessie, waarbij per persoon van vijf trials data werd verzameld. Nadat de data verzameld was, mochten de proefpersonen enkele minuten 'uitlopen'. Na deze interventie, werd de instructie voor de volgende interventie gegeven, waarna de proefpersonen weer op dezelfde manier te werk moesten gaan. Op deze manier is voor alle vier de interventies data verzameld. De volgorde waarin de interventies werden opgelegd was vooraf gerandomiseerd.



Figuur 1: Schematische weergave van de meetsessie.

2.4 Interventies

- Wandelen met een voetafrol gericht op afvlakking van de verticale beweging van het lichaamsswaartepunt ('Increased Push Off' (IPO)). Hier kregen de proefpersonen de volgende instructie voor: "zet de voeten rustig, voorzichtig en bewust neer, zonder te bonken. Zet hiertoe iets harder af met het achterste been vlak voordat het voorste been de grond raakt".
- Wandelen alsof de binnenkant van de knieën bijna langs elkaar schuren ('Medial Thrust'(MT)). Instructie: "buig de rechterknie direct na voetcontact licht en breng deze naar binnen gedurende de standfase. De knieën raken elkaar hierdoor bijna".
- Wandelen met een vergrootte zijwaartse romphoek ('Trunk Lean' (TL)). Instructie: "leun met de romp zijwaarts in de richting van het rechter standbeen".

- Wandelen met beide voeten naar buiten gedraaid, zonder in het extreme te vervallen ('Toe Out' (TO)). Instructie: "Loop met beide voeten verder naar buiten gericht dan normaal zonder in het extreme te vervallen".

2.5 Ethiek

Het onderzoeksprotocol is als Niet-WMO-plichtig aangemerkt door de METC van de UMC Utrecht.

2.6 Data-analyse

De EMG-data zijn opgenomen met 1000Hz in Codamotion Analysis (Charnwood Dynamics Ltd.) en achtereenvolgens in een custom-made MATLAB-programma, gefilterd met een 6e orde Butterworth filter (Nyquist freq.: 500Hz) en gelijkgericht met een 'sliding window' van 80 frames (Hodges and Bui 1996). De data zijn genormaliseerd naar maximale activatie binnen de gangcyclus, waarbij spieractivatie gedefinieerd is als een activatiesterkte boven 10% van maximaal (Bolgla and Uhl 2007). Dit percentage is gekozen zodat de invloed van ruis en elk ander onvolkomenheid dat gemeten is tot een minimum beperkt wordt in de resultaten.

Tijd werd genormaliseerd naar 100 frames binnen de standfase. Drie trials leidden tot een spieractivatiepatroon per spier en per persoon, door het tijdsinterval waarbij minimaal twee van de drie spieren actief waren als 'actief' aan te merken. Spieractivatie binnen de gehele onderzoeksgroep werd gedefinieerd als zijnde de gevallen waarbij bij minimaal 85% van de onderzoeksgroep spieractivatie werd gevonden. Dit percentage is in een arbitrair proces proefondervindelijk gekozen door visuele inspectie van de resultaten. Hierbij is gezocht naar een percentage wat een bruikbaar activatiepatroon weergeeft. Het activatiepatroon was niet bruikbaar wanneer deze weergaf dat een spier bijna niet of heel erg veel actief was.

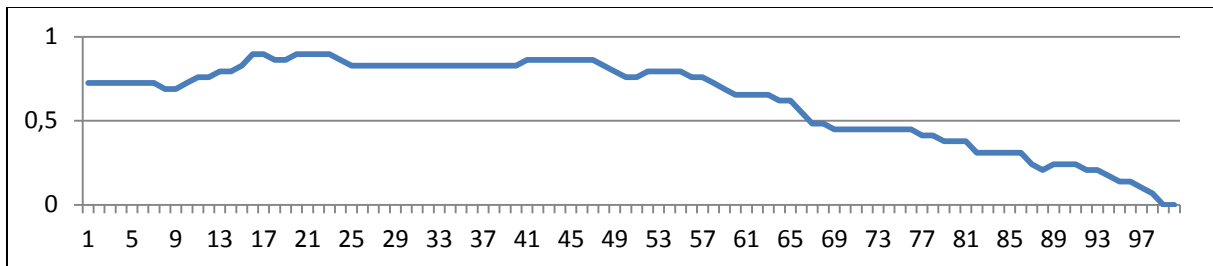
Wanneer er bij de data-analyse bleek dat er een trial niet bruikbaar was, werd er gekozen voor een andere trial. Zodoende is er bekeken wat de beste drie trials waren van elke proefpersoon. Deze werden gebruikt in de analyse. Als er geen drie bruikbare trials waren van één proefpersoon, werd deze proefpersoon geëxcludeerd bij de data-analyse.

2.7 Data-interpretatie

Datarangschikking voor statistische analyse was niet haalbaar binnen het tijdsbestek van dit project. Daarom is gekozen voor een beschrijvende statistiek met behulp van visuele inspectie. Hierbij is gekeken naar verschillen in spieractiviteit van vier condities (IPO, MT, TL en TO) vergeleken met het 'normale gaan'. Er werd gekeken naar de verschillen in totale spieractiviteit en (de mate van) co-contracties tijdens de vier condities, vergeleken met het normale gaan.

3. Resultaten

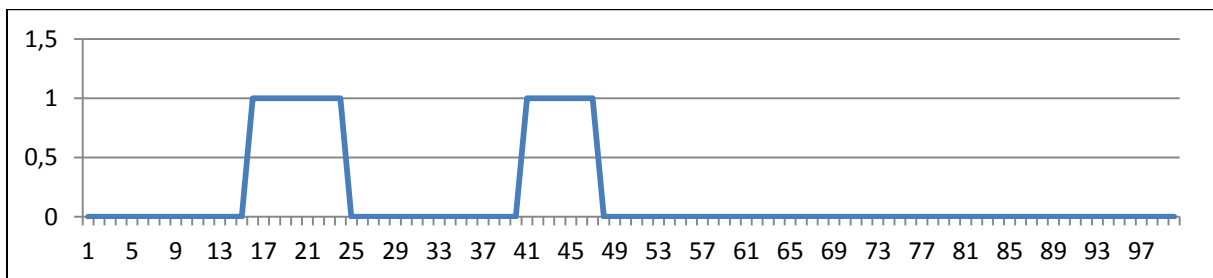
Om de spieractivatiepatronen te maken, is per conditie vastgesteld bij hoeveel procent van de proefpersonen een spier actief is geweest tijdens de standfase. Figuur 1 is een voorbeeld van de activiteit van de m. tibialis anterior (TA) tijdens medial thrust (MT). Op de verticale as staat het percentiel proefpersonen waarbij activiteit is gevonden. Op de horizontale as is het percentage van de standfase weergegeven. Deze gaat van initial contact (0%) tot en met toe off (100%).



Figuur 2: Activiteit van de TA tijdens MT.

Om antwoord te geven op de vraagstelling, zijn de resultaten verwerkt tot spieractivatiepatronen. Figuur 3 is een weergave waarbij de spieractiviteit (uit figuur 2) omgezet is naar het spieractivatiepatroon. Op de horizontale as is wederom het percentage van de standfase weergegeven.

Figuren 4 tot en met 7 geven de spieractivatiepatronen weer van één spier, tijdens de verschillende condities.

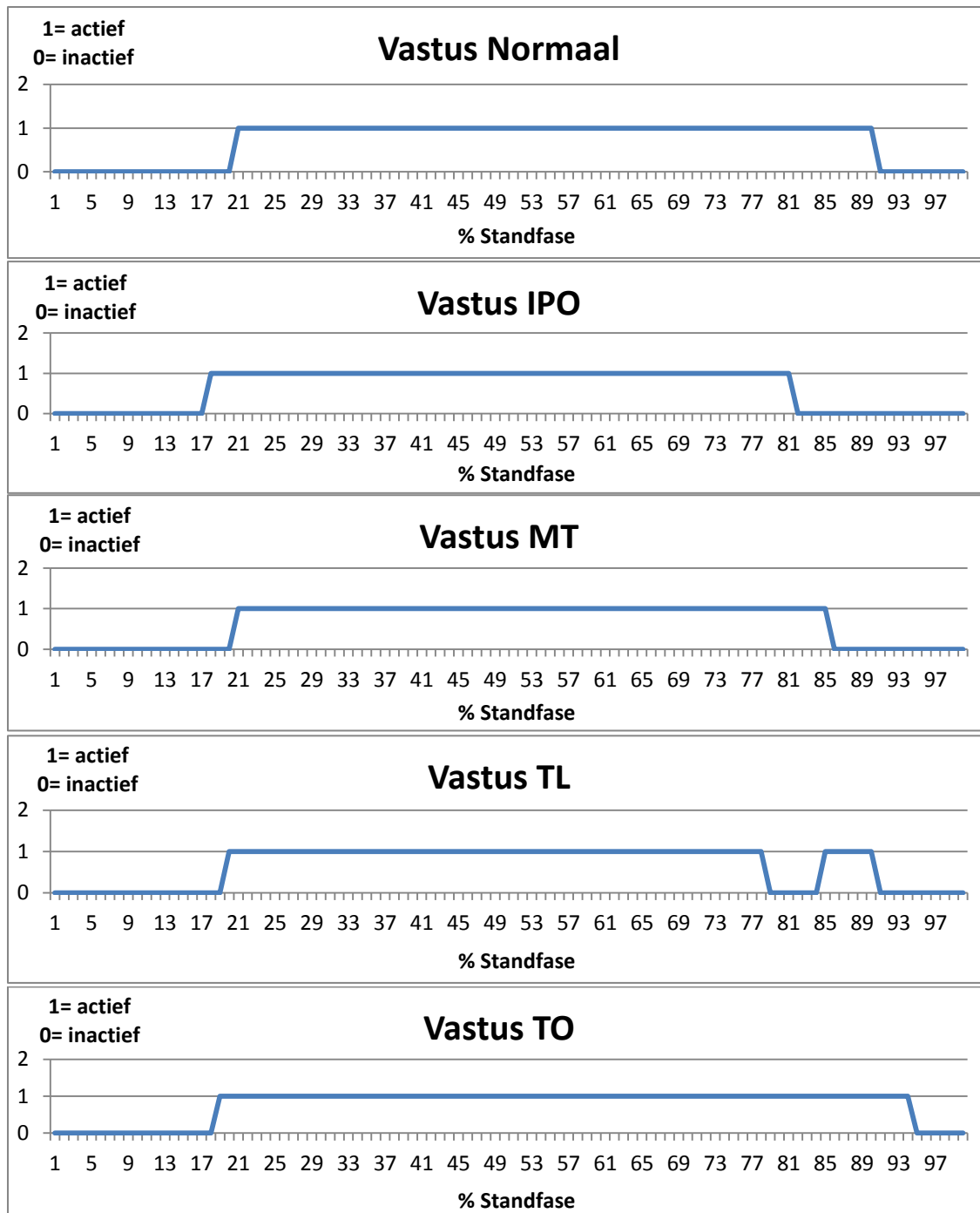


Figuur 3: Activatiepatroon van de TA tijdens MT.

M. vastus medialis (figuur 4):

Vergeleken met het normale gaan, verschilt het activatiepatroon van de m. vastus medialis (VM) niet of nauwelijks tijdens alle interventies. De spier wordt tijdens alle condities actief in de eerste 20% van de standfase, waarna hij actief blijft tot de laatste 20%. Echter, tijdens trunk lean (TL) is er een kort moment van inactiviteit van de VM.

De totale spieractiviteit van VM is tijdens increased push off (IPO), MT en TL minder dan tijdens het normale gaan. De totale spieractiviteit tijdens toe-out (TO) is nagenoeg gelijk aan de spieractiviteit tijdens het normale gaan.

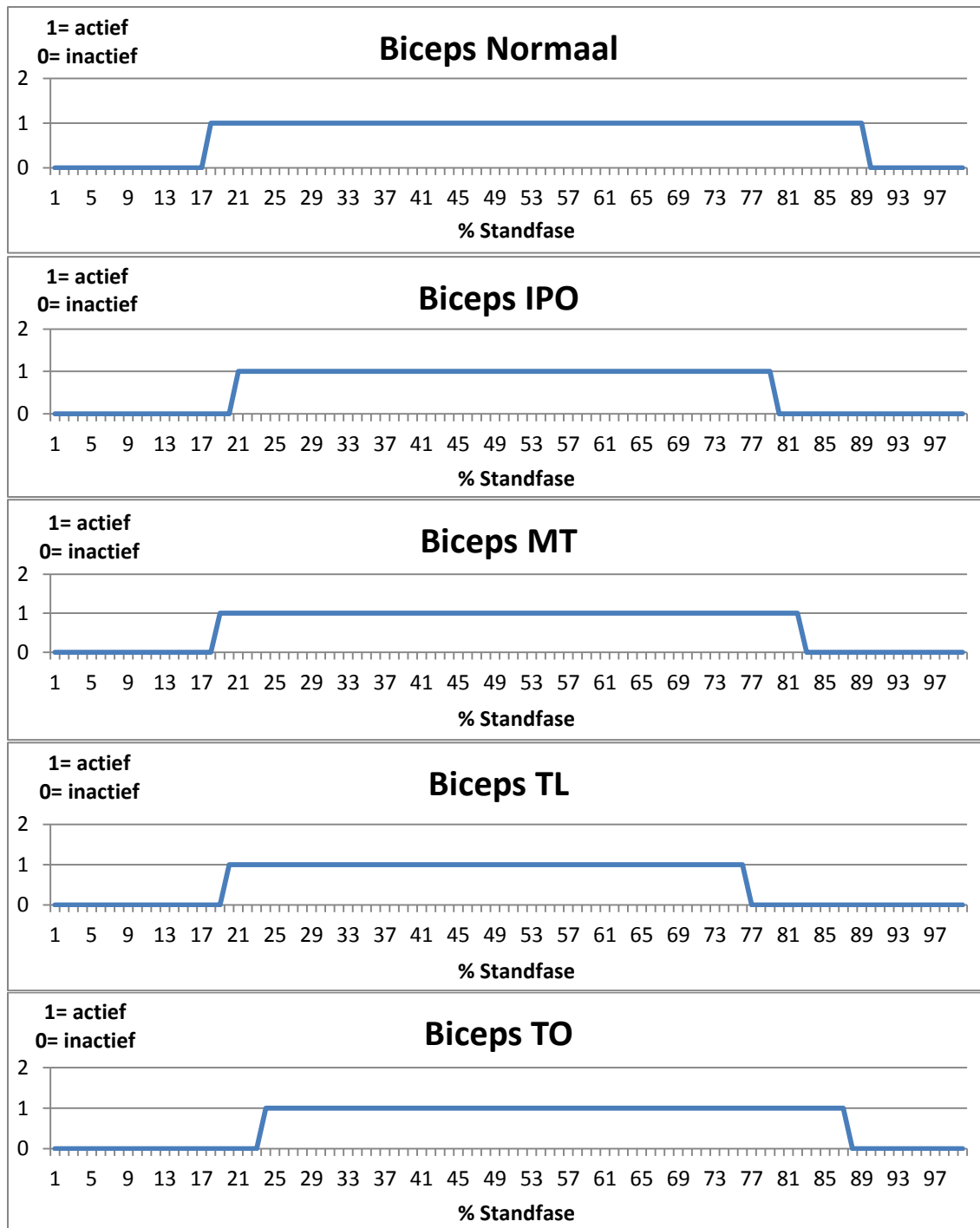


Figuur 4: Spieractivatiepatronen van VM tijdens (achtereenvolgens) het normale gaan IPO, MT, TL en TO.

M. biceps femoris (figuur 5):

Vergeleken met het normale gaan, verschilt het activatiepatroon van de m. biceps femoris (BF) niet of nauwelijks tijdens alle interventies. De spier wordt tijdens alle condities actief in de eerste 20% van de standfase, waarna hij actief blijft tot de laatste 20%.

De totale spieractiviteit van de BF is tijdens IPO, MT en TL minder dan tijdens het normale gaan. De totale spieractiviteit tijdens TO is nagenoeg gelijk aan de spieractiviteit tijdens het normale gaan.



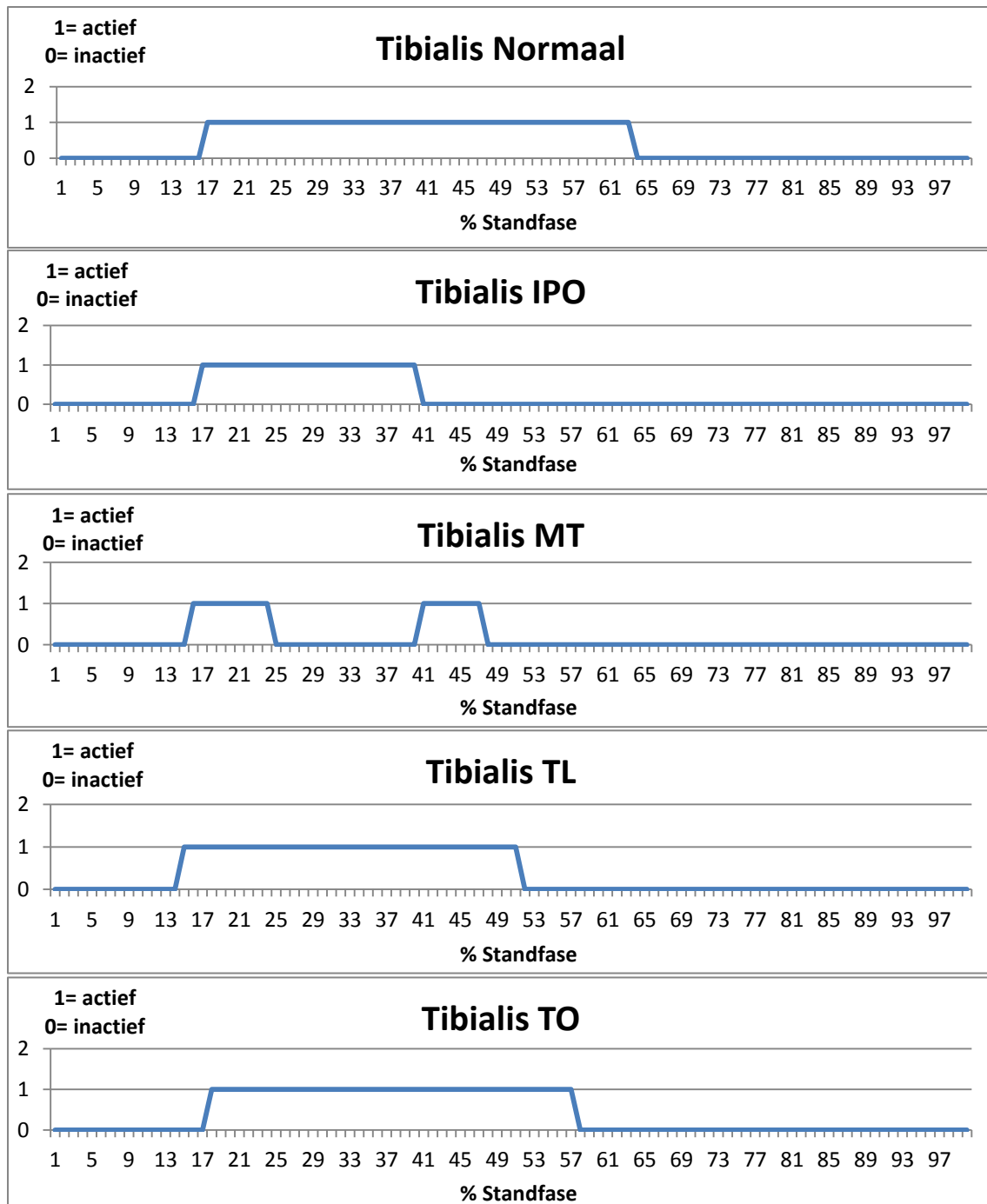
Figuur 5: Spieractivatiepatronen van BF tijdens (achtereenvolgens) het normale gaan IPO, MT, TL en TO.

M. tibialis anterior (figuur 6):

De TA is tijdens IPO minder actief dan tijdens het normale gaan.

Tijdens MT is er nog minder activiteit van de TA. Daarbij komt dat de activiteit verdeeld is over twee momenten, in tegenstelling tot de andere interventies en tijdens het normale gaan, waar de spier één moment van activiteit heeft.

Tijdens TL en TO is de totale activiteit minder, maar het verschil met de activiteit tijdens het normale gaan is klein.



Figuur 6: Spieractivatiepatronen van TA tijdens (achtereenvolgens) het normale gaan IPO, MT, TL en TO.

M. gastrocnemius (figuur 7):

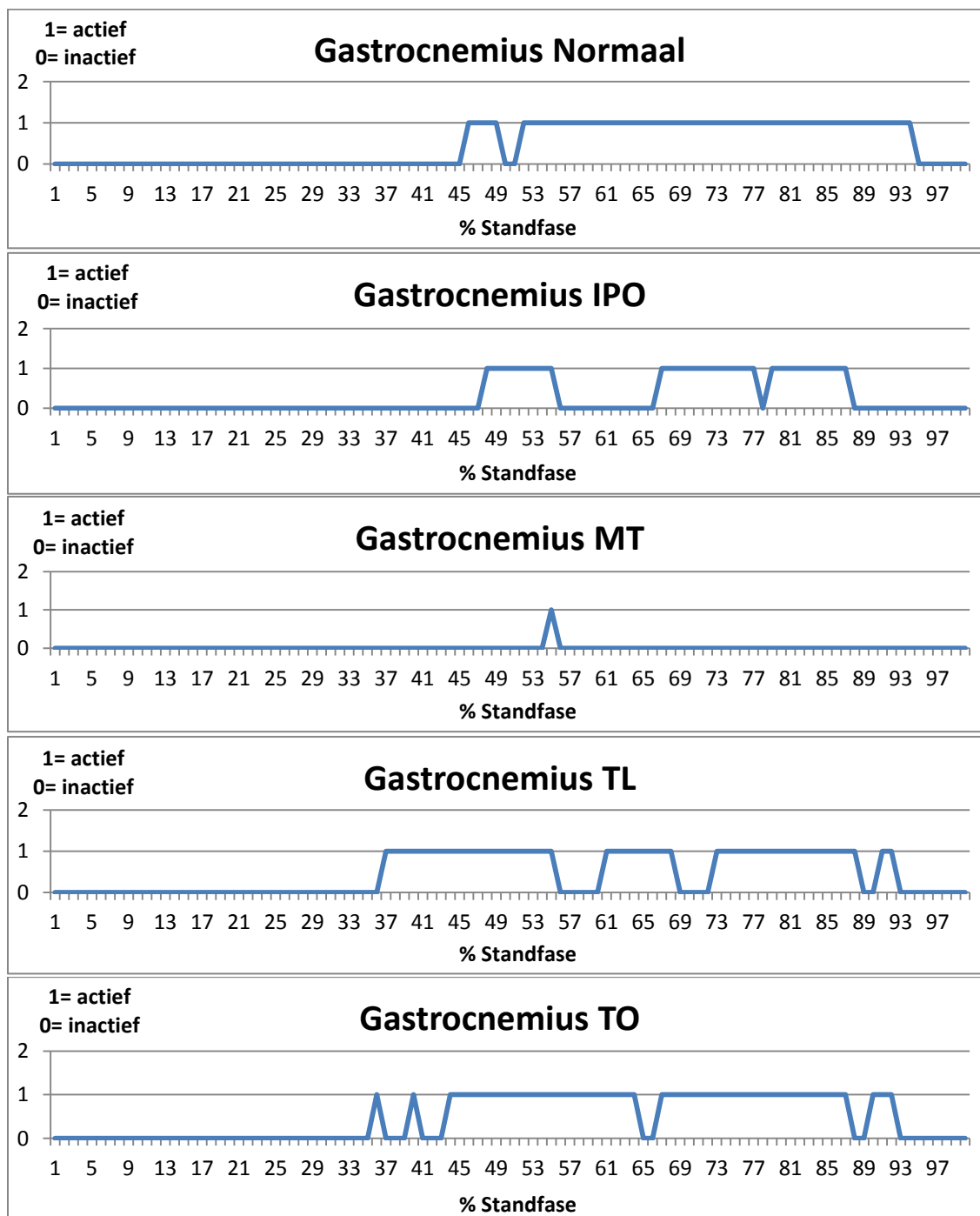
Tijdens het normale gaan is de m. gastrocnemius medialis (GM) vanaf de helft tot het einde van de standfase actief.

De GM is tijdens IPO minder actief dan tijdens het normale gaan. De activiteit begint vanaf de helft van de standfase, is korter en verdeeld over drie momenten.

Tijdens MT is er bijna volledige inactiviteit van de GM. Alleen op de helft van de standfase is de GM kort actief.

Vergeleken met het normale gaan, is de GM tijdens TL over een langere periode actief. Hij wordt vóór de helft van de standfase actief, waarna hij verdeeld over vier momenten activiteit toont tot het einde.

Tijdens TO is de GM over een langere periode actief dan tijdens het normale gaan. Er is vóór de helft van de standfase activiteit, waarna hij verdeeld over vijf momenten activiteit toont tot het einde.



Figuur 7: Spieractivatiepatronen van GM tijdens (achtereenvolgens) het normale gaan IPO, MT, TL en TO.

4. Discussie

Het doel van dit onderzoek is het onderzoeken van het effect van de verschillende vormen van gait retraining, op de spieractivatiepatronen van de spieren rond de knie. Door het effect van deze gait retraining-strategieën te onderzoeken, kan bekeken worden welke vormen van gait retraining het beste toegepast kunnen worden bij de behandeling van knieartrose.

Uit dit onderzoek is gebleken dat het medial thrust (MT) looppatroon en het increased push off looppatroon (IPO) het beste gebruikt kunnen worden in de behandeling van knieartrose. Dit komt doordat de spieractiviteit bij deze vormen het laagst is.

Het activatiepatroon van de onderbeenspieren tijdens MT laat een duidelijke daling in activiteit zien. Doordat er minder activiteit is van de TA en de GM, neemt de duur van de co-contractie af, waardoor de druk op het kraakbeen afneemt. Dit is gunstig voor patiënten met knieartrose, omdat de kraakbeencompressie is afgenomen.

De activatiepatronen van de onderbeenspieren tijdens IPO laten een duidelijke daling van spieractiviteit zien. De m. tibialis anterior (TA) wordt actief op hetzelfde moment als tijdens het normale gaan, echter de contractie stopt al op de helft van de contractie tijdens het normale gaan. De m. gastrocnemius medialis (GM) is later actief, stopt eerder en de activiteit is niet constant vergeleken met het normale gaan. Dit is te verklaren door de manier waarop IPO wordt uitgevoerd. Doordat met het achterste been harder afgezet wordt, wordt er minder gebruik gemaakt van de spieren in het voorste been. Hierdoor wordt de druk op het kraakbeen van de voorste knie mogelijk verlaagd, wat gunstig zou kunnen zijn voor patiënten met artrose. Aan de andere kant is er waarschijnlijk een grotere belasting op het afzetbeen, doordat hier meer spieractiviteit gevraagd wordt. Verder onderzoek zou uit moeten wijzen wat het effect is van lopen met IPO op (de spieractiviteit van) het andere been.

Tijdens trunk lean (TL) en toe-out (TO) is de activiteit van de GM toegenomen. Een verhoogde activiteit zorgt voor een grotere belasting van de spieren. Hierdoor zijn deze interventies niet geschikt in de behandeling van mensen met knieartrose. Wellicht dat deze interventies toch geschikt kunnen zijn door, voorafgaand aan het toepassen van deze interventies, de spierkracht en/of uithoudingsvermogen te trainen. Hierdoor zouden de spieren de verhoogde belasting aan kunnen, waardoor de kans op overbelasting of andere klachten voorkomen worden. Verder onderzoek moet uitwijzen in hoeverre de belasting op de GM is toegenomen.

In dit onderzoek zijn geen proefpersonen geselecteerd die knieartrose hebben. Mensen met artrotische klachten gebruiken compensatie, tijdens 'het gaan' vanwege hun klachten (Al-Zahrani and Bakheit 2002; Childs, Sparto et al. 2004). Dit heeft tot gevolg dat het normale looppatroon van mensen met knieartrose afwijkt van het normale looppatroon van gezonde mensen. Hierdoor is het effect van gait retraining bij mensen met knieartrose anders dan bij gezonde proefpersonen. Het blijft dus nog onbekend welke invloed de vier condities hebben op het looppatroon van iemand met

knieartrose. Het is ook nog niet bekend wat de invloed van artrose is op het lopen met een van de condities.

Dataverwerking

De spieractivatiepatronen van de spieren uit het bovenbeen, geven weinig bruikbare informatie weer. Bij elke conditie lijken beide spieren tijdens een groot deel van de standfase actief, wat niet overeenkomstig de verwachting is, vergeleken met de spieractivatiepatronen in 'Gait Analysis' (Perry and Burnfield 2010). Het is niet duidelijk hoe zij deze patronen hebben gegenereerd.

Wellicht is het verschil in uitkomst, te verklaren doordat er veel vetweefsel zit op de spieren in het bovenbeen, dat de geleiding van de signalen verslechtert. Hierdoor zijn kleine verschillen wellicht niet door de EMG-sensoren gemeten. Dit onderzoek geeft wel een eerlijke weergave van de resultaten. Voor elke stadia in het onderzoek, is gekozen voor een legitieme benadering.

Bijkomende factor, is dat de drempelwaarde in de sterkte van spieractivatie voor de vaststelling wanneer een spier actief is, arbitrair is gekozen. Bij enkele proefpersonen lag deze waarde beneden het laagste EMG-signaal dat werd gemeten, waardoor het leek alsof de spieren tijdens de gehele fase actief waren. Andersom kwam het ook voor, dat de drempelwaarde boven het hoogste EMG-signaal lag dat werd gemeten, waardoor het leek alsof de spieren tijdens de gehele fase inactief zijn geweest. Zodoende kon er van beide geen spieractivatiepatroon opgesteld worden.

Doordat bij de data-analyse één percentage (85%) gekozen moest worden waarop een spier als actief werd aangemerkt, was het niet mogelijk om voor elke spier het beste percentage te kiezen. Het percentage voor de bovenbeenspieren kan hierdoor wellicht te hoog zijn geweest. Het percentage van 85% kon echter niet lager gekozen worden, omdat de spieractivatiepatronen voor het onderbeen dan niet meer bruikbaar zouden zijn geworden.

In vervolgstudies zouden door middel van een andere analyse twee verschillende percentages gebruikt moeten worden, voor de spieren in het bovenbeen én de spieren in het onderbeen, zodat er mogelijk ook bruikbare spieractivatiepatronen ontstaan voor de bovenbeenspieren.

Tijdens de data-analyse is gebleken dat bij enkele proefpersonen onbruikbare metingen zijn gedaan. De data van deze proefpersonen waren niet bruikbaar in de analyse en zijn hierdoor geëxcludeerd. Het kwam voor, dat volgens het EMG-signaal een spier tijdens de gehele standfase in dezelfde mate actief was of juist niet, waardoor het activatiepatroon hoogst waarschijnlijk niet conform de werkelijkheid was. Hier was dus sprake van een meetfout. Doordat er proefpersonen wegvielen in de analyse is het gemiddelde activatiepatroon over een minder grote groep genomen.

De waarden die de EMG-apparatuur gemeten hebben, zijn in de data-analyse genormaliseerd naar maximale activatie binnen de gangcyclus. Dit zegt echter niets over kracht, maar over het aantal millivolts dat gemeten is. De normalisatie naar kracht is niet valide, dit is echter niet op een andere manier te normaliseren. De spieractivatiepatronen laten zien dát een spier actief is, maar niet met

hoeveel kracht. De spieractivatiepatronen geven dus geen informatie over de belasting in kracht tijdens de gait retraining. Dit is echter wel belangrijk voor de fysiotherapeut, mogelijk zou in combinatie met gait retraining ook spierkracht opgebouwd moeten worden. In de toekomst zal er onderzoek gedaan moeten worden naar normalisatietechnieken om EMG te koppelen aan kracht om hiermee de spierbelasting te bepalen.

Apparatuur

In dit onderzoek is er gemeten met EMG-sensoren die op de huid werden geplaatst (oppervlakte EMG). Oppervlakte EMG-sensoren zijn gevoelig voor ruis, waardoor het signaal vaak vervormd is. Om nauwkeuriger te kunnen meten in hoeverre een spier actief is tijdens het gaan, zou in een vervolgstudie mogelijk gebruik gemaakt kunnen worden van naaldelectroden. Deze elektroden worden geplaatst in de spier, waardoor er erg nauwkeurig signaal gemeten kan worden en er is meer zekerheid dat de betreffende spier ook echt gemeten wordt.

Meetprocedure

De oppervlakte sensoren werden geplaatst volgens de standaard die 'Seniam' aangeeft. Er kan echter niet met zekerheid gezegd worden of de EMG-sensoren die worden opgeplakt, ook daadwerkelijk op de te meten spier zitten en de activiteit van deze spier ook echt meten. Wanneer een sensor enkele centimeters of millimeters van de juiste plaats af zit, kan deze mogelijk een ander signaal meten. Het is ook van invloed op de resultaten, dat elke proefpersoon anders gebouwd is en een andere mate van geleiding heeft van de elektrische activiteit. Wanneer iemand veel onderhuids vetweefsel heeft of wanneer een spier dieper ligt, is er minder geleiding, waardoor het elektrisch signaal niet goed wordt doorgegeven en gemeten door de EMG-sensoren.

De effecten van bovenstaande limitaties zijn gecorrigeerd m.b.v. functionele normalisatie (normalisatie naar maximale activatiesterkte binnen de gangcyclus). Vooral de signalen die komen van de sensoren op de BF en de VM, zouden daardoor een signaal kunnen opvangen dat de daadwerkelijke spieractiviteit niet goed weergeeft.

Tijdens het testen van de proefpersonen, zijn er EMG-sensoren van de proefpersoon af gevallen. Deze werden dan direct weer teruggeplaatst, maar mogelijk niet meer op precies dezelfde plek. Hierdoor kan het voorkomen dat het gemeten signaal is veranderd, nadat de sensor opnieuw is bevestigd. Deze onnauwkeurigheid is tot het minimum beperkt, doordat er bij de analyse gebruik is gemaakt van een gemiddelde van drie trials. En er is per trial functioneel genormaliseerd, waarmee deze effecten op de resultaten zijn geminimaliseerd.

In deze studie is de activiteit van vier spieren van de onderste extremititeit gemeten. Deze 4 spieren hebben het grootste effect op het moment dat gemeten is. Tijdens het gaan worden echter meer spieren gebruikt dan deze vier. Wat het effect van een verandering in het looppatroon is op de overige

spieren, is dus onbekend. Wellicht dat het activatiepatroon van deze spieren positief of negatief verandert tijdens een aangepast looppatroon. Wanneer de activiteit van een spier verandert, heeft dit mogelijk ook effect op andere spieren of op co-contracties. Er zou verder onderzoek gedaan moeten worden naar de spieractiviteit van deze spieren, om te zien wat het effect van gait retraining hier op is.

De vier condities die gemeten zijn in dit onderzoek, zijn wellicht niet goed toe te passen in de praktijk. De looppatronen verschillen erg in vergelijking tot het normale gaan. Het is natuurlijk mogelijk om de condities op een minder extreme wijze uit te voeren, waarbij het niet zo opvalt dat er een aanpassing is in het looppatroon.

Wanneer patiënten zouden moeten lopen op de manier zoals er getest is, zou dit mogelijk ook sociale gevolgen kunnen hebben. Er zou verder onderzocht kunnen worden in hoeverre patiënten met artrose bereid zijn om hun looppatroon aan te passen en wat de gevolgen van dit looppatroon zijn in de praktijk. Hieruit zou bepaald kunnen worden welk van de interventies in het looppatroon het meest bruikbaar is in de praktijk.

5. Conclusie

In dit onderzoek is het effect van gait retraining op het spieractivatiepatroon tijdens het gaan onderzocht.

In de resultaten is te zien dat tijdens de interventies medial thrust (MT) en increased push off (IPO), de totale spieractiviteit van de onderbeenspieren het meeste afneemt vergeleken met het normale gaan. Hieruit is te concluderen dat beide vormen van gait retraining een positief effect hebben op de belasting van spieren, waardoor ze geschikt zijn voor de behandeling van mensen met knieartrose. Het MT looppatroon is het meest geschikt, doordat de spieractiviteit tijdens dit looppatroon het laagste is.

Uit de resultaten is af te lezen dat tijdens trunk lean (TL) en toe-out (TO) de totale activiteit van de onderbeenspieren weinig verschilt vergeleken met het normale gaan. Hieruit is te concluderen dat deze vormen van gait retraining, minder geschikt zijn in de behandeling van mensen met knieartrose.

Aanbevelingen:

Er zal verder onderzoek gedaan moeten worden naar spieractivatiepatronen van mensen met knieartrose tijdens het normale gaan en tijdens gait retraining.

Ook zal er in de analyse rekening gehouden moeten worden met verschillen in spieractiviteit in het boven- en onderbeen (de 85%-norm).

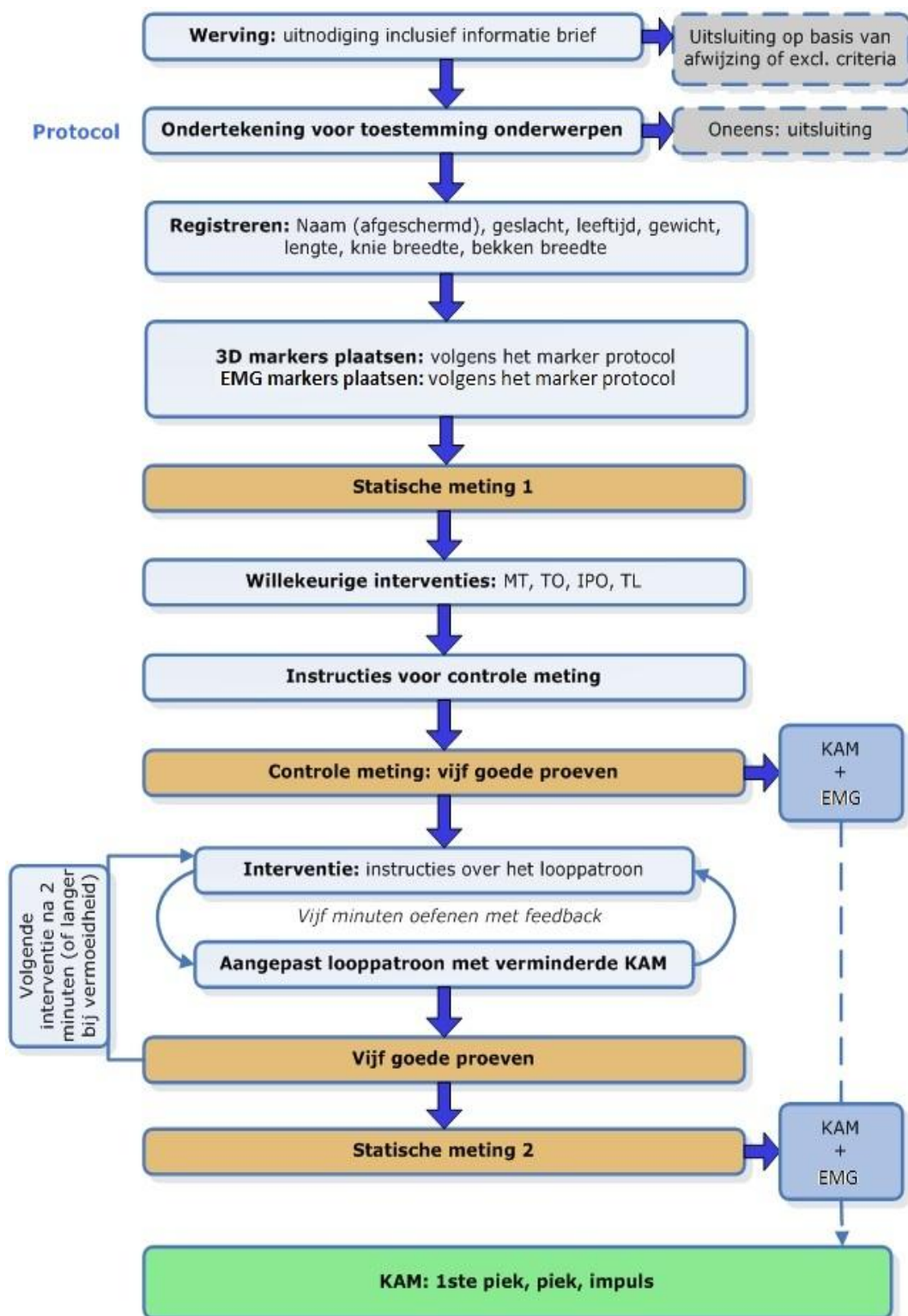
Verder vertoont EMG-analyse in de praktijk nog veel gebreken. Bijvoorbeeld de normalisatietechnieken en signaal/ruisverhoudingen. Toekomstig onderzoek zou zich moeten richten op verbetering van deze technieken.

6. Literatuur

1. Al-Zahrani, K. S. and A. M. Bakheit (2002). "A study of the gait characteristics of patients with chronic osteoarthritis of the knee." Disability and rehabilitation **24**(5): 275-280.
2. Bolgla, L. A. and T. L. Uhl (2007). "Reliability of electromyographic normalization methods for evaluating the hip musculature." Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology **17**(1): 102-111.
3. Brouwer, R. W., T. S. Jakma, et al. (2005). "Braces and orthoses for treating osteoarthritis of the knee." Cochrane Database Syst Rev(1): CD004020.
4. Childs, J. D., P. J. Sparto, et al. (2004). "Alterations in lower extremity movement and muscle activation patterns in individuals with knee osteoarthritis." Clinical biomechanics **19**(1): 44-49.
5. Fregly, B. J., J. A. Reinbolt, et al. (2007). "Design of patient-specific gait modifications for knee osteoarthritis rehabilitation." IEEE transactions on bio-medical engineering **54**(9): 1687-1695.
6. Hodges, P. W. and B. H. Bui (1996). "A comparison of computer-based methods for the determination of onset of muscle contraction using electromyography." Electroencephalography and clinical neurophysiology **101**(6): 511-519.
7. Hunt, M. A., M. Simic, et al. (2011). "Feasibility of a gait retraining strategy for reducing knee joint loading: increased trunk lean guided by real-time biofeedback." J Biomech **44**(5): 943-947.
8. Jenkyn, T. R., M. A. Hunt, et al. (2008). "Toe-out gait in patients with knee osteoarthritis partially transforms external knee adduction moment into flexion moment during early stance phase of gait: a tri-planar kinetic mechanism." J Biomech **41**(2): 276-283.
9. Lewis, C. L. and D. P. Ferris (2008). "Walking with increased ankle pushoff decreases hip muscle moments." Journal of biomechanics **41**(10): 2082-2089.
10. Miyazaki, T., M. Wada, et al. (2002). "Dynamic load at baseline can predict radiographic disease progression in medial compartment knee osteoarthritis." Ann Rheum Dis **61**(7): 617-622.
11. Mundermann, A., J. L. Asay, et al. (2008). "Implications of increased medio-lateral trunk sway for ambulatory mechanics." J Biomech **41**(1): 165-170.
12. Nordez, A., P. Casari, et al. (2008). "Accuracy of Biodex system 3 pro computerized dynamometer in passive mode." Med Eng Phys **30**(7): 880-887.
13. Perry, J. and J. M. Burnfield (2010). Gait analysis: normal and pathological function, SLACK Incorporated.
14. Peter, W. F. H., M. J. Jansen, et al. (2010). "Artrose heup-knie." 120. 2010, from https://www.kngfrichtlijnen.nl/images/pdf/richtlijnen/artrose%20heup-knie/1312402372_Artrose%20heup-knie%20Praktijkrichtlijn.pdf.
15. Schipplein, O. D. and T. P. Andriacchi (1991). "Interaction between active and passive knee stabilizers during level walking." Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society **9**(1): 113-119.
16. Seniam. "Seniam." Retrieved 18 September, 2012, from <http://www.seniam.org/>
17. Sharma, L., D. E. Hurwitz, et al. (1998). "Knee adduction moment, serum hyaluronan level, and disease severity in medial tibiofemoral osteoarthritis." Arthritis Rheum **41**(7): 1233-1240.
18. Simic, M., R. S. Hinman, et al. (2011). "Gait modification strategies for altering medial knee joint load: a systematic review." Arthritis Care Res (Hoboken) **63**(3): 405-426.

7. Bijlagen

Bijlage I: Onderzoeksprotocol



Bijlage II: Informatiebrief aan de proefpersonen

Titel van het onderzoek

Wat is het effect van gait retraining bij gezonde personen op het spieractivatiepatroon tijdens 'het gaan'?

Verantwoordelijk onderzoeker: Ing. Tim A. Gerbrands MSc. (+31 6 1440 2338)

Beste (potentiële) deelnemer,

Met deze brief wordt u gevraagd als gezond proefpersoon deel te nemen aan een experimenteel onderzoek in het bewegingsanalyzelab van Fontys Paramedische Hogeschool (FPH) te Eindhoven. Voor deelname is het belangrijk om meer te weten over het onderzoek. Lees deze informatiebrief rustig door. Bij vragen kunt u terecht bij de verantwoordelijk onderzoeker.

Doel van het onderzoek

Wereldwijd hebben veel patiënten te kampen met gewrichtsaandoeningen. Patiënten met knieartrose bijvoorbeeld vormen een grote groep (360.000 in NL). Zij ervaren dagelijks pijn, functieverlies en verminderde mobiliteit als gevolg van onherstelbaar beschadigd kraakbeen in het kniegewricht. Genezing is niet mogelijk en dus is behandeling beperkt tot symptoombestrijding en het voorkomen van verergering. Vaak worden bij deze patiëntengroepen ondersteunende loophulpmiddelen gebruikt om gewrichtsbelasting te verlagen. Deze zijn vaak duur en onpraktisch in gebruik. Dit onderzoek richt zich op een mogelijk alternatief: aanpassingen van het looppatroon, gericht op verlaging van de kniebelasting.

Om het potentieel van dergelijke aanpassingen te toetsten wordt het effect eerst op gezonde proefpersonen getoetst. In een vervolgstudie zullen patiëntengroepen worden onderzocht op basis van de bevindingen van het huidige experiment.

De te onderzoeken behandelmethodes

Vanuit de literatuur lijken aanpassingen van het wandelgedrag geschikt voor het verlagen van onder meer kniebelasting. Het doel van het huidige onderzoek is om de kniebelasting te verlagen tijdens wandelen. Binnen dit onderzoek zullen 4 aanpassingen van het wandelgedrag worden getoetst op hun effectiviteit in het verlagen van kniebelasting. De deelnemer wordt hiertoe willekeurig ingedeeld in één van deze groepen:

Vergroting van de zijwaartse romphoek;

Afvlakking van de verticale beweging van het lichaam door een specifieke afrol van de voet;

Wandelen waarbij de knieën elkaar bijna raken ('medialisering' van de knie);

Wandelen met de voeten naar buiten gedraaid.

Uitvoering van het onderzoek

Na ondertekening van een toestemmingsformulier verloopt het experiment als volgt:

Op de proefpersonen werden 21 actieve infraroodmarkers geplaatst ten behoeve van 3D bewegingsregistratie. Voor het meten van spieractiviteit werden EMG-sensoren op de benen geplaatst. Alle sensoren werden met dubbelzijdig tape aan het lichaam bevestigd. De meetomgeving waarbinnen de proefpersonen werden gemeten bevat 2 infraroodcamera's en een in de vloer verzonken krachtenplaat. Van elke proefpersoon werd voor aanvang van de meetsessie een nulmeting gemaakt: een kalibratiemetings waarbij de proefpersoon kort stilstaat binnen het zicht van de infraroodcamera's. Vervolgens begon de meetsessie, waarin de proefpersoon werd gevraagd over de krachtenplaat te lopen. Zij wandelden eerst met een normaal looppatroon waarbij proefpersonen vrij stonden hun wandelgedrag te kiezen. Vervolgens liepen zij gerandomiseerd onder een van volgende condities:

1) Wandelen met een voet afrol gericht op afvlakking van de verticale beweging van het lichaamsswaartepunt ('Increased Push Off').

2) Wandelen alsof de knieën bijna langs elkaar schuren ('Medial Thrust').

3) Wandelen met een vergrootte zijwaartse romphoek ('Trunk Lean').

4) Wandelen met beide voeten naar buiten gedraaid zonder in het extreme te vervallen ('Toe Out').

Van elke conditie werd data verzameld van 5 metingen waarbij er contact moet zijn geweest tussen de volledige voetzool en krachtenplaat.

Wat wordt er van u verwacht, en wat zijn de voor-/nadelen?

Binnen dit onderzoek wordt van u verwacht onafgebroken deel te kunnen nemen aan de experimenten zoals hierboven beschreven. In de aanloop naar het experiment hoeft u zich verder niet voor te bereiden.

De (mentale/lichamelijke) risico's van deelname zijn marginaal (vergelijkbaar met normaal wandelen over een vlakke vloer). Deelname zal voor u persoonlijk geen directe voordelen hebben. Voor de toekomst kan het onderzoek wel bijdragen aan fysiotherapeutische behandelmethoden.

Deelname is vrijwillig en kan op elk moment worden beëindigd zonder opgaaf van reden en zonder dat hierbij de veiligheid in het geding komt. Ook de verantwoordelijk onderzoeker behoudt het recht het onderzoek te beëindigen. Bij (be)eindiging van het onderzoek wordt na verwijdering van de meetapparatuur verder niets meer van u gevraagd.

Alle persoons- en meetgegevens zullen vertrouwelijk en anoniem (gecodeerd) worden behandeld en gepresenteerd. Deze gegevens zijn alleen naar u terug te herleiden door de onderzoeker.

Voor dit onderzoek is toestemming verkregen van de Raad van Bestuur van het UMC Utrecht na een positief oordeel van de Medisch Ethische Toetsingscommissie UMC Utrecht.

Wilt u verder nog iets weten?

Vragen vóór, tijdens en na het onderzoek kunt u stellen aan de verantwoordelijke onderzoeker:

Daan Kleuskens

Hartelijk dank voor uw overweging deel te nemen aan dit experiment.

Met vriendelijke groet,
Daan Kleuskens

Bijlage III: Informed Consent (toestemmingsverklaring)

Titel van het onderzoek: *‘Wat is het effect van gait retraining bij gezonde personen op het spieractivatiepatroon tijdens ‘het gaan’?’*

In te vullen door de deelnemer

Hierbij verklaar ik op een voor mij duidelijke wijze te zijn ingelicht over de aard, methode, doel en de risico's en belasting van het onderzoek. Ik weet dat onderzoeksgegevens en -resultaten alleen anoniem en vertrouwelijk aan derden bekend gemaakt zullen worden. Mijn vragen zijn naar tevredenheid beantwoord.

Ik begrijp dat (bewerkingen van) foto- en/of filmmateriaal dat is verzameld tijdens dit onderzoek uitsluitend voor analyse en/of wetenschappelijke presentaties zullen worden gebruikt.

Ik stem geheel vrijwillig in met deelname aan dit onderzoek. Ik behoud me daarbij het recht voor om op elk moment zonder opgaaft van redenen mijn deelname aan dit onderzoek te beëindigen.

Naam (deelnemer):

Datum:

Handtekening (deelnemer):

In te vullen door de uitvoerende onderzoeker

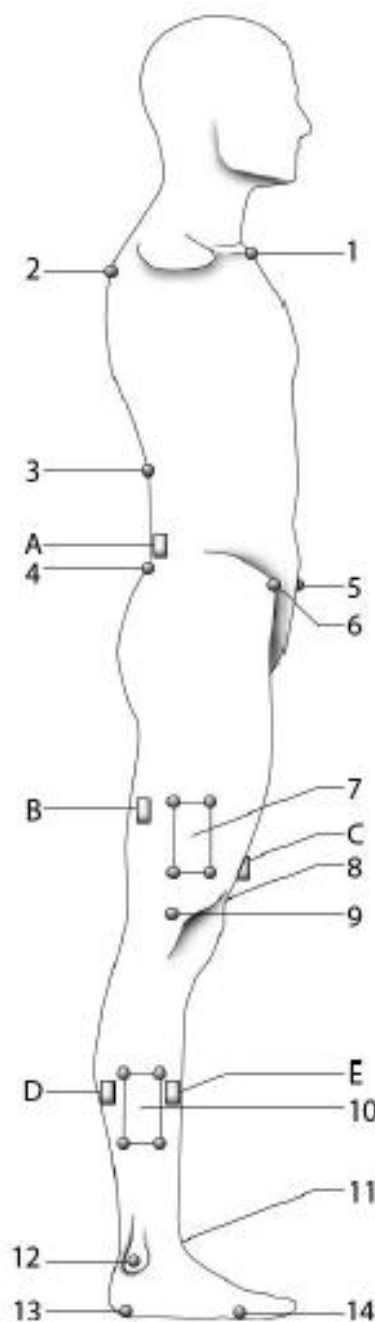
Ik heb een mondelinge en schriftelijke toelichting gegeven op het onderzoek. Ik zal resterende vragen over het onderzoek naar vermogen beantwoorden. De deelnemer zal van een eventuele voortijdige beëindiging van deelname aan dit onderzoek geen nadelige gevolgen ondervinden.

Naam (onderzoeker):

Datum:

Handtekening (onderzoeker):

Bijlage IV: markerprotocol



Infrared markers

1. Incisura jugularis
2. Th.2
3. Th.10
4. S.1
5. Left ASIS
6. Right ASIS
7. Cluster marker upper leg (lateral on femur)
8. Medial femoral epicondyle
9. Lateral femoral epicondyle
10. Cluster marker lower leg (dorso-lateral tibia)
11. Medial malleolus
12. Lateral malleolus
13. Heel
14. Caput metatarsal V

ADC sensors

- A. Sacrum (*accelerometer*)
- B. M. biceps femoris (*EMG*)
- C. M. vastus medialis (*EMG*)
- D. M. gastrocnemius caput mediale (*EMG*)
- E. M. tibialis anterior (*EMG*)

Bijlage V: Goedkeuring Projectplan

Beoordelingsformulier projectplan

Naam student: Daan Kleuskens

Datum: 14-11-2012

Diversen

- Het projectplan is opgesteld volgens het format ja / nee
- Spelling en taalgebruik zijn correct ja / nee

Probleemomschrijving en probleemstelling (inleiding)

- De probleemomschrijving is voldoende helder geformuleerd ja / nee
- Uit de probleemomschrijving, blijkt de maatschappelijke en paramedische relevantie ja / nee
- Op basis van de probleemstelling wordt een concrete en relevante vraagstelling (of meerdere) geformuleerd met eventueel sub vragen ja / nee

Doelstelling

De doelstelling is:

- Voldoende helder en concreet geformuleerd ja / nee
- Relevant voor een gekozen doelgroep binnen de (paramedische) beroepspraktijk ja / nee
- Praktisch uitvoerbaar ja / nee
- Haalbaar binnen de tijd ja / nee

Projectproduct

Het projectproduct:

- Sluit aan bij de probleemstelling, vraagstelling en doelstelling ja / nee
- Is bruikbaar voor de gekozen doelgroep ja / nee
- Sluit aan bij de wens van de opdrachtgever ja / nee
- De producteisen zijn nauwkeurig omschreven ja / nee

Activiteiten/methode

Er wordt voldoende inzicht gegeven in soorten activiteiten en soorten bronnen voor het uitvoeren van het onderzoek en het tot stand komen van het product ja / nee

Tijdpad

- Het tijdpad geeft voor het project als geheel een globale fasering en tijdbesteding en voor de eerstkomende weken een steeds gedetailleerdere invulling ja / nee
- In de tabel zijn belangrijke momenten (typografisch opvallend) vastgelegd, (bv. contactmomenten, inlevermomenten e.d.) ja / nee
- In het tijdpad wordt al een globale invulling gegeven van de taakverdeling bij de geplande activiteiten ja / nee

Begrote kosten

Er wordt een helder inzicht gegeven in:

- De te verwachten soorten kosten qua geld en uren ja / nee
- De verdeling van deze kosten (projectleider, student, opleiding) ja / nee

Literatuur

- Gebruikte en geplande literatuur is specifiek en in voldoende omvang genoemd ja / ~~nee~~
- Er wordt verwezen naar relevante en recente literatuur ja / ~~nee~~
- Literatuurverwijzingen, in lopende tekst en in literatuurlijst, worden gegeven volgens de Schrijfwijzer (Wouters 2012) ja / ~~nee~~

Toelichting:

Duidelijke inleiding en methode. Kleine details m.b.t. de reeds behaalde resultaten op gebied van gait retraining ontbreken nog. De methode moet nog iets worden uitgebreid met technische specificaties van de data-analyse (die op moment van schrijven nog niet volledig bekend waren).

Alle punten onder B3.1 tot en met B3.8 moeten met 'ja' beantwoord zijn om een GO voor het project te krijgen. De begeleider bespreekt met de student op welke punten wijzigingen nodig zijn.

ALGEMEEN:

GO / ~~NO-GO~~

Naam beoordelaar:
Tim Gerbrands

Datum + Handtekening
14-11-2012

Bijlage VI: Geheimhoudingsverklaring

Naam: Daan Kleuskens

Studentnr°: 2092511

Titel:

Gait retraining en spieractivatiepatronen.

Inhoud (omschrijving):

In dit onderzoek is het effect van gait retraining onderzocht op het spieractivatiepatroon tijdens het gaan.

Onderzoeksvraag:

Wat is het effect van gait retraining bij gezonde personen op het spieractivatiepatroon tijdens 'het gaan'?

1. Fontys Paramedische Hogeschool te Eindhoven verbindt zich door ondertekening van deze verklaring, informatie met betrekking tot de verstrekte gegevens en uit onderzoek verkregen resultaten waarvan in het kader van bovengenoemd project praktijkgericht onderzoek kennis wordt genomen en waarvan bekend is of redelijkerwijs begrepen kan worden dat dit als geheim of vertrouwelijk wordt beschouwd, strikt geheim te houden.
2. Tevens geldt deze geheimhoudingsverplichting voor de werknemers van Fontys Paramedische Hogeschool, evenals voor anderen die op enigerlei wijze uit hoofde van hun functie toegang hebben of kennis nemen van bedoelde informatie.
3. Bovenstaande laat onverlet dat de student het project praktijkgericht onderzoek kan uitvoeren volgens geldende voorschriften en regels.

Student:

Naam: Daan Kleuskens

(handtekening)

Datum: 15/02/2013

Begeleider:

Naam: Tim Gerbrands

(handtekening)

Datum: __/__/____

Coördinator: voor ontvangst

Naam: _____

(handtekening)

Datum: __/__/____

Bijlage VII: Overeenkomst overdracht rechten

OVEREENKOMST

houdende overdracht van rechten en de plicht tot
overdracht/retournering van data, software en andere middelen

Ondergetekenden:

1. de heer, *Daan Anna Leonardus Kleuskens*, woonachtig te *5961TH Horst*, aan de *Meent 9*, hierna aan te duiden als “**Student**”

en

2. Stichting Fontys h.o.d.n. Fontys Hogescholen, Rachelsmolen 1, 5612 MA Eindhoven, hierna “**Fontys**”

CONSIDERANS

- A. Student studeert aan de Fontys Paramedische Hogeschool te Eindhoven en heeft in het kader van zijn/haar studie, al dan niet tezamen met derden en/of in opdracht van derden, (diverse) activiteiten verricht, of zal deze nog verrichten, in het kader van onderzoeken die onder supervisie staan van het lectoraat van Fontys Paramedische Hogeschool. Voornoemde activiteiten zullen hierna worden aangeduid als “**Lectoraat Studieactiviteiten**”. Ten tijde van ondertekening van deze verklaring superviseert het lectoraat van Fontys Paramedische Hogeschool in ieder geval de onderzoeken die zijn opgesomd in bijlage 1, maar deze opsomming is niet uitputtend en kan in de toekomst veranderen.
- B. Het is voor Fontys Paramedische Hogeschool van essentieel belang dat (uitwerkingen van) de Lectoraat Studieactiviteiten ongehinderd en zonder enige beperking verder kunnen worden ontwikkeld en toegepast door Fontys Paramedische Hogeschool en/of voor onderwijs van andere studenten kunnen worden gebruikt. Fontys wil in ieder geval – maar niet uitsluitend – (uitwerkingen van) de Lectoraat Studieactiviteiten (i) kunnen delen met en/of over te dragen aan derden, (ii) op eigen naam kunnen publiceren, waarbij Student mogelijk als co-auteur kan worden vernoemd mits dit gezien de omstandigheden redelijk is, (iii) kunnen gebruiken als basis voor nieuwe onderzoeksprojecten.
- C. Als op (uitwerkingen van) Lectoraat Studieactiviteiten intellectuele eigendomsrechten (komen te) rusten en/of daaraan verwante aanspraken van Student, wensen partijen – het onder (B) genoemde in aanmerking nemend – dat Fontys Paramedische Hogeschool de enige rechthebbende ten aanzien van deze rechten en aanspraken is. Student wenst dan ook al zijn/haar huidige en toekomstige intellectuele eigendomsrechten alsook daaraan verwante aanspraken met betrekking tot (uitwerkingen van) de Lectoraat Studieactiviteiten aan Fontys over te dragen, onder de hierna te noemen voorwaarden;
- D. Student wenst voorts de verplichting op zich te nemen – wederom het onder (B) genoemde in aanmerking nemend – om alle door hem/haar in het kader van (uitwerkingen van) de Lectoraat

Studieactiviteiten door hem/haar verzamelde data aan Fontys over te dragen en geen kopieën daarvan te bewaren, en eveneens alle in het kader van (uitwerkingen van) de Lectoraat Studieactiviteiten aan hem/haar door Fontys verstrekte eerder verzamelde data, software en/of andere middelen, zoals meet- en testapparatuur, aan Fontys te retourneren zonder kopieën daarvan te bewaren, dit alles onder de hierna te noemen voorwaarden.

KOMEN OVEREEN ALS VOLGT

Overdracht intellectuele eigendomsrechten

1.1 Student draagt hierbij over aan Fontys Paramedische Hogeschool al zijn/haar huidige en toekomstige intellectuele eigendomsrechten en aanverwante aanspraken met betrekking tot (uitwerkingen van) de Lectoraat Studieactiviteiten, voor de volledige duur van die rechten.

1.2 Onder intellectuele eigendomsrechten en/of daaraan verwante aanspraken wordt tenminste – maar niet uitsluitend – verstaan het auteursrecht, het databankenrecht, het octrooirecht, het merkenrecht, het handelsnamenrecht, het tekeningen- en modellenrecht, het kwekersrecht, bescherming van knowhow en bescherming tegen oneerlijke mededinging.

De in 1.1 omschreven overdracht is onbeperkt. Zodoende omvat de overdracht alle aan de overgedragen rechten en aanspraken verbonden bevoegdheden, en geldt de overdracht voor alle landen ter wereld.

Voor zover enige nationale wetgeving enige nadere medewerking van Student vereist voor de overdracht genoemd onder 1.1, zal Student deze medewerking op eerste verzoek van Fontys Paramedische Hogeschool onmiddellijk en zonder enig voorbehoud verlenen.

Fontys aanvaardt de in 1.1 omschreven overdracht.

1. Afstand van persoonlijkheidsrechten

2.1 Voor zover toegestaan onder artikel 25 Auteurswet, en andere eventueel toepasselijke nationale wetgeving, doet Student afstand van zijn/haar persoonlijkheidsrechten, waaronder begrepen – maar niet uitsluitend – het recht op vermelding van de naam van Student en het recht zich te verzetten tegen wijzigen van (uitwerkingen van) de Lectoraat Studieactiviteiten. Indien en voor zover aan Student onder enige nationale wetgeving een beroep toekomt op persoonlijkheidsrechten ondanks het bovenstaande, zal Student zich niet op onredelijke gronden op deze persoonlijkheidsrechten beroepen.

2.2 In afwijking van hetgeen in 2.1 is bepaald kan Fontys Paramedische Hogeschool besluiten de naam van Student wel te vermelden als dit gezien de omvang van zijn/haar bijdrage en werkzaamheden redelijk is.

2. Vergoeding

Student gaat ermee akkoord dat hij/zij geen vergoeding voor de in deze verklaring omschreven rechtenoverdracht en -afstand van Fontys zal ontvangen.

3. Garantie ten aanzien van intellectuele eigendomsrechten

Student verklaart bevoegd te zijn tot de overdracht en afstand, en verklaart geen licentie(s) tot enigerlei wijze van gebruik van (uitwerkingen van) de Lectoraat Studieactiviteiten aan enige derde(n) te hebben verleend of in de toekomst te zullen verlenen. Student vrijwaart Fontys voor iedere aanspraak van derden in dit kader.

4. *Plicht tot overdracht/retournering van data, software en andere middelen*

5.1 Op het moment dat Student niet langer Lectoraat Studietoelagen verricht en/of niet langer student van Fontys is, verplicht Student zich tot overdracht aan Fontys van alle in het kader van (uitwerkingen van) de Lectoraat Studietoelagen door hem/haar verzamelde data, in de ruimste zin van het woord, daaronder begrepen – maar niet uitsluitend – onderzoeken en onderzoeksresultaten, tussentijdse notities, documenten, afbeeldingen, tekeningen, modellen, prototypes, specificaties, productiemethoden, procesbeschrijvingen en techniekbeschrijvingen.

4.2 Student garandeert op geen enkele wijze, in welke vorm dan ook, kopieën van de in 5.1 bedoelde data bewaard te hebben.

5.3 Student verplicht zich om aan Fontys te retourneren alle in het kader van de Lectoraat Studietoelagen aan hem/haar door Fontys verstrekte data, software en/of andere middelen, en garandeert op geen enkele wijze, in welke vorm dan ook, kopieën van de verstrekte software en/of andere middelen bewaard te hebben.

5.4 Student gaat ermee akkoord dat indien hij in strijd met de verplichtingen en garanties genoemd onder 5.1 tot en met 5.3 handelt en/of gehandeld blijkt te hebben, (a) hij/zij aansprakelijk is voor alle schade die Fontys hierdoor heeft geleden en/of nog zal lijden, en (b) dat dit als fraude kwalificeert en Fontys daaraan passende sancties mag verbinden. De door Fontys op te leggen sancties kunnen onder meer bestaan uit het niet toekennen van studiepunten, het tijdelijk uitsluiten van Ondergetekende van deelname aan examens, maar ook uit het definitief uitschrijven van Ondergetekende als student van Fontys.

5. *Afstand*

Student doet afstand van het recht op ontbinding van deze overeenkomst.

6. *Overig*

7.1 Voor zover deze overeenkomst afwijkt van het studentenstatuut geldt dat deze overeenkomst voor gaat.

7.2 Deze overeenkomst wordt beheerst door Nederlands recht. Alle uit deze verklaring voortvloeiende geschillen zullen worden voorgelegd aan de bevoegde rechter te Amsterdam.

Student:

**Stichting Fontys
h.o.d.n. Fontys Hogescholen
begeleider:**

Naam: Daan Kleuskens

Naam: Tim Gerbrands

(handtekening)

(handtekening)

Datum: 15/02/2013

Datum: ____/____/____

Plaats: Horst

Plaats: _____