

2013•2014  
FACULTEIT GENEESKUNDE EN LEVENSWETENSCHAPPEN  
*master in de revalidatiewetenschappen en de  
kinesitherapie*

## Masterproef

Spiervermoeidheid rond de schouder tijdens een belaste anteflexie bij  
personen met multiple sclerose: een pilotstudie

Promotor :  
dr. Pieter VAN NOTEN

Ward Hemelaer

*Proefschrift ingediend tot het behalen van de graad van master in de  
revalidatiewetenschappen en de kinesitherapie*

2013•2014

FACULTEIT GENEESKUNDE EN  
LEVENSWETENSCHAPPEN

*master in de revalidatiewetenschappen en de  
kinesitherapie*

## Masterproef

Spiervermoeidheid rond de schouder tijdens een belaste  
anteflexie bij personen met multiple sclerose: een  
pilotstudie

Promotor :  
dr. Pieter VAN NOTEN

Ward Hemelaer

*Proefschrift ingediend tot het behalen van de graad van master in de  
revalidatiewetenschappen en de kinesitherapie*



## **Woord vooraf**

Deze masterproef vormt het einde van mijn vijfjarige opleiding kinesitherapie en revalidatiewetenschappen aan de universiteit van Hasselt. Het schrijven van deze thesis is een leerrijke ervaring geweest die mij toegestaan heeft een beter inzicht te krijgen in het wetenschappelijk onderzoek dat gevoerd wordt in deze sector. Ik wil deze gelegenheid dan ook graag gebruiken om iedereen te bedanken die, op welke wijze dan ook, een bijdrage geleverd heeft bij het maken van deze thesis.

Eerst en vooral wens ik graag mijn promotor Dr. P. Van Noten te bedanken voor zijn inzet en begeleiding gedurende het hele proces.

Mijn dank gaat ook uit naar Prof. Dr. P. Feys en Dra. D. Severijns voor de mogelijkheid hun studie te volgen en op deze manier data te verkrijgen.

Tot slot wil ik graag mijn vrienden en familie bedanken voor de steun en hulp bij het maken van deze masterproef.



## Situering

Deze masterproef maakt deel uit van de opleiding kinesitherapie en revalidatiewetenschappen aan de universiteit van Hasselt voor het behalen van de graad 'Master of Science in de Revalidatiewetenschappen en de Kinesitherapie'. Dit eindwerk verplicht de student op een zelfstandige en wetenschappelijke manier te werken om aldus een bijdrage te leveren aan de kinesitherapie en revalidatiewetenschappen. Deze masterproef wordt gesitueerd binnen het onderzoeksdomein musculoskeletale revalidatie van de onderzoeksgroep REVAL binnen het biomedisch onderzoeksinstituut (BIOMED). In 2008 startte Prof. Dr. S. Van Deun een nieuwe onderzoeklijn op die de spieractivatiepatronen in het bovenste ledemaat bij personen met een hemiplegie na CVA bestudeert. Momenteel is er een studie van Dra. L. De Baets aan de gang waarin de spieractivatiepatronen rond de schoudergordel tussen gezonde personen en personen na een CVA met en zonder schouderpijn vergeleken worden. Op deze manier wordt er getracht een beter inzicht te krijgen op de specifieke veranderingen in spieractivatie binnen deze populaties. Dit gegeven is echter minder onderzocht bij multiple sclerose (MS). Daarom werd er contact opgenomen met Prof. Dr. P. Feys en Dra. D. Severijns om de spieractivatie bij personen met MS te onderzoeken rond de schouder.

Vanuit een anatomisch perspectief is de schoudergordel intrinsiek instabiel door de incongruentie tussen de gewrichtsvlakken van de caput humeri en de fossa glenoïdale en door de beperkte botverbinding tussen de scapula en de thorax [Culham et al., 1993; Davies et al., 1993]. De beperkte stabiliteit van de schoudergordel wordt anderzijds extra op de proef gesteld door de eigenschappen van een beweging, ondermeer het bewegingsbereik en de bewegingssnelheid. Om een normale bewegingsuitvoering te verzekeren is dus een aangepast spiergebruik of coördinatie noodzakelijk, zowel voor het aansturen van de bewegingen als het zorgen voor dynamische stabiliteit [Davies et al., 1993; Digiovine et al., 1992; Kibler, 1998].

Deze musculaire coördinatie kan verstoord worden door neuromusculaire mechanismen zoals spiervermoeidheid [McQuade et al., 1998]. Spiervermoeidheid kan zowel perifere als centrale oorzaken hebben, het werkingsprincipe van beide is echter nog niet duidelijk [Enoka et al., 1992]. Dit is ook het geval bij personen met MS waar vermoeidheid, naast andere motorische en sensorische symptomen, een gemeenschappelijke klacht is [Comi et al., 2001; Petajan et al., 1999]. Het kan ervaren worden als een gebrek aan motivatie om een taak te vervolledigen door een overdreven gevoel van inspanning of als een verminderde motorische functie bij aangehouden fysieke activiteit [Mills et al., 2008]. Bij personen met MS is de invloed van spiervermoeidheid op de spieren rond de schouder nog niet duidelijk. Zwakte van de arm musculatuur, abnormale spiertonus en veranderde spieractivatiepatronen kunnen aanleiding geven tot een andere oriëntatie van de scapula en het glenohumerale gewricht, met pijn als gevolg [Cools et al., 2007; Smith, 2012]. Inzicht in de wijzigingen van de spieractivatie onder invloed van spiervermoeidheid kan dus belangrijke implicaties hebben op het gebied van preventie, diagnose en behandeling. Het doel van deze pilotstudie is dan ook de invloed van spiervermoeidheid op de spieractivatie rond de schouder bij personen met MS te onderzoeken.

Deze masterproef maakt deel uit van het lopend onderzoeksproject van Prof. Dr. P. Feys en Dra. D. Severijns waarbij er de mogelijkheid was om een pilotstudie te doen rond de spiervermoeidheid bij personen met MS. Ik had zelf geen aandeel in de rekrutering van de proefpersonen en slechts een beperkte betrokkenheid bij het opstellen van de onderzoeksmethode door het testen van het protocol. De metingen werden samen met Dra. D. Severijns afgenomen in de periode van november en de data werd geanalyseerd in samenwerking met mijn promotor Dr. P. Van Noten. Door externe problemen zoals het programma om de data te lezen werden deze pas bekomen drie weken voor het inleveren van de masterproef. Tot slot gebeurde het schrijfwerk volledig zelfstandig met correcties van mijn promotor Dr. P. van Noten.

Het onderzoek werd uitgevoerd in het Revalidatie & MS Centrum Overpelt dat samenwerkt met het biomedisch onderzoeksinstituut (BIOMED) en het onderzoeksinstituut REVAL aan de Universiteit van Hasselt. Dit centrum is gekend vanwege zijn expertise in de diagnostiek, behandeling en zorg van patiënten met MS. De samenwerking tussen de verschillende instituten maakt het mogelijk klinisch onderzoek rond geneesmiddelen en behandelingen beter te richten. Daarnaast wordt er in samenwerking met Adlon eveneens sportmedisch advies gegeven aan personen met beperkingen. Het centrum beschikt over diverse meetmethoden. Voor dit onderzoek zal er gebruikt gemaakt worden van de Haptic Master en de oppervlakte elektromyografische metingen.

#### Referentielijst

- Comi, G., Leocani, L., Rossi, P., & Colombo, B. (2001). Physiopathology and treatment of fatigue in multiple sclerosis. *J.Neurol.*, 248(3), 174-179.
- Cools, A. M., Declercq, G. A., Cambier, D. C., Mahieu, N. N., & Witvrouw, E. E. (2007). Trapezius activity and intramuscular balance during isokinetic exercise in overhead athletes with impingement symptoms. *Scand.J.Med.Sci.Sports*, 17(1), 25-33.
- Culham, E., & Peat, M. (1993). Functional anatomy of the shoulder complex. *J.Orthop.Sports Phys.Ther.*, 18(1), 342-350.
- Davies, G. J., & Dickoff-Hoffman, S. (1993). Neuromuscular testing and rehabilitation of the shoulder complex. *J.Orthop.Sports Phys.Ther.*, 18(2), 449-458.
- Digiovine, N. M., Jobe, F. W., Pink, M., & Perry, J. (1992). An electromyographic analysis of the upper extremity in pitching. *J.Shoulder Elbow Surg.*, 1(1), 15-25.
- Enoka, R. M., & Stuart, D. G. (1992). Neurobiology of muscle fatigue. *J.Appl.Physiol* (1985.), 72(5), 1631-1648.
- Kibler, W. B. (1998). The role of the scapula in athletic shoulder function. *Am.J.Sports Med.*, 26(2), 325-337.
- McQuade, K. J., Dawson, J., & Smidt, G. L. (1998). Scapulothoracic muscle fatigue associated with alterations in scapulohumeral rhythm kinematics during maximum resistive shoulder elevation. *J.Orthop.Sports Phys.Ther.*, 28(2), 74-80.
- Mills, R. J., & Young, C. A. (2008). A medical definition of fatigue in multiple sclerosis. *QJM.*, 101(1), 49-60.
- Petajan, J. H., & White, A. T. (1999). Recommendations for physical activity in patients with multiple sclerosis. *Sports Med.*, 27(3), 179-191.
- Smith, M. (2012). Management of hemiplegic shoulder pain following stroke. *Nurs.Stand.*, 26(44), 35-44.

# **Spiervermoeidheid rond de schouder tijdens een belaste anteflexie bij personen met multiple sclerose: een pilotstudie**

Opgesteld volgens de richtlijnen van 'Journal of Electromyography and Kinesiology':  
<https://www.elsevier.com/journals/journal-of-electromyography-and-kinesiology/1050-6411/guide-for-authors>





## **Abstract**

Het doel van deze pilotstudie was het onderzoeken van de invloed van spierversmoedigheid op de spieractivatie rond de schouder bij personen met multiple sclerose. Vijf proefpersonen namen deel aan deze studie en voerden een vermoeidheidsprotocol voor de schouderanteflexie uit. Het vermoeidheidsprotocol bestond uit drie belaste schouderanteflexie reeksen aan 60% van de maximale vrijwillige contracties (MVC). Voor, na elke reeks binnen en 10 minuten na het vermoeidheidsprotocol werd een MVC afgenomen om te analyseren op spieractivatie en kracht. De elektromyografische activiteit van verscheidene spieren rond de schoudergordel werd geanalyseerd op amplitude en frequentie. De krachtwaarden werden geregistreerd met de Haptic Master, en visueel analoge schalen (VAS) werden gebruikt om de subjectieve vermoeidheid te meten. Statistische analyse gebeurde met behulp van de Spearman's rank-order correlation en Friedman test (post hoc: Wilcoxon signed-rank test met Bonferroni correctie). In overeenstemming met de VAS en de krachtwaarden toonden de elektromyografische parameters geen significante verschillen aan. Verder onderzoek dat rekening houdt met de vermoeidheidsmechanismen bij multiple sclerose en een adequate standaardisering van het protocol is nodig om veranderingen van spieractivatie onder invloed van spierversmoedigheid aan te tonen.

Trefwoorden: Schouder, vermoeidheid, Haptic Master, elektromyografie, visuele analoge schalen, spieractivatie.



## Inleiding

Een goed gecoördineerde spieractivatie rond de schouder is van belang om bewegingen in de arm mogelijk te maken. Binnen een normale bewegingsuitvoering van bijvoorbeeld het grijpen van een glas uit een kast, zorgen de spieren rond de schouder voornamelijk voor het aansturen van de hoofdbewegingen in nauwe interactie met de spieren rond het schouderblad die voornamelijk zorgen voor dynamische stabilisatie van de schouder. De schoudergordel is vanuit een anatomisch perspectief een intrinsiek instabiele osseuse structuur door het gebrek aan inherente passieve stabiliserende structuren [Davies et al., 1993]. De instabiele schoudergordel wordt evenzeer extra belast door de intensiteit van bewegen met name de krachtsinzet, de bewegingssnelheid en het bewegingsbereik. Hieruit volgt dat zowel de anatomie als de karakteristieken van een beweging vragen voor een aangepast spiergebruik om de schoudergordel te stabiliseren. Een goede musculaire coördinatie over de volledige bewegingsbaan is hierbij cruciaal [Davies et al., 1993; Digiovine et al., 1992; Kibler, 1998].

De schoudergordel kan worden omschreven als een complex bestaande uit het glenohumerale (GH), het acromioclaviculaire (AC), het sternoclaviculaire (SC) en het scapulothoracale (ST) gewricht. Zo wordt het GH gewricht gevormd door de caput humeri en de fossa glenoïdale van de scapula. Anderzijds is het ST gewricht geen echt gewricht in de zin van een gewrichtskapsel en kraakbeen, maar omvat dit gewricht de beweging die de scapula kan maken ten opzichte van de thorax. De scapula op zich maakt enkel verbinding met het axiale skelet door middel van het AC en SC gewricht [Culham et al., 1993; Peat, 1986]. In dat opzicht heeft de schouder een grote mobiliteit in vergelijking met de heup. Niet alleen door de beweging van de scapula ten opzichte van de thorax, maar ook door de verbinding tussen de humerus en scapula, met name het GH gewricht. Gezien de passieve instabiliteit van de schouder zullen de spieren rond de schoudergordel dus een belangrijke rol spelen bij het bewaren van de stabiliteit [Culham et al., 1993; Davies et al., 1993; McQuade et al., 1998; Peat, 1986; Terry et al., 2000].

In het GH en ST gewricht zijn er zowel spieren die een belangrijke rol spelen bij het bewaren van de stabiliteit als andere spieren die voornamelijk verantwoordelijk zijn voor het uitvoeren van een beweging. Deze laatste worden gekenmerkt door een grote hefboomarm en zijn in staat veel moment te ontwikkelen om bewegingen uit te voeren [Terry et al., 2000]. Om dit mogelijk te maken zorgen de stabilisatoren niet enkel voor een stabiele uitgangsbasis, maar ze beïnvloeden ook de positie van de scapula en de caput humeri en dus onrechtstreeks de spierlengte van deze 'prime movers' tijdens bewegingen om een optimale situatie voor beweging te creëren [Comerford et al., 2001]. Zo zal bijvoorbeeld de rotator cuff de superieure migratie van de caput humeri weerstaan tijdens een abductie van de m. deltoideus. Opdat de cavitas glenoïdale optimaal gericht staat om contact te houden met de caput humeri zorgen de m. trapezius descendens (TD) en de m. serratus anterior (SA) voor een opwaartse rotatie van de scapula tijdens deze beweging. Anderzijds zullen de SA en de m. trapezius ascendens (TA) deze opwaartse rotatie controleren door het stabiliseren van de scapula om contact tussen de humerus en het acromion te vermijden en de optimale spierlengte van de m. deltoideus te bewaren [Escamilla et al., 2009; Ludewig et al., 1996]. Er is dus een interactie tussen de

spieren die zorgen voor stabiliteit en de spieren die bijdragen aan het bewegen van de schoudergordel.

Biomechanische veranderingen en posturale afwijkingen kunnen aanleiding geven tot pathologie zoals impingement, luxaties en overbelasting [Davies et al., 1993; Finley et al., 2003; Ludewig et al., 2000; McQuade et al., 1998]. Deze biomechanische veranderingen kunnen het gevolg zijn van neuromusculaire veranderingen zoals spierversmoedigheid [Cools et al., 2002; Cools et al., 2007]. Spierversmoedigheid kan zowel via centrale als perifere mechanismen optreden. De oorzaak van centrale spierversmoedigheid is nog niet bekend. Het is mogelijk dat er een afname is van de vuurratio of rekrutering van de motoreenheden. Deze centrale drive kan ook een verandering van neurale strategie veroorzaken. De efficiëntie van de rekrutering van motoreenheden neemt toe en er worden meer motorische eenheden aangesproken om zo de kracht van de vermoeide spier te optimaliseren. Het werkingsprincipe van perifere vermoeidheid is eveneens nog niet duidelijk. Zo kan er een daling van de zuurtegraad (pH) optreden door protonen zoals waterstof (H<sup>+</sup>) en fosfocreatine. Dit geeft op zijn beurt aanleiding tot inhibitie van de vrijlating van calcium dat een belangrijke rol speelt bij spiercontracties. Ook de opstapeling van kalium en depletie van natrium uit de extracellulaire ruimte kan tot een verminderde excitatie leiden van de spiervezel membranen [Enoka et al., 1992; Enoka et al., 2008; Kent-Braun, 1999; Place et al., 2009].

Zulke brede definitie van spierversmoedigheid behelst dus verschillende fysiologische mechanismen. Deze studie stelt een meer gerichte definitie voor: 'een inspanninggerelateerde vermindering in het vermogen van een spier om kracht of power te ontwikkelen en al dan niet de taak volgehouden kan worden' [Bigland-Ritchie et al., 1984; Sogaard et al., 2006]. Dit wil zeggen dat het vermogen van krachtgeneratie afneemt door inspanning, maar dus ook kan recupereren na een periode van rust. Vermoeidheid kan niet alleen gemeten worden door krachtsregistratie, maar ook door oppervlakte elektromyografische metingen (EMG). Zo zou er een stijging zijn van het kwadratisch gemiddelde (RMS) en een daling van de gemiddelde power frequentie (MPF) naar lagere frequenties van het EMG signaal door vermoeidheid [Chabran et al., 2002].

De invloed van spierversmoedigheid op de spieractivatie rond de schouder bij gezonde personen is reeds onderzocht. Cools et al. (2002) voerden een vermoeidheidsprotocol uit van de drie m. trapezius bundels en de m. deltoideus anterior (DA) om een verandering in reactiesnelheid te meten bij een plotse schouderbeweging voor en na vermoeidheid. Het moment van spieractivatie werd bij alle spieren gemeten door middel van het oppervlakte EMG. Voor het protocol bleek de DA sneller te activeren dan de drie trapezius bundels, die gelijktijdig activeerden. Na het induceren van vermoeidheid ontstond er een vertraging in het moment van spieractivatie van de m. trapezius descendens (18.5%), m. trapezius transversus (TT; 19.1%) en de DA (26.2%). In de m. trapezius ascendens trad er geen verandering op. Hieruit blijkt dat de TA meer geschikt is als stabilisator tijdens schouder- en armbewegingen terwijl de TD meer geactiveerd wordt tijdens de bewegingen zelf. Het vertragen van het moment van spieractivatie als gevolg van spierversmoedigheid kan gevolgen hebben tijdens bewegingen. Dit kan aanleiding geven tot biomechanische afwijkingen en dus mogelijk tot pathologie.

De invloed van vermoeidheid kan anderzijds onderzocht worden bij personen met een aandoening die een andere vermoeidheidssensatie hebben zoals bijvoorbeeld bij multiple sclerose (MS). MS is een inflammatoire auto-immuunziekte van het centraal zenuwstelsel. Het wordt gekenmerkt door focale demyelinisatie en het verlies van axonen met beperkte remyelinisatie. Dit leidt tot litteken plaatjes waaraan de ziekte haar naam dankt. Periodes van herstel en terugval met secundaire progressie wisselen elkaar af. Het wordt veroorzaakt door een samenspel van genetische- en omgevingsfactoren [Compston et al., 2002]. Vermoeidheid is een gemeenschappelijke klacht bij personen met MS en zorgt, samen met motorische en sensorische symptomen, voor een verminderde mobiliteit en kwaliteit van leven [Comi et al., 2001; Petajan et al., 1999]. Ook hier worden zowel perifere als centrale mechanismen verantwoordelijk gesteld die verschillen van gezonde personen. Sharma et al. (1995) stellen dat de intramusculaire fosfocreatine concentratie tijdens inspanning meer afneemt dan bij gezonde personen en de resynthese na inspanning vertraagd is, daarnaast zou er een verminderde vrijlating van calcium zijn vanuit het sarcoplasmatisch reticulum. Petajan et al. (1999) en Thickbroom et al. (2006) wijzen naar een verhoogde centrale drive en perceptie van de inspanning. Deze centrale drive heeft betrekking op de balans tussen excitatie en inhibitie in de hersenen. Het is echter niet duidelijk wat de invloed van centrale en perifere vermoeidheid bij personen met MS zal zijn na een vermoeidheidsprotocol op de spieren rond de schouder gezien dit niet onderzocht is. Een beter inzicht in de wijzigingen van de spieractivatie onder invloed van spierversmoeidheid kan dus belangrijke gevolgen hebben op het gebied van diagnose, preventie en behandeling van pathologie. Het doel van deze studie is dan ook de invloed van spierversmoeidheid op de spieractivatie rond de schouder bij personen met MS te onderzoeken.

## **Materiaal en methodes**

### **Proefpersonen**

De proefpersonen werden vrijwillig gerekruteerd vanuit het Revalidatie & MS Centrum Overpelt. Dit gebeurde door een externe onderzoeker. Om deel te nemen aan de studie moesten de proefpersonen voldoen aan de volgende voorwaarden:

- Leeftijd  $\geq$  18 jaar;
- Klinisch gediagnosticeerd zijn met MS;
- De laatste terugval moest meer dan drie maanden geleden zijn;
- Hun actief klinisch revalidatie programma afgewerkt hebben;
- Een hemiparese hebben met laag tot middelmatige proximale (schouder en arm) spierkracht:
  - Motricity Index shoulder/arm onderdeel: minimum score van 14 en maximum 25 (van de 33), overeenkomstig met een maximale actieve schouder abductie tot 90 graden zonder weerstand;
  - en/of
  - Een minimale actieve schouder anteflexie van 30 graden en maximale actieve range of motion (ROM) van 120 graden schouder anteflexie die actief aangehouden kan worden gedurende tien seconden;
- Een goed cognitief niveau hebben, meer bepaald de mogelijkheid om vragenlijsten en meetinstructies te begrijpen;
- Nederlands kunnen lezen en begrijpen.

De proefpersonen werden niet weerhouden indien er aan één van de volgende criteria voldaan werd:

- Ernstige spasticiteit van de arm, een Modified Ashworth Scale (MAS) score voor de elleboog en polsflexoren elk  $\geq$  3;
- Ernstige visuele stoornissen en/of ernstige cognitieve stoornissen die de uitvoering van de arm en hand taken of de metingen kunnen verstoren;
- Ernstige neglect in de naaste persoonlijke omgeving vastgesteld door de letter cancellation test en de Bell's test (kwantitatieve evaluatie) met een minimale omissie score van 15% Ferber;
- Broca afasie, Wernicke afasie, global afasie: bepaald door de Akense Afasie Test (AAT);
- Ernstige apraxie gemeten door de apraxie test.

De studie werd goedgekeurd door de Commissie Medische Ethiek van Universitaire Ziekenhuizen KU Leuven.

## **Procedure**

De activiteit van de m. biceps brachii, m. deltoideus anterior, m. deltoideus medius (DM), m. infraspinatus, m. trapezius descendens, de m. trapezius ascendens en de m. serratus anterior werden geregistreerd met het oppervlakte EMG (Trigno, DelSys Inc., Boston, MA, USA). De elektrodes werden geplaatst volgens de richtlijnen van SENIAM -'Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles'- en 'Cram's introduction to surface Electromyography' unilateraal op de meeste aangedane schouder. Normaal werd de meest aangedane arm getraind tenzij beide armen beperkt waren (echter binnen de inclusiecriteria, gebaseerd op de Motricity Index), dan werd er voor de meest functionele arm gekozen. De huid werd geschoren en gereinigd met alcohol voor een goed huidcontact. Voorafgaand aan de start van het protocol werd het EMG signaal getest met verschillende bewegingen beschreven in de richtlijnen van SENIAM en het boek van Cram. De metingen van een spier werden enkel weerhouden indien het signaal sterk genoeg was. De sample frequency van het EMG was 2000 Hz, de signalen werden band-pass gefilterd tussen 20 en 450 Hz.

De Haptic Master werd bediend vanuit de rolstoel. Om deze te positioneren werd het toestel net ventraal geplaatst voor het schoudergewricht van de meest aangedane schouder en loodrecht op de schoudergordel. De anteflexie ROM van de proefpersonen bepaalde op hoeveel graden de Haptic Master werd ingesteld. Dit was standaard 90° anteflexie of 75% van de maximale ROM indien een ROM van meer dan 90° afwezig was. Een goniometer werd gebruikt om het aantal graden vast te stellen. Voor de start van de testen werd eerst de 'workspace' bepaald. Een bewegingssensor werd eveneens gekalibreerd om de schouder- en rompbewegingen te controleren op compensaties.

## **Vermoeidheidsprotocol**

Twee dagen voor het protocol kregen de proefpersonen een oefensessie met de Haptic Master. Dit was om vertrouwd te worden met het apparaat. Er werden geen oefeningen gedaan die in het testprotocol zaten. Vooraleer het protocol gestart kon worden moest eerst het informed consent getekend worden.

Het evaluatieblok bestond uit drie keer een maximale vrijwillige contractie (MVC) te leveren van 3" gevolgd door een kracht- en positietest ('force contraction', 'position hold') en een maximale vrijwillige isometrische contractie (MIVC) van 30". Vervolgens werd een vermoeidheidsprotocol uitgevoerd. Dit bestond uit drie reeksen van 15 belaste anteflexiebewegingen aan 60% van de MVC's gemeten tijdens het evaluatieblok. De ROM voor de anteflexiebewegingen werd bepaald door gebruik te maken van de individuele 'workspace'. Elke vermoeidheidsreeks werd gevolgd door één MVC om de graad van vermoeidheid te kunnen evalueren. Hierna werd telkens een rustpauze van één minuut voorzien. Na deze drie reeksen werd het evaluatieblok herhaald. Dit werd gevolgd door een rustpauze van tien minuten om de graad van recuperatie te meten waarna het evaluatieblok eveneens herhaald werd.



### **Data reductie en data analyse**

Door middel van het oppervlakte EMG werd het kwadratisch gemiddelde, de gemiddelde power frequentie en de mediaan van de power frequentie (MDF) gemeten bij elke proefpersoon. De signalen van het EMG werden geanalyseerd met 'labview' en vervolgens per proefpersoon op een werkblad geëxporteerd. Voor alle parameters werd SPSS -'Statistical Package for Social Sciences'- gebruikt om statistisch significante verschillen te vinden voor alle spieren tussen de verschillende MVCs en isometrische contracties. Hiervoor werd de Friedman test uitgevoerd. De isometrische contracties werden ingedeeld in een begin (eerste 10"), een midden (tweede 10") en een laatste deel (derde 10") om de invloed van spierversmoedigheid te beoordelen. Om de resultaten van het EMG beter te kaderen werden de krachtwaarden van de Haptic Master eveneens geregistreerd, net zoals de richting waarin de proefpersonen de kracht uitoefenden. Hiervoor werd een onderscheid gemaakt tussen de totaal uitgeoefende kracht en de krachten geleverd in de x-, y- en z-as. De krachtwaarden werden vergeleken voor het vermoeidheidsprotocol, na elke vermoeidheidsreeks en na de recuperatieperiode. In het geval van statistisch significante verschillen werd de post hoc Wilcoxon signed-rank test (Wilcoxon) uitgevoerd en werd er gecorrigeerd voor meerdere vergelijkingen door middel van een Bonferroni correctie.

Om een idee te krijgen van de subjectieve vermoeidheid aanwezig in de proefpersoon als het subjectief gevoel van aanwezige kracht rond de schouder werd er voor het vermoeidheidsprotocol, na elke vermoeidheidsreeks en tijdens de recuperatieperiode een visueel analoge schaal (VAS) afgenomen. Met behulp van de Spearman's rank-order correlation (Spearman) werden deze waarden gecorreleerd met de totaal uitgeoefende kracht geregistreerd met de Haptic Master. De P waarde voor statistische significantie werd ingesteld op  $p < 0.05$  voor alle vergelijkingen.

De kracht- en positietesten werden in het kader van deze pilotstudie niet geanalyseerd.

## Resultaten

Voor deze pilotstudie werd er data verkregen van vijf proefpersonen (4 vrouwen, 1 man; gemiddelde leeftijd 54 (SD 8,12); geteste schouders: links (3x), rechts (2x)). Er namen nog andere proefpersonen deel aan de studie maar in functie van deze pilotstudie werd hun data niet verkregen.

### Maximale vrijwillige contracties

#### EMG parameters

Er werden geen significante verschillen gevonden met de Friedman test binnen de spieren voor de parameters van het oppervlakte EMG tijdens de verschillende MVC's zowel voor als na de drie vermoeidheidsreeksen en de recuperatieperiode. Tabel 1 geeft een overzicht van de significantiewaarden voor de verschillende spieren. De data van de m. serratus anterior werden niet weerhouden. Figuren 1 & 2 demonstreren de EMG waarden van de m. deltoideus anterior en m. biceps brachii tijdens de verschillende MVC's. Er konden dus geen verschillen tussen de spieren worden aangetoond.

#### Krachtwaarden

Er was geen significant verschil in de totale uitgeoefende kracht tijdens de verschillende meetmomenten ( $p=0,345$ ). Figuur 3 demonstreert de verschillende relatieve totale krachtwaarden uitgeoefend tijdens het protocol. De krachtwaarden van de y-as waren significant verschillend tijdens de verschillende meetmomenten, na de Wilcoxon test en de Bonferroni correctie werd deze significantie niet behouden ( $p>0,010$ ). De krachten uitgeoefend in de x-as ( $p=0,499$ ) en z-as ( $p=0,750$ ) waren eveneens niet significant verschillend. Buiten één proefpersoon ( $p=0,025$ ) was er geen verschil tussen de krachten uitgeoefend in de y- en z-as ( $p=0,072$ ), dit was wel het geval voor de x-as ten opzichte van de z-as ( $p=0,00$ ). Vergelijkingen met de x-as waren voor alle metingen significant ( $p<0,05$ ).

#### VAS schalen

De VAS schalen tonen geen subjectieve vermoeidheid aan ( $p>0,05$ ). Dit wordt weergegeven in figuur 4. Er is eveneens geen correlatie volgens de Spearman test tussen de totale uitgeoefende krachten en de subjectieve vermoeidheid ( $p>0,05$ ). Er was wel een significante verandering in het subjectieve gevoel van aanwezige kracht rond de schouder ( $p=0,005$ ), na de Wilcoxon test en de Bonferroni correctie werd deze significantie niet behouden ( $p>0,010$ ). De proefpersoon waar een verschil in kracht was tussen de y- en z-as bleek ook de enige waar er een correlatie was tussen het subjectieve gevoel van kracht en de totale uitgeoefende kracht ( $p=0,037$ ).

### Maximale isometrische contracties

Deze gegevens werden geanalyseerd maar door methodologische problemen niet weerhouden.

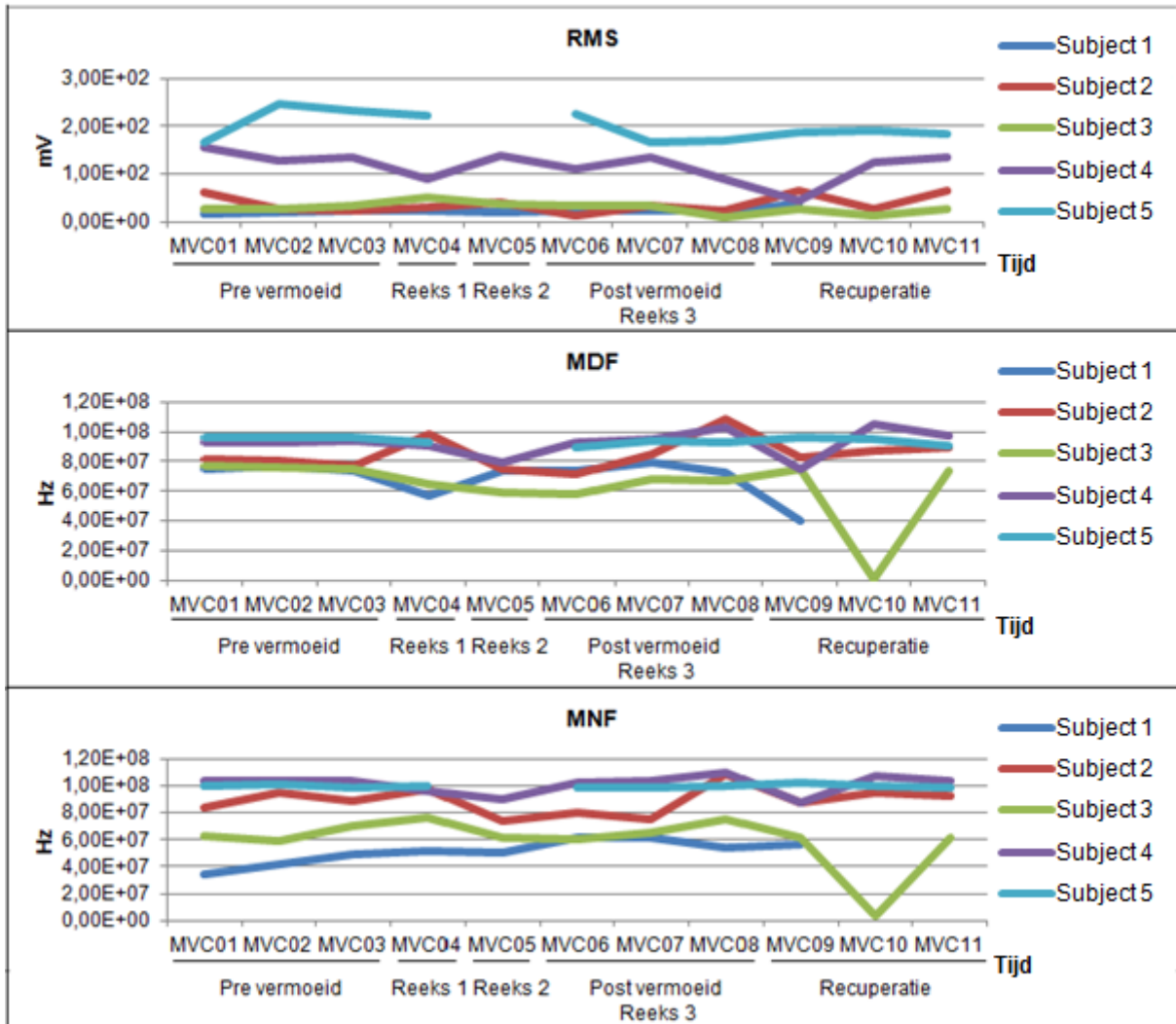
### **Kracht- en positietesten**

In het kader van deze pilotstudie werden de data van de kracht- en positietesten niet verkregen en aldus niet geanalyseerd.

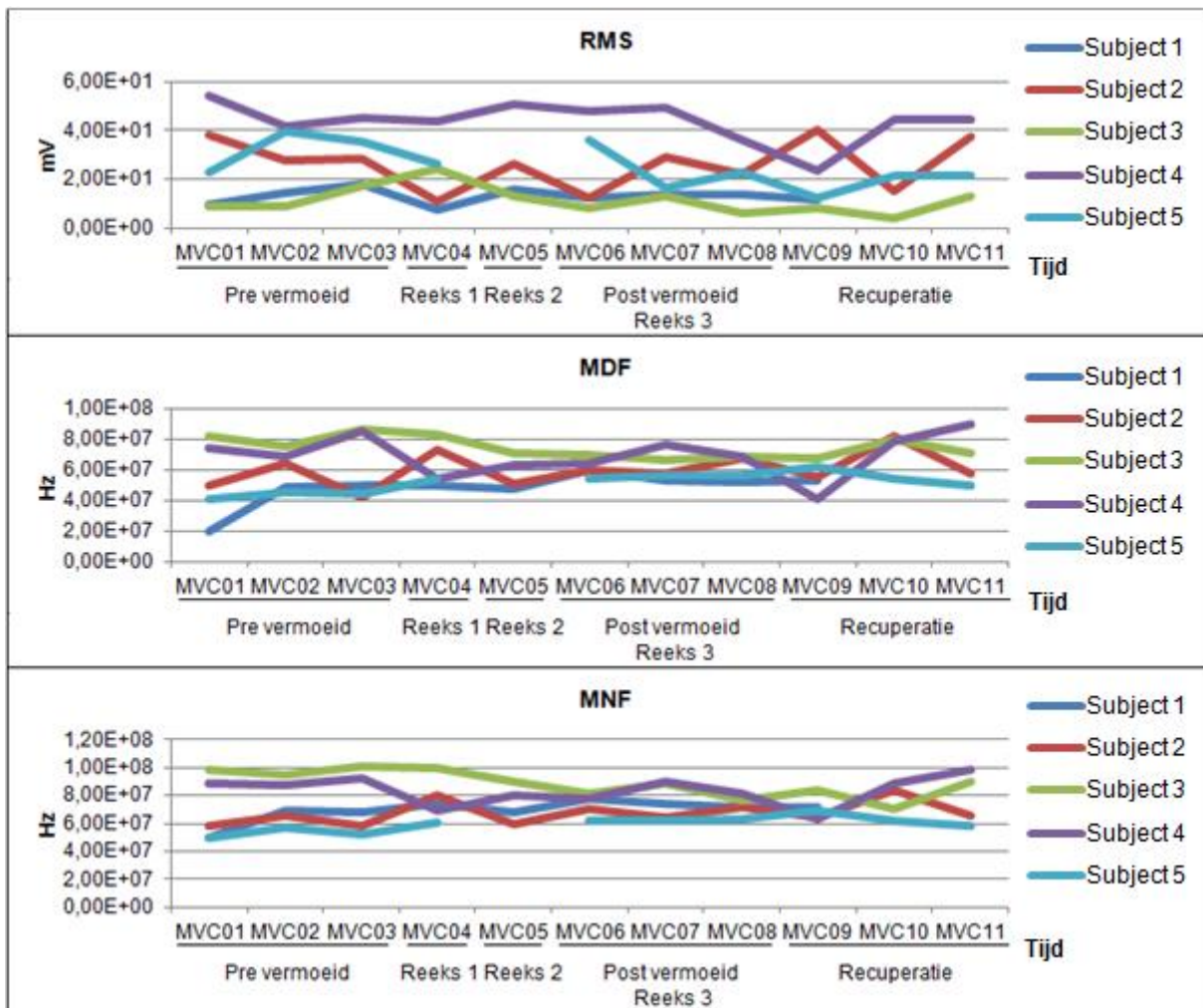
Tabel 1: Friedman analyse van de EMG resultaten verkregen tijdens de belaste anteflexie (p-waarden).

<b>EMG parameters</b>	<b>MDF</b>	<b>MNF</b>	<b>RMS</b>
<b>m. biceps brachii</b>	0,789	0,360	0,232
<b>m. deltoideus anterior</b>	0,394	0,196	0,229
<b>m. deltoideus medius</b>	0,140	0,699	0,209
<b>m. trapezius descendens</b>	0,285	0,173	0,184
<b>m. trapezius ascendens</b>	0,962	0,901	0,446
<b>m. infraspinatus</b>	0,711	0,705	0,694

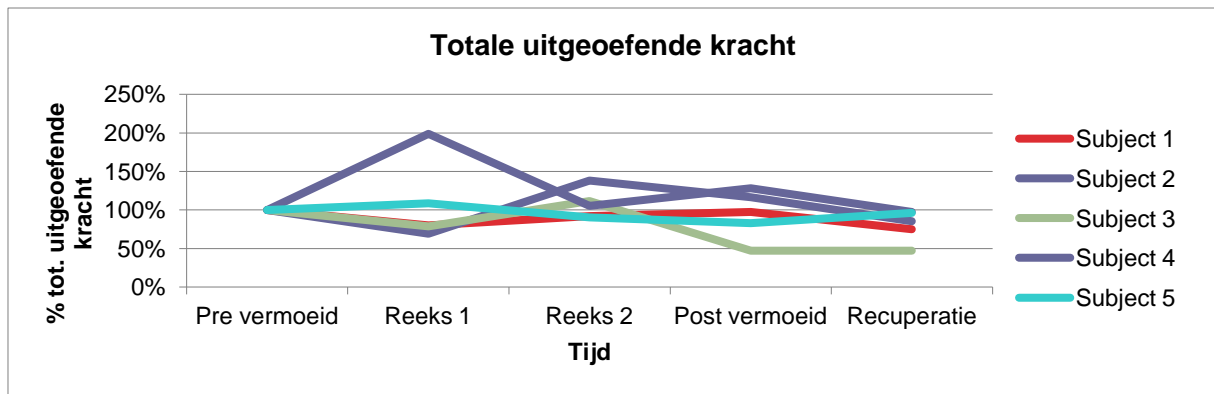
*MDF = mediaan van de power frequentie, MNF = gemiddelde power frequentie; RMS = gemiddeld kwadraat.*



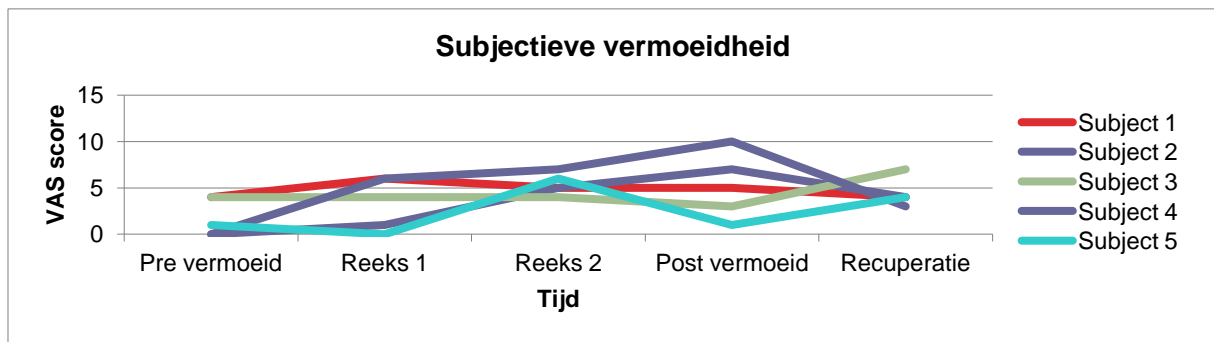
Figuur 1: Kwadratisch gemiddelde (RMS) in millivolt (mV), mediaan van de power frequentie (MDF) in hertz (Hz), gemiddelde power frequentie (MNF) in hertz (Hz) voor de m. deltoideus anterior tijdens de verschillende MVC's: voor het vermoeidheidsprotocol (MVC1-3), na vermoeidheidsreeks 1 (MVC4), na vermoeidheidsreeks 2 (MVC5), na vermoeidheidsreeks 3 (MVC 6-8; einde vermoeidheidsprotocol) en na de recuperatieperiode (MVC9-11).



Figuur 2: Kwadratisch gemiddelde (RMS) in millivolt (mV), mediaan van de power frequentie (MDF) in hertz (Hz), gemiddelde power frequentie (MNF) in hertz (Hz) voor de m. biceps brachii tijdens de verschillende MVC's: voor het vermoeidheidsprotocol (MVC1-3), na vermoeidheidsreeks 1 (MVC4), na vermoeidheidsreeks 2 (MVC5), na vermoeidheidsreeks 3 (MVC 6-8; einde vermoeidheidsprotocol) en na de recuperatieperiode (MVC9-11).



Figuur 3: Totale uitgeoefende kracht relatief (%) weergegeven tijdens het protocol gemeten met de Haptic Master voor het vermoeidheidsprotocol (gemiddelde MVC1-3), na vermoeidheidsreeks 1 (MVC4), na vermoeidheidsreeks 2 (MVC5), na vermoeidheidsreeks 3 (gemiddelde MVC 6-8; einde vermoeidheidsprotocol) en na de recuperatieperiode (gemiddelde MVC9-11).



Figuur 4: Subjectieve vermoeidheid tijdens het protocol gemeten met de VAS schaal voor het vermoeidheidsprotocol (MVC1-3), na vermoeidheidsreeks 1 (MVC4), na vermoeidheidsreeks 2 (MVC5), na vermoeidheidsreeks 3 (MVC 6-8; einde vermoeidheidsprotocol) en na de recuperatieperiode (MVC9-11).

## Discussie

Met deze pilotstudie hebben we getracht een beter inzicht te krijgen op de invloed van spiervermoeidheid op de spieren rond de schouder bij personen met MS. Na het uitvoeren van het vermoeidheidsprotocol werden er echter geen significante veranderingen van de EMG parameters gemeten. Aangezien er bij spiervermoeidheid een afname van vermogen is om kracht te ontwikkelen tijdens inspanning, met een herstel tijdens rust, werden de krachtwaarden geregistreerd om de veranderingen in het EMG beter te duiden [Bigland-Ritchie et al., 1984]. Deze krachtwaarden bevestigen inderdaad dat er, parallel aan de EMG parameters, geen veranderingen onder invloed van het vermoeidheidsprotocol optraden. Verschillende oorzaken kunnen hiervan aan de basis liggen.

Eén van deze oorzaken is dat de mechanismen achter perifere en centrale vermoeidheid bij personen met MS verschillend zijn dan bij gezonde personen. Bij gezonde personen zal vermoeidheid op het EMG zich manifesteren als een stijging van de RMS en een daling van de MNF en MDF naar lagere frequenties [Chabran et al., 2002]. De stijging van de RMS kan verklaard worden door een toename van het aantal actieve spiervezels binnen de spieren [Moritani et al., 1986] of een toegenomen coactivatie tussen de spieren [Chabran et al., 2002]. De positionering van de elektroden zal echter ook een invloed hebben, zo zal een nieuw gerekruteerde motoreenheid dicht bij de elektrode een relatieve toename van de amplitude betekenen terwijl een motoreenheid gerekruteerd op een afstand van de elektrode wel een toename van kracht zal betekenen maar geen verandering van de amplitude zal geven [De Luca, 1997]. Een daling van de RMS tijdens korte maximale inspanningen is echter ook mogelijk. Aangezien alle beschikbare motoreenheden aangesproken worden zullen er geen extra spiervezels gerekruteerd kunnen worden met een daling van de amplitude als resultaat [Gerdle et al., 1992].

Een afname van de vuurfrequentie van de actieve motoreenheden (ME) kan aanleiding geven tot een daling van de MNF en MDF. Deze afname kan het gevolg zijn van een vermindering van geleiding over de spiervezels [De Luca, 1984; Lindstrom et al., 1970] en een grotere synchronisatie tussen de actieve ME [Lippold, 1981]. Een toename van de interstitiele H<sup>+</sup>, kalium en lactaat concentratie kunnen aanleiding geven tot een verandering in geleiding door het beïnvloeden van de intramusculaire druk en aldus een occlusie van de bloedstroom rond de actieve spiervezels, dit moet nog verder onderzocht worden [De Luca, 1997, Rosendal et al., 2004]. Er wordt ook gesteld dat deze veranderingen sneller zullen optreden in de spieren die verantwoordelijk zijn voor het uitvoeren van de beweging. Minning et al. (2007) geven aan dat bij een elevatiebeweging van de arm de DM een grotere en snellere verandering van de MDF zal hebben dan de TD, TA en SA. Gerdle et al. (1989) stellen ook dat een hogere concentratie aan type 2 vezels bij de 'prime movers' van de beweging hieraan de basis van zouden kunnen liggen. Deze verschillen vallen echter niet af te leiden uit deze studie waardoor ze met voorzichtigheid moeten geïnterpreteerd worden. Verdere studies zijn nodig om hierover meer uitsluitsel te krijgen.



Het aanwezig zijn van andere mechanismen achter de vermoeidheid bij personen met MS kan invloed hebben op de parameters van het EMG. Zoals eerder aangegeven zal perifeer de fosfocreatine en calcium werking verstoord zijn tijdens en na inspanningen [Sharma et al., 1995], maar zullen vooral in het kader van de EMG metingen de centrale mechanismen een belangrijke rol spelen. Zo gaven de proefpersonen tijdens en na het protocol duidelijk aan dat ze vermoeid waren. Deze vermoeidheid kwam echter niet objectief tot uiting op het EMG of de krachtwaarden. Een mogelijke verklaring is dat bij personen met MS de excitatie en inhibitie corticaal verstoord is, aangezien er demyelinisatie aanwezig is van de axonen en dus van de geleiding van de motorische banen, kan dit een verhoogde centrale drive tot gevolg hebben als compensatiemechanisme. Deze verhoogde centrale drive kan aan de basis liggen van de subjectieve vermoeidheid tijdens inspanning die aanwezig is bij patiënten met MS [Thickbroom et al., 2006]. Deze subjectieve vermoeidheid werd eveneens niet aangetoond met de VAS schaal. Opmerkelijk was het feit dat de proefpersonen een hogere waarde scoorden indien ze hun vorige meting konden zien. Dit kan wijzen op een cognitieve stoornis die mogelijk aanwezig is bij personen met MS [Compston et al., 2002]. We moeten de VAS schalen dus met voorzichtigheid interpreteren.

Een andere hypothese is dat de wijzigingen van de spieractivatie niet gemeten werden door het oppervlakte EMG. Verschillende auteurs tonen de betrouwbaarheid aan van het EMG om wijzigingen onder invloed van spiervermoeidheid te meten [de Araujo et al., 2009; Hodges et al., 1996; McIntosh et al., 2012]. De perifere mechanismen worden echter niet rechtstreeks door het oppervlakte EMG waargenomen waardoor we in deze studie geen uitspraak kunnen doen over de invloed van de perifere mechanismen op de parameters van het EMG. Om standaardisering van de metingen te krijgen werd er gewerkt met de richtlijnen van Seniam en Cram. Op deze manier werd er getracht de 'crosstalk' tussen de verschillende spieren zo klein mogelijk te houden. Er werd echter geen rekening gehouden met het verschil in vetweefsel tussen de proefpersonen. Hoe groter de hoeveelheid adipous weefsel tussen de elektrode en de actieve spiervezels hoe groter de invloed op de frequentie waarden van het EMG [De Luca, 1997]. De aanwezigheid van een grote hoeveelheid adipous weefsel was ook de voornaamste reden waarom de SA niet gemeten werd bij drie proefpersonen, de signaalsterkte was immers te zwak. Aangezien de krachtwaarden geen vermoeidheid aantonden lijkt het dan ook onwaarschijnlijk grote veranderingen met de EMG parameters te meten.

Daarnaast is het ook mogelijk dat het vermoeidheidsprotocol niet intensief genoeg was om veranderingen van spieractivatie te bekomen. Dit werd uitgevoerd aan 60% van de MVC's gemeten tijdens het eerste evaluatieblok. Sommige proefpersonen hadden moeite om de 15 herhalingen anteflexiebewegingen vlot na elkaar uit te voeren en wisselden deze af met korte rustpauzen. Samen met de voorziene rustpauzen tussen de vermoeidheidsreeksen kan dit mogelijk verklaren waarom er geen vermoeidheid aangetoond werd. Het valt echter ook niet uit te sluiten dat de eerste MVC's niet maximaal uitgevoerd werden als gevolg van de hierboven beschreven centrale mechanismen. Hierdoor kan het zijn dat het vermoeidheidsprotocol relatief gezien op een te lage intensiteit werd uitgevoerd om significante veranderingen te krijgen van de EMG parameters en de krachtwaarden maar subjectief de vermoeidheid wel groot was. Aangezien de VAS schalen niet gestandaardiseerd

afgenomen werden kan hier dus geen uitspraak over gedaan worden. Verder was de bewegingsarm van de Haptic Master mobiel. Dit maakte het voor de proefpersonen mogelijk in verschillende richtingen kracht te leveren. Voor een correcte anteflexie beweging moest er in de y-as kracht geleverd worden. In deze as werd dan ook de grootste vermoeidheid gemeten, die net niet significant bleek. Er was voor de meeste proefpersonen echter geen significant verschil tussen de krachten uitgeoefend in de y-as en de z-as. Aangezien een andere richting ander spierwerk betekent kon er dus relatieve rust gegeven worden aan vermoeide spieren. Dit betekent dus dat de spieren die gebruikt werden tijdens de vermoeidheidsreeksen niet noodzakelijk tijdens de evaluatieblokken aangesproken werden. Het meten van significante verschillen werd op deze manier zeer moeilijk. Dit betekent een enorme zwakte voor de standaardisering van het protocol. De validiteit en betrouwbaarheid van de Haptic Master als onderzoeksinstrument zijn immers niet bekend.

Voor deze pilotstudie werd slechts een beperkte proefgroep gerekruteerd. De beperkte data en daarenboven het ontbreken van data heeft een grote impact gehad hebben op de power van deze studie.

### Tegenslagen

Tijdens de rustpauzes moest de arm van de proefpersonen soms ondersteund worden. Bij sommige taken was de Haptic Master immers gefixeerd. Op deze manier werd standaardisering van het aantal graden anteflexie mogelijk. De proefpersonen konden echter zonder steun niet volledig rusten.

Gedurende de uitvoering van het protocol werden er door proefpersonen veel compensaties gebruikt. Dit gebeurde voornamelijk ter hoogte van de schoudergordel. De meest voorkomende beweging was een elevatie van het schoudercomplex. Een bewegingssensor werd gekalibreerd om dit waar te nemen. Door de labiele constructie van het apparaat werd het gebruik tijdens het protocol echter niet mogelijk. Deze compensaties kunnen dus bijgedragen hebben aan het bewegen van de krachtensor om op deze manier spieren aan te spreken die nog niet vermoeid waren. Daarom dat er aan de proefpersonen gevraagd werd de kracht naar boven te richten, maar omwille van de standaardisering van het protocol kon dit niet telkens herhaald worden.

Hoewel deze niet in de resultaten besproken werden werd het EMG signaal van een aangehouden 30 seconden contractie ook geanalyseerd. Echter, dit bleek onmogelijk. Het programma was namelijk zo ingesteld dat indien de proefpersonen de aangehouden inspanning vroegtijdig staakten, de EMG meting onderbroken werd en er dus voor die proefpersoon slechts een beperkte hoeveelheid data aanwezig was. Het opdelen van de MIVC in een begin, midden en einde bracht dus problemen met zich mee aangezien er niet voor iedereen 30" data aanwezig was. Dit had ook gevolgen voor de statistische bewerking die op deze manier bemoeilijkt werd. Met deze metingen hadden we anders een validatie kunnen toepassen van het EMG signaal.

Bij het analyseren van de data werd duidelijk dat er voor sommige elektroden metingen ontbraken. De elektroden werden voor elke proefpersoon getest en gaven duidelijk metingen aan tijdens het protocol. Het is dus niet duidelijk waarom er voor bepaalde elektroden bij het analyseren van de data geen

metingen aanwezig waren. Daarnaast onderbraken sommige elektroden het signaal tijdens een meting om vervolgens terug data te registreren. De oorzaak hiervan is ook niet duidelijk. Het staat wel vast dat het ontbreken van data in een kleine proefgroep problematisch is voor de statistische analyse en betrouwbaarheid van het onderzoek.

#### Aanbevelingen voor toekomstig onderzoek

Voor toekomstig onderzoek zal een grotere proefgroep gerekruteerd moeten worden om significante data te bekomen en aldus minder invloed te hebben van ontbrekende data. Het is ook belangrijk om de verschillende elektroden en werking van het EMG voor het protocol reeds te testen om een volledige registratie van de data te verkrijgen. Bij het aanbrengen van de elektroden is het eveneens van belang om rekening te houden met het adipeus weefsel in het verlengde van de standaardisering van het protocol. Daarnaast kan er best gekozen voor een continue dataregistratie van het EMG en krachtensignaal van de Haptic Master in plaats van enkel tijdens de meetmomenten. Op deze manier kunnen er vergelijkingen met een baseline gemaakt worden en de coördinatie patronen bestudeerd worden. Zo kan je kijken welke spier eerst activeert en mogelijks de beweging zal stabiliseren ten opzichte van spieren die duidelijk 'prime movers' zijn van een beweging.

Om zeker te zijn dat de proefpersonen maximaal aan het werken zijn bestaat er de mogelijkheid om voor de start van het protocol reeds de MVC en MIVC te bepalen. Op deze manier wordt vergelijken met een baseline mogelijk. Het gebruik van een gezonde controlegroep zou het eveneens mogelijk maken de resultaten beter te kaderen. Daarnaast moet er aandacht geschonken worden aan de methode waarmee de VAS schalen afgenomen worden. Het zien van de voorgaande metingen kan immers invloed hebben op het resultaat. Ook het verminderen van het aantal rustpauzen tussen en binnen de vermoeidheidsreeksen kan ervoor zorgen dat er meer vermoeidheid uitgelokt wordt.

Tot slot moet er aandacht besteed worden aan de validiteit en betrouwbaarheid van de Haptic Master als onderzoeksinstrument om betrouwbare vermoeidheidsprotocollen en metingen te kunnen uitvoeren. Van groot belang is een mogelijkheid te vinden om de bewegingsarm te fixeren om enkel krachten te krijgen in dezelfde richting.

## **Conclusie**

Ondanks het gebruik van een vermoeidheidsprotocol om spiervermoeidheid rond de schouder uit te lokken werden er geen veranderingen van de spieractivatie gemeten bij personen met MS. Er werd immers geen vermoeidheid vastgesteld door de parameters van het oppervlakte EMG, de krachtwaarden van de Haptic Master en de subjectieve vermoeidheid via VAS schalen. Er is nood aan verder onderzoek dat rekening houdt met de vermoeidheidsmechanismen bij MS en een adequate standaardisering van het protocol om veranderingen van spieractivatie onder invloed van spiervermoeidheid aan te tonen.

## Referentielijst

- Bigland-Ritchie, B., & Woods, J. J. (1984). Changes in muscle contractile properties and neural control during human muscular fatigue. *Muscle Nerve*, 7(9), 691-699.
- Chabran, E., Maton, B., & Fourment, A. (2002). Effects of postural muscle fatigue on the relation between segmental posture and movement. *J.Electromyogr.Kinesiol.*, 12(1), 67-79.
- Comerford, M. J., & Mottram, S. L. (2001). Movement and stability dysfunction--contemporary developments. *Man.Ther.*, 6(1), 15-26.
- Comi, G., Leocani, L., Rossi, P., & Colombo, B. (2001). Physiopathology and treatment of fatigue in multiple sclerosis. *J.Neurol.*, 248(3), 174-179.
- Compston, A., & Coles, A. (2002). Multiple sclerosis. *Lancet*, 359(9313), 1221-1231.
- Cools, A. M., Declercq, G. A., Cambier, D. C., Mahieu, N. N., & Witvrouw, E. E. (2007). Trapezius activity and intramuscular balance during isokinetic exercise in overhead athletes with impingement symptoms. *Scand.J.Med.Sci.Sports*, 17(1), 25-33.
- Cools, A. M., Witvrouw, E. E., De Clercq, G. A., Danneels, L. A., Willems, T. M., Cambier, D. C. et al. (2002). Scapular muscle recruitment pattern: electromyographic response of the trapezius muscle to sudden shoulder movement before and after a fatiguing exercise. *J.Orthop.Sports Phys.Ther.*, 32(5), 221-229.
- Culham, E., & Peat, M. (1993). Functional anatomy of the shoulder complex. *J.Orthop.Sports Phys.Ther.*, 18(1), 342-350.
- Davies, G. J., & Dickoff-Hoffman, S. (1993). Neuromuscular testing and rehabilitation of the shoulder complex. *J.Orthop.Sports Phys.Ther.*, 18(2), 449-458.
- Carlo J. De Luca (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *J. of Applied Biomech.*, Vol. 13, No. 2., 135-163.
- de Araujo, R. C., Tucci, H. T., de, A. R., Martins, J., Bevilaqua-Grossi, D., & de Oliveira, A. S. (2009). Reliability of electromyographic amplitude values of the upper limb muscles during closed kinetic chain exercises with stable and unstable surfaces. *J.Electromyogr.Kinesiol.*, 19(4), 685-694.
- De Luca, C. J. (1984). Myoelectrical manifestations of localized muscular fatigue in humans. *Crit Rev.Biomed.Eng*, 11(4), 251-279.
- Digiovine, N. M., Jobe, F. W., Pink, M., & Perry, J. (1992). An electromyographic analysis of the upper extremity in pitching. *J.Shoulder Elbow Surg.*, 1(1), 15-25.
- Enoka, R. M., & Duchateau, J. (2008). Muscle fatigue: what, why and how it influences muscle function. *J.Physiol*, 586(1), 11-23.
- Enoka, R. M., & Stuart, D. G. (1992). Neurobiology of muscle fatigue. *J.Appl.Physiol* (1985.), 72(5), 1631-1648.
- Escamilla, R. F., Yamashiro, K., Paulos, L., & Andrews, J. R. (2009). Shoulder muscle activity and function in common shoulder rehabilitation exercises. *Sports Med.*, 39(8), 663-685.
- Finley, M. A., & Lee, R. Y. (2003). Effect of sitting posture on 3-dimensional scapular kinematics measured by skin-mounted electromagnetic tracking sensors. *Arch.Phys.Med.Rehabil.*, 84(4), 563-568.
- Gerdle, B., Elert, J., & Henriksson-Larsen, K. (1989). Muscular fatigue during repeated isokinetic shoulder forward flexions in young females. *Eur.J.Appl.Physiol Occup.Physiol*, 58(6), 666-673.
- Gerdle, B., & Fugl-Meyer, A. R. (1992). Is the mean power frequency shift of the EMG a selective indicator of fatigue of the fast twitch motor units? *Acta Physiol Scand.*, 145(2), 129-138.
- Hodges, P. W., & Bui, B. H. (1996). A comparison of computer-based methods for the determination of onset of muscle contraction using electromyography. *Electroencephalogr.Clin.Neurophysiol.*, 101(6), 511-519.

- Kent-Braun, J. A. (1999). Central and peripheral contributions to muscle fatigue in humans during sustained maximal effort. *Eur.J.Appl.Physiol Occup.Physiol*, 80(1), 57-63.
- Kibler, W. B. (1998). The role of the scapula in athletic shoulder function. *Am.J.Sports Med.*, 26(2), 325-337.
- Lindstrom, L., Magnusson, R., & Petersen, I. (1970). Muscular fatigue and action potential conduction velocity changes studied with frequency analysis of EMG signals. *Electromyography*, 10(4), 341-356.
- Lippold, O. (1981). The tremor in fatigue. *Ciba Found.Symp.*, 82, 234-248.
- Ludewig, P. M., & Cook, T. M. (2000). Alterations in shoulder kinematics and associated muscle activity in people with symptoms of shoulder impingement. *Phys.Ther.*, 80(3), 276-291.
- Ludewig, P. M., Cook, T. M., & Nawoczenski, D. A. (1996). Three-dimensional scapular orientation and muscle activity at selected positions of humeral elevation. *J.Orthop.Sports Phys.Ther.*, 24(2), 57-65.
- McIntosh, K. C., & Gabriel, D. A. (2012). Reliability of a simple method for determining muscle fiber conduction velocity. *Muscle Nerve*, 45(2), 257-265.
- McQuade, K. J., Dawson, J., & Smidt, G. L. (1998). Scapulothoracic muscle fatigue associated with alterations in scapulohumeral rhythm kinematics during maximum resistive shoulder elevation. *J.Orthop.Sports Phys.Ther.*, 28(2), 74-80.
- Minning, S., Eliot, C. A., Uhl, T. L., & Malone, T. R. (2007). EMG analysis of shoulder muscle fatigue during resisted isometric shoulder elevation. *J.Electromyogr.Kinesiol.*, 17(2), 153-159.
- Moritani, T., Muro, M., & Nagata, A. (1986). Intramuscular and surface electromyogram changes during muscle fatigue. *J.Appl.Physiol* (1985.), 60(4), 1179-1185.
- Peat, M. (1986). Functional anatomy of the shoulder complex. *Phys.Ther.*, 66(12), 1855-1865.
- Petajan, J. H., & White, A. T. (1999). Recommendations for physical activity in patients with multiple sclerosis. *Sports Med.*, 27(3), 179-191.
- Place, N., Bruton, J. D., & Westerblad, H. (2009). Mechanisms of fatigue induced by isometric contractions in exercising humans and in mouse isolated single muscle fibres. *Clin.Exp.Pharmacol.Physiol*, 36(3), 334-339.
- Rosendal, L., Blangsted, A. K., Kristiansen, J., Sogaard, K., Langberg, H., Sjogaard, G. et al. (2004). Interstitial muscle lactate, pyruvate and potassium dynamics in the trapezius muscle during repetitive low-force arm movements, measured with microdialysis. *Acta Physiol Scand.*, 182(4), 379-388.
- Sharma, K. R., Kent-Braun, J., Mynhier, M. A., Weiner, M. W., & Miller, R. G. (1995). Evidence of an abnormal intramuscular component of fatigue in multiple sclerosis. *Muscle Nerve*, 18(12), 1403-1411.
- Sogaard, K., Gandevia, S. C., Todd, G., Petersen, N. T., & Taylor, J. L. (2006). The effect of sustained low-intensity contractions on supraspinal fatigue in human elbow flexor muscles. *J.Physiol*, 573(Pt 2), 511-523.
- Terry, G. C., & Chopp, T. M. (2000). Functional anatomy of the shoulder. *J.Athl.Train.*, 35(3), 248-255.
- Thickbroom, G. W., Sacco, P., Kermodé, A. G., Archer, S. A., Byrnes, M. L., Guilfoyle, A. et al. (2006). Central motor drive and perception of effort during fatigue in multiple sclerosis. *J.Neurol.*, 253(8), 1048-1053.

## Auteursrechtelijke overeenkomst

Ik/wij verlenen het wereldwijde auteursrecht voor de ingediende eindverhandeling:

**Spiervermoeidheid rond de schouder tijdens een belaste anteflexie bij personen met multiple sclerose: een pilotstudie**

Richting: **master in de revalidatiewetenschappen en de kinesitherapie-revalidatiewetenschappen en kinesitherapie bij musculoskeletale aandoeningen**

Jaar: **2014**

in alle mogelijke mediaformaten, - bestaande en in de toekomst te ontwikkelen - , aan de Universiteit Hasselt.

Niet tegenstaand deze toekenning van het auteursrecht aan de Universiteit Hasselt behoud ik als auteur het recht om de eindverhandeling, - in zijn geheel of gedeeltelijk -, vrij te reproduceren, (her)publiceren of distribueren zonder de toelating te moeten verkrijgen van de Universiteit Hasselt.

Ik bevestig dat de eindverhandeling mijn origineel werk is, en dat ik het recht heb om de rechten te verlenen die in deze overeenkomst worden beschreven. Ik verklaar tevens dat de eindverhandeling, naar mijn weten, het auteursrecht van anderen niet overtreedt.

Ik verklaar tevens dat ik voor het materiaal in de eindverhandeling dat beschermd wordt door het auteursrecht, de nodige toelatingen heb verkregen zodat ik deze ook aan de Universiteit Hasselt kan overdragen en dat dit duidelijk in de tekst en inhoud van de eindverhandeling werd genotificeerd.

Universiteit Hasselt zal mij als auteur(s) van de eindverhandeling identificeren en zal geen wijzigingen aanbrengen aan de eindverhandeling, uitgezonderd deze toegelaten door deze overeenkomst.

Voor akkoord,

**Hemelaer, Ward**