

Het effect van romprotatie op de flexie-relaxatiefase

L. Haan

Opleiding Bewegingstechnologie, Haagse Hogeschool, Nederland

De flexie-relaxatie is een fase in de spierspanning van de extensoren van de romp die optreedt bij volledige flexie van de romp. De spanning loopt tijdens de flexie op waarna een relaxatie volgt in het eindstadium van de flexie. Wat de spanning overneemt, is nog niet bekend. Eén theorie is dat de lumbale wervels een, in het Engels genoemd, close packed position behalen door een rotatie van de wervelkolom tijdens de flexie waardoor de momenten in de uiterste flexie stand overgenomen kunnen worden door andere structuren. Onderzocht wordt of tijdens het opleggen van een rotatie tijdens de gehele flexie de mate en het moment van optreden van de flexie-relaxatiefase verschillen met de flexie-relaxatiefase tijdens een standaard vingerbodentest (parallelstand).

Aan dit onderzoek hebben 30 gezonde proefpersonen meegedaan waarbij met elektromyografie de spieractiviteit en met Optitrack de hoek tussen thoracale 12 en sacrale 2 gemeten zijn. Door de verhouding tussen de excentrische-/concentrische fase en de flexie-relaxatiefase te berekenen, kan de mate van deze ratio's vergeleken worden bij de verschillende standen. Door synchronisatie van beide systemen kan het moment bepaald worden waarop de flexie-relaxatiefase optreedt. De resultaten worden statistisch geanalyseerd waaruit blijkt dat er geen significant verschil is tussen de mate van de flexie-relaxatiefasen bij geroteerde stand en parallelstand. In dit artikel worden naast het verschil tussen de standen nog overige resultaten beschreven. Door een defect elektromyografie-apparaat is er geen antwoord verkregen op de vraag of het moment van optreden van de flexie-relaxatiefase verschilt bij de geroteerde standen en parallelstand.

Inleiding en probleemstelling

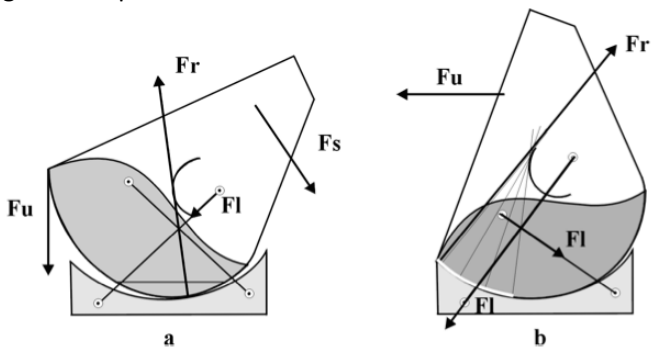
Het flexie-relaxatie fenomeen is een fase in de spierspanning van de extensoren van de romp die optreedt bij volledige flexie van de romp. Metingen met elektromyografie (EMG) tonen aan dat bij het maximaal flecteren van de romp met gestrekte knieën de spieractiviteit van de extensoren van de lumbale wervelkolom terugloopt naar een rustwaarde. Theoretisch gezien dienen de extensoren aan te spannen (tegen de zwaartekracht in) om in een voorover gebogen situatie de romp te stabiliseren. Hoe verder men voorover buigt, hoe groter het flecterend moment van de zwaartekracht op de romp is. De verwachting zou dan ook zijn dat de extensoren

toenemend actief zouden moeten zijn bij toenemende flexie¹. Dit is echter niet het geval, de flexie-relaxatie fase treedt op. Deze flexie-relaxatiefase is daarentegen niet altijd aanwezig bij patiënten met specifieke rugklachten².

Er is veel onderzoek gedaan naar de flexie-relaxatiefase, waaronder door Floyd en Silver³ waarbij geen bewijzen zijn gevonden dat andere spieren de momenten van de m. erector spinae overnemen. Of passieve structuren in de uiterste flexiestand van de wervelkolom de benodigde momenten leveren is nog niet geheel duidelijk^{1,4-5}. Wel is bekend dat passieve

structuren als ligamenten en disci maar een deel van het extensie moment kunnen overnemen⁶.

Volgens Lagerberg et al.¹ zou het ontstaan van zogenaamde, in het Engels genoemd, close packed positions een rol kunnen spelen bij de overdracht van momenten waardoor de flexie-relaxatiefase kan ontstaan. Door het behalen van de close packed position zou de mogelijkheid ontstaan dat rond de facetgewrichten van de lumbale wervels andere structuren de extensie momenten kunnen overnemen, figuur 1¹. Er kan alleen een close packed position ontstaan wanneer beide gewrichtsprofielen congruent zijn¹. Deze theorie gaat er van uit dat de close packed position tot stand komt door een kleine onderlinge rotatie van de wervels wat resulteert in een vormgesloten verbinding door congruente gewrichtsprofielen.



Figuur 1 - a: gewricht buiten de close packed position, b: gewricht in de close packed position waarbij het gewricht in staat is een moment te leveren

De consequentie van deze theorie is dat flexie-relaxatiefase ook zou kunnen optreden in minder gebogen posities door tijdens de gehele flexie een rotatie van wervelkolom op te leggen. Het doel van dit afstudeeronderzoek is om de hierboven genoemde theorie te toetsen.

In dit onderzoek wordt zowel de mate van de flexie-relaxatie als het moment van het optreden van de flexie-relaxatiefase bestudeerd bij drie verschillende standen: rompflexie zonder rotatie van de lumbale wervelkolom, rompflexie met rotatie linksom en rompflexie met rotatie rechtsom. De rotatie wordt opgelegd door de proefpersoon in schredestand de flexie te laten uitvoeren. Hierbij is de timing van de

onset van de flexie-relaxatiefase afhankelijk van de uitgevoerde beweging.

De eerste hypothese is als volgt: verwacht wordt dat de mate van de flexie-relaxatiefasen zullen verschillen bij de parallelstand en de geroteerde standen. De rotatie van de wervelkolom tijdens de geroteerde stand zal er voor zorgen dat de mate waarin de flexie-relaxatiefase optreedt, groter of kleiner wordt. De mate van flexie-relaxatiefase wordt uitgedrukt in twee ratio's. Deze ratio's worden in de methode toegelicht.

De tweede hypothese die getoetst wordt, is het moment van optreden van de flexie-relaxatiefase. Verwacht wordt dat door het opleggen van wervelrotatie tijdens de gehele flexie, de flexie-relaxatiefase eerder zal optreden dan uitsluitend in het eindstadium van de flexie.

Mogelijk heeft de voorkeursrotatie van de proefpersoon een effect op het moment van optreden van de mate van de flexie-relaxatiefase. Er wordt dan ook onderzocht of er een verschil is tussen voorkeursrotaties. Voorafgaand aan de metingen wordt de proefpersoon gevraagd wat het voorkeursbeen is. Dit wordt gedefinieerd als het been waar men op landt tijdens een duw of voorzet tijdens bijvoorbeeld snowboarden. Wanneer het linkerbeen voor staat in de schredestand, roteert het bekken rechtsom waarbij de romp moet compenseren door een rotatie linksom. Wanneer links het voorkeursbeen is, is de voorkeursrotatie dan ook linksom. Voor een rotatie rechtsom geldt hetzelfde: het rechter been staat dan voor in de schredestand. Het verschil tussen de excentrische en concentrische ratio wordt benadrukt en het verschil tussen de maximaal behaalde flexiehoeken tijdens de drie standen wordt getoond.

Naast de bovengenoemde analyses wordt er onder andere gekeken of er een verschil in activiteit is tussen de linker en rechter spier aangezien de geroteerde stand tijdens de metingen vastgehouden moet worden.

Gezien de beperkte kennis over het optreden van de flexie-relaxatiefase, kan de uitkomst van dit onderzoek het achterliggende mechanisme van de flexie-relaxatie mogelijk verhelderen.

Methode

Proefpersonen

30 gezonde proefpersonen waarvan 14 mannen en 16 vrouwen hebben deelgenomen aan dit onderzoek. Geen van de proefpersonen had chronische of terugkerende rugklachten. De karakteristieken van de proefpersonen worden beschreven in tabel 1.

Tabel 1 - Karakteristieken proefpersonen (N=30)

Karakteristieken	Gemiddelde (SD)	Minimum	Maximum
Leeftijd	21.8 (±2.15)	18	28
Lengte	175.7 (±8.38)	162	194
Gewicht	70.4 (±8.95)	52.7	87.0
BMI*	22.9 (±2.66)	19.5	29.0

* BMI = gewicht/lengte² (Kg/m²)

Meetinstrumentatie

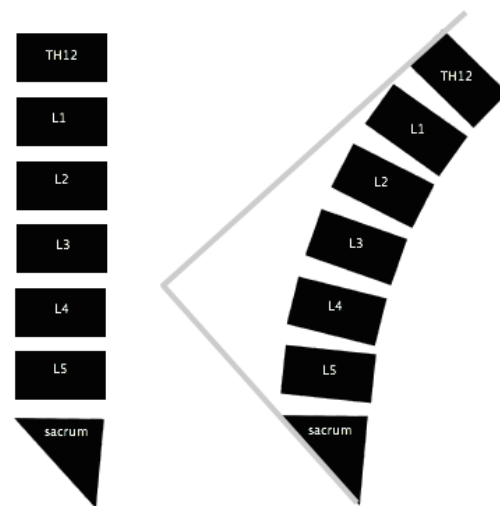
De m. erector spinae is één van de extensoren van de rug die onderverdeeld wordt in drie spieren: m. longissimus, m. iliocostalis en de m. spinalis. Tijdens dit onderzoek is de m. longissimus gemeten⁷. Om de spieractiviteit van de m. longissimus waar te nemen, is gebruik gemaakt van oppervlakte-elektromyografie (EMG) (TMSI Mobi8). Zowel de linker als de rechter m. longissimus zijn gemeten waarbij de elektrodenparen ter hoogte van lumbale 3 zijn geplaatst, 2 centimeter lateraal van de processus spinosus⁷⁻¹¹. De elektroden zijn in de lengterichting van de spier geplaatst met een center to center afstand van 2,5 centimeter. De referentie elektrode werd op de processus spinosus van cervicale 7 geplaatst¹². Het plaatsen van de elektroden is in zit uitgevoerd waarbij het bekken achterover gekanteld was. Hierdoor was de huid op rek waardoor tijdens de flexie deze rek minder van invloed is op het signaal.

De samplefrequentie waarmee de EMG gemeten heeft, was 256 Hz. Met het EMG signaal is geen frequentie analyse uitgevoerd, de gemiddelde amplitude is als vergelijkende maat voor de spieractiviteit gebruikt. Hiervoor is het niet noodzakelijk dat er gemeten werd met een Nyquist frequentie¹³.

De EMG data wordt gebruikt om de gemiddelde amplitude van de excentrische contractie-, flexie-

relaxatie- en concentrische contractiefase binnen één persoon te vergelijken.

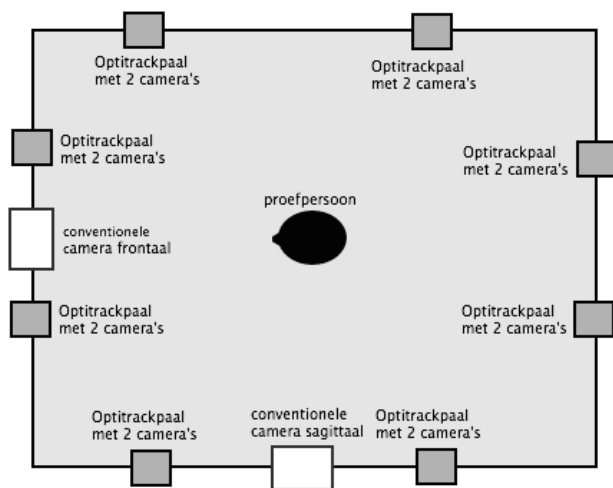
Om naast de mate van flexie-relaxatie ook het moment van optreden van de flexie-relaxatiefase te bepalen, is er naast het EMG-systeem gebruik gemaakt van de OptiTrack (flex 13). Dit systeem bevat 16 infrarood camera's die reflecterende markers (rigid bodies) kunnen waarnemen. Van de markers werden de coördinaten bepaald in drie dimensies. De samplefrequentie waarmee gemeten is, was 120 Hz. Door de EMG te koppelen met de Optitrack kon de hoek van de lumbale wervelkolom bepaald worden op het moment van optreden van de flexie-relaxatiefase. De lumbale wervelhoek is gedefinieerd als de hoek tussen thoracale 12 en sacrale 2, figuur 2.



Figuur 2 - gedefinieerde hoek lumbale wervelkolom

Om de twee meetsystemen synchroon te laten meten, werd er gebruik gemaakt van een hardware koppeling die een infrarood LED, een EMG ingang en een X-IMU ingang bevatte. Door de koppeling kon een marker worden geplaatst, waardoor er tegelijkertijd in het EMG-signaal een piek geplaatst werd en het Optitrack-systeem een marker (rigid body) detecteerde. Door middel van Matlab konden de signalen op de beginmarker worden geknipt waardoor beide signalen op hetzelfde moment startten.

Om tijdens de meting de bewegingen te volgen en achteraf te kunnen controleren hoe de beweging is uitgevoerd, zijn er frontaal en sagittaal t.o.v. de proefpersoon conventionele camera's geplaatst. In figuur 3 is een bovenaanzicht van de meetopstelling te zien.



Figuur 3 - bovenaanzicht meetopstelling

Het protocol

Voordat de proefpersoon arriveerde, zijn alle systemen klaar gezet en werd de OptiTrack gekalibreerd.

Voorafgaand aan de meting is uitgelegd hoe de metingen gingen verlopen.

De door het Optitrack-systeem te signaleren markers (rigid bodies) zijn door middel van twee rubberen banden aan het lichaam bevestigd. De band werd strak aangetrokken waardoor naast huidverschuiving geen verplaatsing van markers mogelijk was. De banden zijn ter hoogte van thoracale 12 en sacrale 2 aangebracht. Tevens zijn de elektroden voor de EMG bevestigd waarna de meting kon starten.

Tijdens de meting werden 3 verschillende standen uitgevoerd: maximale rompflexie zonder rotatie, maximale rompflexie met rotatie van de wervelkolom linksom en rompflexie met rotatie van de wervelkolom rechtsom. Om rotatie van de lumbale wervels op te leggen, is er een schredestand uitgevoerd waarbij de proefpersoon naar de voorste voet moest flecteren, figuur 4. Naast een rotatie om de longitudinale as, is er door het aannemen van deze stand ook een lateroflexie component.

Een rotatie rechtsom is uitgevoerd door met de rechter voet voor te staan, een rotatie linksom werd opgelegd door met links voor te staan. Hierdoor moesten de lumbale wervels de opgelegde bekkenrotatie compenseren. De te compenseren rotatie hing af van de stapgrootte, namelijk hoe groter de stap, hoe groter de rotatie en dus de compensatie. Er is gekozen voor een stapgrootte die de proefpersonen gemakkelijk kunnen maken om de veiligheid van de proefpersoon te waarborgen. De stapgrootte is gebaseerd op de staplengte bij een gemiddelde loopsnelheid.

Uit onderzoek van M. D. Latt Et al.¹⁴ blijkt dat de zelfgekozen stapgrootte bij de voorkeursnelheid (gemiddeld 5.4 km/u) ongeveer 70 centimeter is waarbij de gemiddelde proefpersoon lengte 170 centimeter is. De beenlengte van een persoon van 170 cm is volgens de tabel menselijke afmetingen¹⁵ 81.2 centimeter.

In het boek Human walking¹⁶ is de schredelengte bij een gangsnelheid van 5.5 km/u 158.8 centimeter. De staplengte is dan 79.4 centimeter. Dit is voor volwassenen tussen de 20 en 25 jaar.

Op basis van bovenstaande gegevens is bepaald dat de stapgrootte van hiel tot hiel tijdens de metingen 50% van de beenlengte is + de lengte van de voet. De beenlengte is hierbij gedefinieerd als de afstand van de grond tot de top van de trochanter major. Door de staplengte uit te drukken in een percentage van de beenlengte + de voetlengte zal het effect van de stap even groot zijn bij de proefpersonen.



Figuur 4 - standen meting (bovenste rij rechtop, onderste rij maximale flexie), links = parallelstand, midden = rechts voor stand, rechts = links voor stand

De drie metingen zijn allen drie maal uitgevoerd, de proefpersoon flecteerde totaal negen keer. De volgorde van de bewegingen was gerandomiseerd. De proefpersoon koos blind een volgorde zonder dat deze is teruggelegd. Hierdoor zijn alle volgordes (tabel 2) even vaak (5 keer per volgorde) uitgevoerd.

Tabel 2 – volgorden metingen

Volgorden
3 x Parallel – 3 x Links – 3 x Rechts
3 x Parallel – 3 x Rechts – 3 x Links
3 x Links – 3 x Parallel – 3 x Rechts
3 x Links – 3 x Rechts – 3 x Parallel
3 x Rechts – 3 x Links – 3 x Parallel
3 x Rechts – 3 x Parallel – 3 x Links

De proefpersoon ging in de vooraf bepaalde eerste stand (links voor, rechts voor of parallel) staan. De metingen werden gestart waarna 1, 2 of 3 markers geplaatst zijn in de signalen. Het aantal geplaatste markers hing af van de uitgevoerde meting, de eerste meting had 1 marker, de tweede 2 en de derde 3. Hierdoor kon naast de naam van de datasets de data herkend worden aan het aantal markers. De proefpersoon stond rechtop en flecteerde maximaal. De beweging is langzaam uitgevoerd (in 3 seconden) zodat de EMG-signalen rustig verliepen. In de uiterste flexie stand bleef de proefpersoon 3 seconden hangen waarna deze weer langzaam rechtop kwam staan. Na drie keer dezelfde beweging te hebben uitgevoerd, werd de volgende stand aangenomen die ook drie maal werd uitgevoerd. De laatste stand werd ook drie maal uitgevoerd waarna de metingen afgelopen waren. Tijdens de flexie werden de handen naar de voorste voet of, in parallelstand, naar beide voeten gebracht. Het was van belang dat tijdens de meting het bekken geroteerd bleef staan. Daarnaast bleven tijdens de gehele beweging de knieën gestrekt. Dit kon gecontroleerd worden door de camerabeelden van de conventionele camera's te bekijken.

Data analyse

De EMG-data is door middel van Matlab gelijkgericht en gefilterd (RMS). Het filter van de RMS wordt echter minimaal gebruikt. Om deze reden is er ook gebruik gemaakt van een butterworth filter (low pass) vijfde orde met een cutoff frequentie van 5 Hz. In bijlage 1 is het Matlab script weergegeven.

Voor de Optitrack zijn markers gebruikt, ook wel rigid bodies. Een rigid body bestaat uit 3 of 4 reflecterende markers. In Matlab werden lokale assenstelsels van de markers gemaakt. In de referentiestand (de proefpersoon staat rechtop) werden de assenstelsels uitgelijnd waardoor de hoek in rechtopstaande stand

tussen de clusters 0 graden is. Met de Euler-decompositie konden de hoekstanden tussen de twee lokale assenstelsels bepaald worden. De gebruikte decompositie volgorde is als volgt¹⁷:

- De eerste as is de flexie-extensie as;
- De tweede as is de lateroflexie as;
- De derde as is de rotatie-as in lengterichting.

Gebruikmakend van een synchronisatiemarker werden de EMG en Optitrack metingen gesynchroniseerd. Hiervoor is ook een downsample functie gebruikt waardoor de samplefrequentie van EMG (256 Hz) gelijk werd aan de samplefrequentie van de Optitrack (120 Hz).

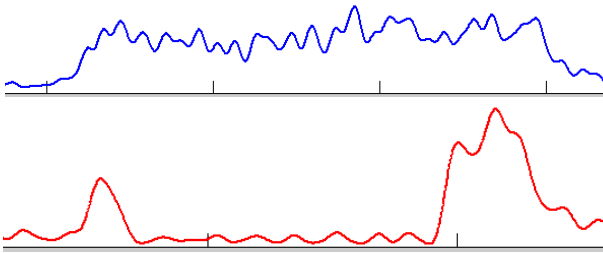
Door beide datasets te synchroniseren kon het moment waarop de flexie-relaxatiefase begon, achterhaald worden.

De data van beide systemen zijn geplot, waarbij de ginput functie van Matlab toegepast is waardoor dezelfde delen van het linker en rechter EMG-signaal geselecteerd zijn. Van de geselecteerde delen is één waarde van de gemiddelde spieractiviteit berekend. Wanneer van het EMG signaal de gemiddelde waarden van de excentrische contractie, concentrische contractie en flexie-relaxatiefase berekend zijn, kunnen de inverse ratio's tussen de flexie-relaxatiefase en concentrische contractiefase en flexie-relaxatiefase en excentrische contractiefase berekend worden. De formules hiervan zijn als volgt:

$$\text{excentrische inverse ratio} = \frac{\text{gemiddelde waarde flexie relaxatie fase}}{\text{gemiddelde waarde excentrische contractie}}$$

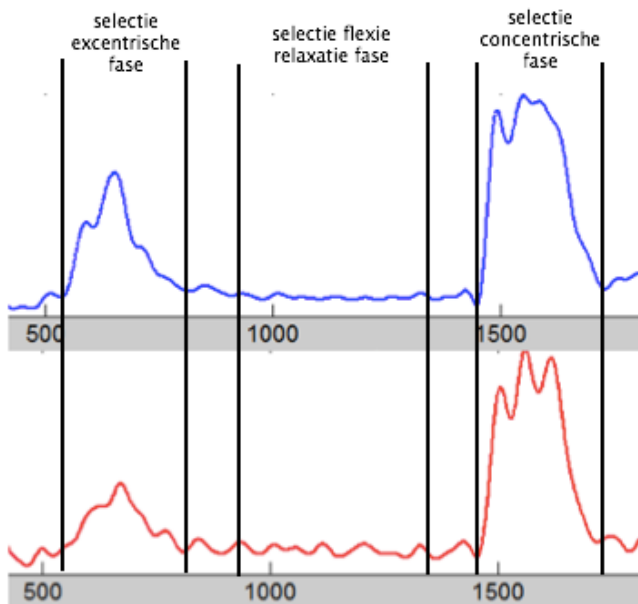
$$\text{concentrische inverse ratio} = \frac{\text{gemiddelde waarde flexie relaxatie fase}}{\text{gemiddelde waarde concentrische contractie}}$$

De *inverse* ratio is gebruikt omdat de ratio uitkomt tussen de 0 en 1 waarbij 0 een volledige flexie-relaxatie is en 1 staat voor afwezigheid van flexie-relaxatie. In figuur 5 wordt het verschil tussen aanwezigheid (ratio richting 0) en afwezigheid (ratio richting 1) van de flexie-relaxatiefase getoond.



Figuur 5 - boven: geen flexie-relaxatiefase (1), onder: flexie-relaxatiefase (0). Op de x-as de lengte van de meting, op de y-as de hoogte van het signaal in microvolt

In figuur 6 wordt een EMG signaal weergegeven waarbij de proefpersoon flechteert en weer rechtop komt staan. Bij deze proefpersoon trad de flexie-relaxatiefase op. Tijdens de flexie is er een flexie-relaxatiefase van de m. erector spinae. In dit signaal wordt tevens aangegeven welke blokken uit het signaal geselecteerd zijn om de ratio's mee te berekenen.



Figuur 6 - EMG signaal van stand naar maximale flexie bij parallelstand met bijbehorende geselecteerde fasen (linker en rechter spier). Op de x-as de lengte van de meting (in framenummers) en op de y-as de hoogte van het signaal in microvolt.

Statistische methode

Van alle proefpersonen werden de volgende ratio's verzameld in:

- Excentrische en concentrische inverse ratio van de linker en rechter spier bij linker been voor;
- Excentrische en concentrische inverse ratio van de linker en rechter spier bij rechter been voor;
- Excentrische en concentrische inverse ratio van de linker en rechter spier bij parallelstand.

Met SPSS werden deze ratio's vergeleken waarbij is gekeken of er een significant verschil ($\text{sig.} = < 0.05$) is tussen de verschillende standen binnen de proefpersoon door middel van Repeated Measures ANOVA.

Tevens is de groep proefpersonen in tweeën verdeeld: de proefpersonen die links als voorkeursbeen hadden en de proefpersonen die rechts als voorkeursbeen hadden. Hierdoor kon geanalyseerd worden of er verschil tussen beide groepen is.

De Repeated Measures ANOVA is gebruikt omdat de proefpersonen de metingen 3 maal uitgevoerd hebben onder verschillende omstandigheden. Om de verschillende standen met elkaar te vergelijken werd de Simple Contrasts¹⁷ van de Repeated Measures gebruikt waarbij de reference category op first en last is ingesteld zijn waardoor het mogelijk werd om de standen onderling te vergelijken.

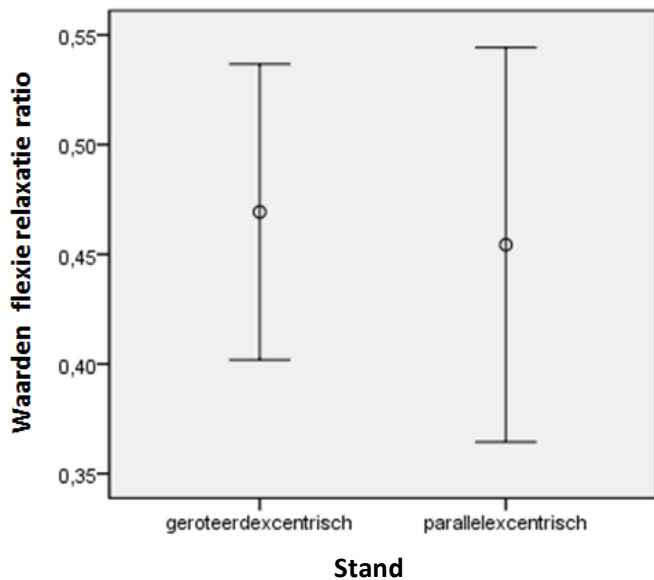
Er is bij alle testen constant gebruik gemaakt van de Greenhouse-Geisser correctie ($P = > \text{dan } 0.05$).

Resultaten

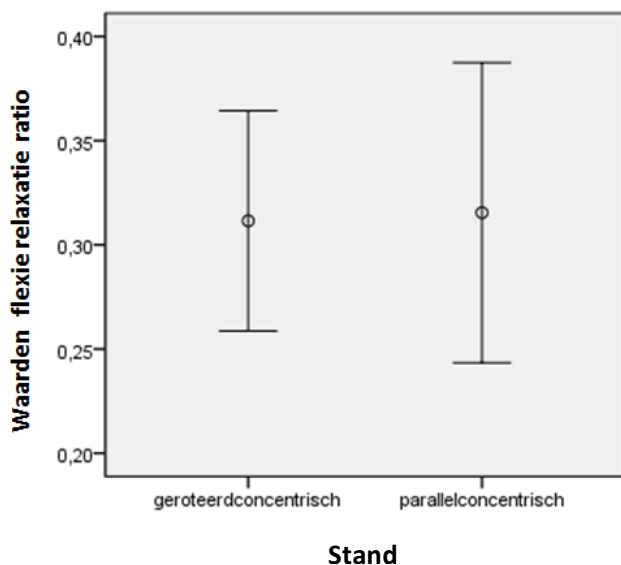
De metingen zijn door 30 proefpersonen uitgevoerd. Bij 7 daarvan was de data niet volledig door technische mankementen waardoor analyse niet mogelijk was. De data van deze proefpersonen is niet meegenomen in de resultaten.

De eerste hypothese: het verschil in de mate van flexie-relaxatiefase tussen geroteerde stand en parallelstand

Er is geanalyseerd of er een verschil is in de excentrische flexie-relaxatie ratio (excentrische F.R.R.) en de concentrische flexie-relaxatieratio (concentrische F.R.R.) tussen de geroteerde stand (de rotatie linksom en rechts om samengevoegd) en parallelstand. In de figuren 7 en 8 is te zien dat er kleine verschillen zijn tussen de excentrische F.R.R. van de geroteerde stand en parallelstand en tussen de concentrische F.R.R. van de geroteerde stand en parallelstand. De gemiddelde excentrische F.R.R. van de geroteerde stand is 0.48 en van de parallelstand 0.45. De concentrische F.R.R. waarde van de geroteerde stand is 0.31 en voor de parallelstand 0.32.



Figuur 7 - betrouwbaarheidsintervallen van de excentrische flexie-relaxatieratio bij geroteerde stand (linksom en rechtsom) en parallelstand



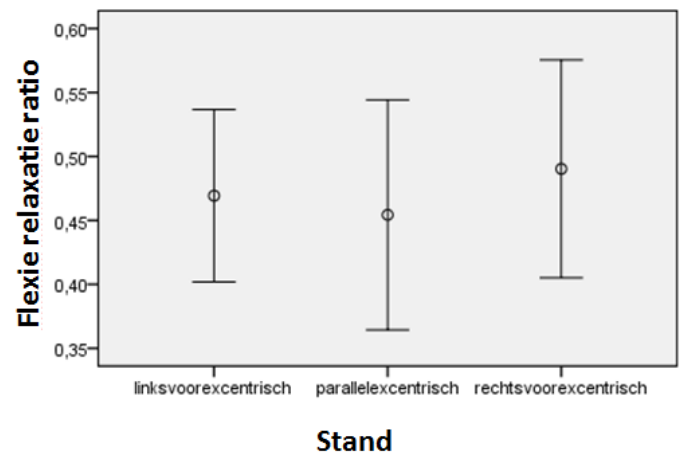
Figuur 8 - betrouwbaarheidsintervallen van de concentrische flexie-relaxatieratio bij geroteerde stand en parallelstand

Om met zekerheid te kunnen zeggen dat er geen significant verschil is tussen de geroteerde stand en parallelstand is er een Repeated Measures toets uitgevoerd. Uit deze toets kwam naar voren dat er geen significant ($p = 0.731$) verschil is tussen de excentrische F.R.R. van de geroteerde stand en parallelstand. voor de concentrische F.R.R. is de P-waarde 0.909. Dit betekent dat de geroteerde stand en parallelstand niet significant van elkaar verschillen.

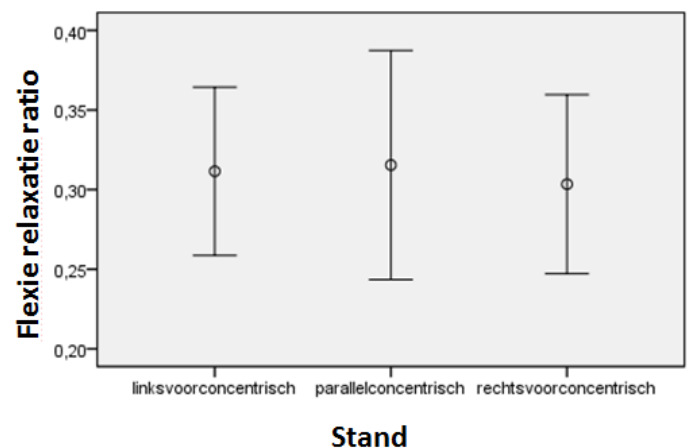
De eerste hypothese: onderlinge verschillen in mate van de flexie-relaxatiefase tussen de links voor stand, parallelstand en rechts voor stand

Uit de voorgaande resultaten is gebleken dat er geen verschil is tussen de geroteerde stand en de parallelstand. Er is ook geanalyseerd of er onderling verschillen zijn tussen de excentrische flexie-relaxatieratio's van links voor stand en parallelstand, rechts voor stand en parallelstand en links voor stand en rechts voor stand. Voor de concentrische flexie-relaxatieratio's is hetzelfde gedaan. Hierdoor kan geanalyseerd worden of er tussen de standen onderling wel verschillen in flexie-relaxatieratio's zijn.

In de figuren 9 en 10 is te zien dat er kleine variaties zijn tussen de excentrische F.R.R. bij de drie standen en concentrische F.R.R. bij de drie standen.



Figuur 9 - betrouwbaarheidsintervallen van de excentrische F.R.R. bij geroteerde stand links om, parallelstand en geroteerde stand rechts om



Figuur 10 - betrouwbaarheidsintervallen van de concentrische F.R.R. bij geroteerde stand links om, parallelstand en geroteerde stand rechts om

In tabel 3 is af te lezen dat geen van de flexie-relaxatieratio's significant verschillen. De gemiddelde flexie-relaxatieratio's (concentrisch en excentrisch) van de verschillende standen worden weergegeven in tabel 4. Hierin is te zien dat de verschillen tussen zowel de excentrische F.R.R als de concentrische F.R.R bij de drie standen minimaal verschillen.

Tabel 3 - significantie excentrische- en concentrische F.R.R. tussen de drie standen onderling

P-waarde	Links voor – parallel	Rechts voor – parallel	Links voor – rechts voor
Excentrisch	0.731	0.297	0.639
Concentrisch	0.909	0.669	0.794

Tabel 4 - Flexie-relaxatieratio's per stand

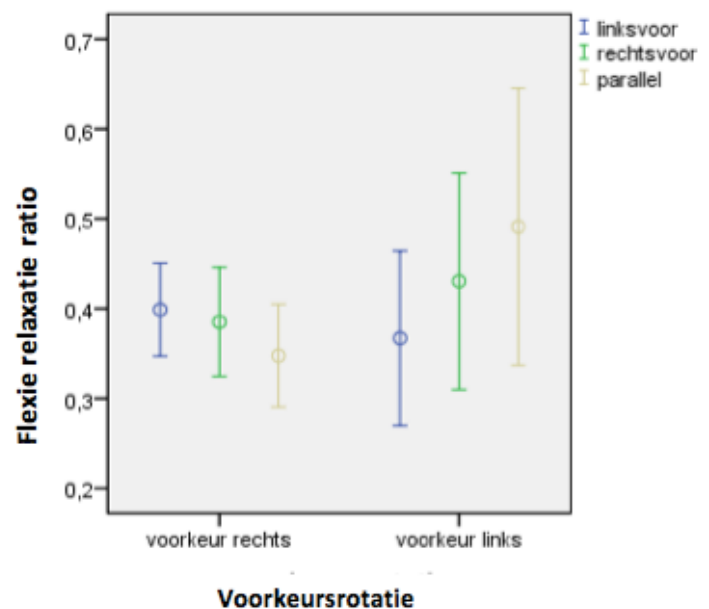
F.R.R.	Links voor stand	Parallel stand	Rechts voor stand
Excentrisch	0.47	0.45	0.49
Concentrisch	0.31	0.32	0.30

De tweede hypothese: het verschil tussen het moment van optreden van de flexie-relaxatiefase bij geroteerde stand en parallelstand

Door middel van de synchronisatie kon het moment van optreden van de flexie-relaxatiefase uitgedrukt worden in een percentage van de flexiehoek. Echter wanneer de data bekeken werd in Matlab, was bij een aantal metingen een verschuiving te zien tussen de EMG-data en Optitrack-data. Hierdoor was het niet mogelijk om het moment van optreden van de flexie-relaxatiefase te analyseren.

Het verschil tussen de voorkeursrotaties

In figuur 11 is te zien dat de meetgroep opgedeeld is op basis van voorkeursrotatie waarbij bij beide rotaties de drie standen getoond worden. Te zien is dat de schatting van de gemiddelden tussen beide groepen minimaal verschillen.



Figuur 11 - verschillen tussen betrouwbaarheidsintervallen van de voorkeursrotatie linksom en rechtsom

Uit de Repeated Measures ANOVA bleek dat er, onafhankelijk van de stand, spieren en soorten ratio's, geen significant verschil was tussen de voorkeursrotaties (0.540).

Overige analyses

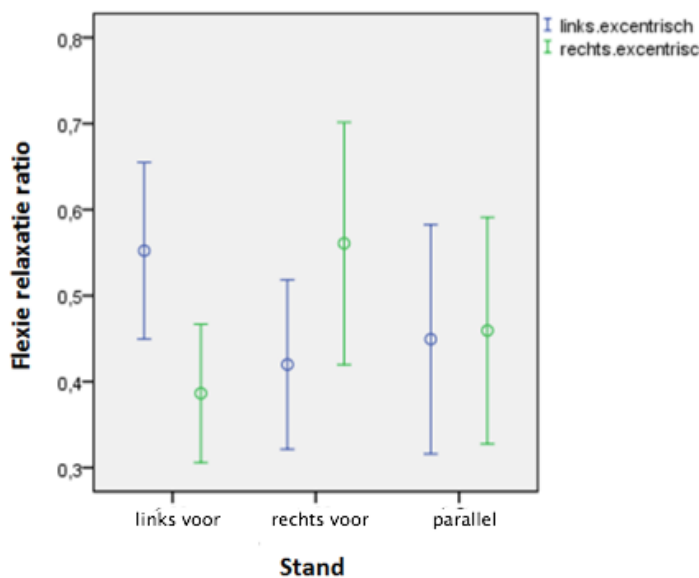
Omdat er weinig verschillen aangetoond zijn in de bovenstaande analyses, zijn er, naast het bepalen van de verschillen tussen geroteerde stand en parallelstand, met de verzamelde data nog andere analyses uitgevoerd worden. Zo is er ook geanalyseerd of er verschillen aanwezig waren tussen de excentrische F.R.R. van de linker spier en rechter spier bij de verschillende standen en tussen de concentrische F.R.R van de linker en rechter spier bij de verschillende standen. Tevens is geanalyseerd of er verschillen toonbaar waren in de spieractiviteit tussen de linker en rechter spier, of er verschillen zijn tussen de excentrische en concentrische flexie-relaxatieratio's en of er een verschil aangetoond kan worden tussen de maximale flexiehoeken bij de drie standen. Hiervoor is ook de Repeated Measures ANOVA gebruikt waarbij de correctie factor Greenhouse-Geisser gebruikt is.

Verskil tussen de flexie-relaxatieratio's van de linker en rechter spier

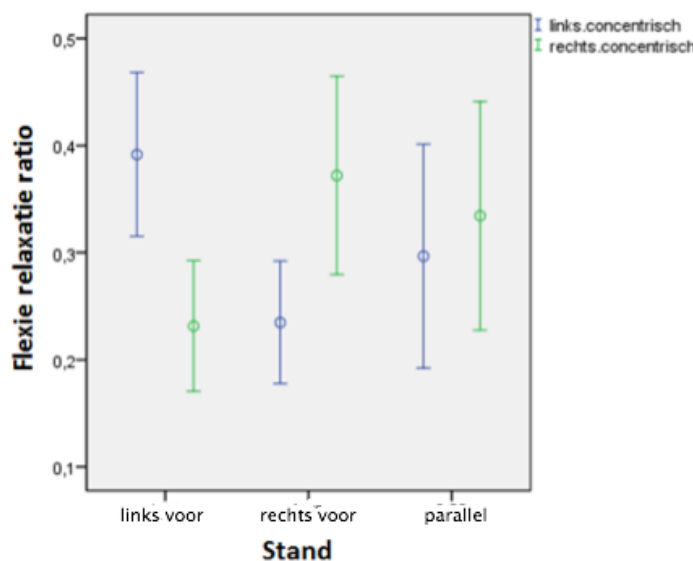
Met de Repeated Measures ANOVA is er tussen de flexie-relaxatieratio's van de spieren (linker en rechter m. erector spinae), onafhankelijk van de stand en de

excentrische en concentrische ratio's een significant verschil (P-waarde = 1.000) gevonden.

Echter is in figuur 12 te zien dat de verschillen tussen excentrische F.R.R. van de linker spier bij de verschillende standen en de verschillen tussen excentrische F.R.R. van de rechter spier bij de verschillende standen aanzienlijk is. In figuur 13 is hetzelfde te zien maar dan voor de concentrische F.R.R. Met name het verschil tussen zowel de excentrische als concentrische F.R.R. van de linker spier bij links voor stand en rechts voor stand is groot. Hetzelfde geldt voor de rechter spier bij links- en rechts voor stand.



Figuur 12 - betrouwbaarheidsintervallen van de excentrische F.R.R linker en rechter spier bij de verschillende standen



Figuur 13 - betrouwbaarheidsintervallen van de concentrische F.R.R. linker en rechter spier bij de verschillende standen

In figuur 12 is naast het verschil tussen de excentrische F.R.R van de linker spier bij de verschillende standen en het verschil tussen de excentrische F.R.R van de rechter spier bij de verschillende standen, ook het verschil tussen de linker en rechter spier bij één stand zichtbaar. In figuur 12 en tabel 5 is te zien dat de excentrische F.R.R. van de linker spier bij de stand links voor hoger is dan die van de rechter spier bij dezelfde stand. Voor de stand rechts voor is dit juist andersom, de excentrische F.R.R. van de linker spier is lager dan die van de rechter spier. Voor parallel is het verschil tussen excentrische F.R.R. tussen de linker en rechter spier erg klein. In tabel 5 worden de gemiddelde waarden van de excentrische F.R.R getoond. In deze tabel is tevens te zien dat de excentrische F.R.R van de linker spier bij links voor, de excentrische F.R.R van de rechter spier bij rechts voor en de excentrische F.R.R van de rechter spier bij parallelstand hoger zijn.

In tabel 6 worden de concentrische F.R.R van de linker en rechter spier bij de drie standen getoond. Te zien is dat de concentrische ratio's van de linker spier bij links voor, de rechter spier bij rechts voor en de rechter spier bij parallel hoger zijn.

Zowel de excentrische F.R.R. als de concentrische F.R.R. zijn bij de linker spier bij links voor, de rechter spier bij rechts voor en de rechter spier bij parallel hoger.

De P-waarden in tabel 7 tonen dat er significante verschillen zijn tussen de flexie-relaxatieratio's van de linker en rechter spier bij links voor. Er is een significant verschil tussen de concentrische flexie-relaxatieratio's van de linker en rechter spier bij rechts voor stand. De excentrische F.R.R. bij dezelfde stand is echter net niet significant verschillend. De excentrische en concentrische F.R.R bij parallelstand zijn niet significant verschillend.

Tabel 5 – excentrische F.R.R linker en rechter spier bij de drie standen

Excentrische F.R.R	Links voor stand	Rechts voor stand	Parallelstand
Linker spier	0.55	0.42	0.45
Rechter spier	0.39	0.56	0.46

Tabel 6 - concentrische F.R.R linker en rechter spier bij de drie standen

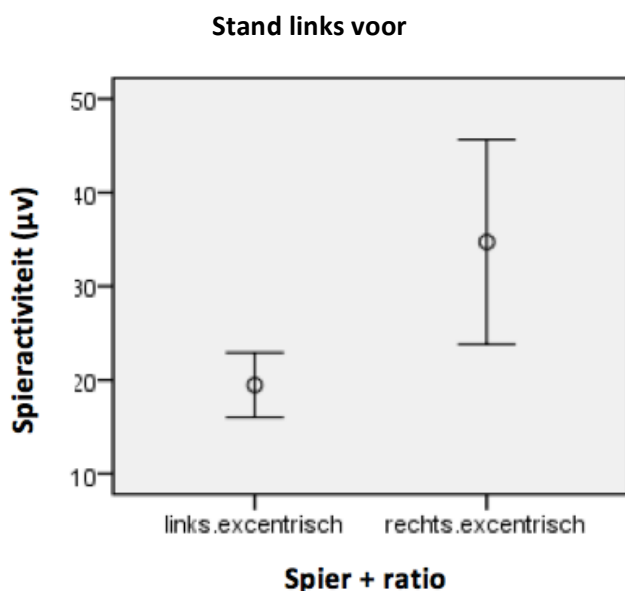
Concentrische F.R.R	Links voor stand	Rechts voor stand	Parallelstand
Linker spier	0.39	0.23	0.30
Rechter spier	0.23	0.37	0.33

Tabel 7 - verschil tussen de linker en rechter spier per stand

P-waarde	Linker en rechter spier links voor	Linker en rechter spier rechts voor	Linker en rechter spier parallel
Excentrische F.R.R.	0.003	0.058	0.743
Concentrische F.R.R.	0.000	0.002	0.123

Verskil tussen de activiteit van de linker en rechter spier bij links voor stand

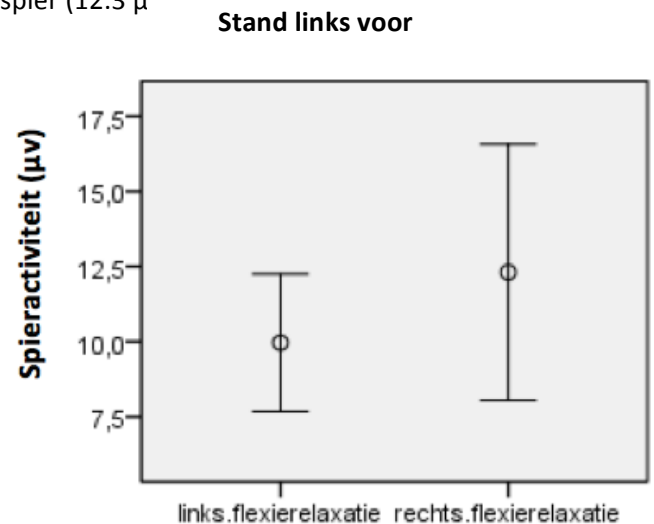
wanneer er gekeken wordt naar spieractiviteit die de linker en rechter spier leveren in de excentrische fase bij de stand links voor, is te zien (figuur 14) dat er een verschil tussen beide spieren is. De P-waarde hiervan is 0.012 wat betekent dat er een significant verschil is tussen de activiteit van de linker spier en rechter spier in de excentrische fase bij links voor. De linker spier is minder actief geweest (gemiddelde waarde spieractiviteit is 19.5 μv) dan de rechter spier (gemiddelde waarde spieractiviteit is 34.7 μv) bij deze stand.



Figuur 14 - betrouwbaarheidsintervallen van de spieractiviteit van de excentrische fase linker en rechter spier bij links voor

Het bovengenoemde is ook uitgevoerd voor de flexie-relaxatiefase bij de stand links voor. In figuur 15 is te zien dat de schatting van het gemiddelde van spieractiviteit van de linker spier lager is dan die van de rechter spier. De P-waarde van de activiteit in de flexie-relaxatiefase tussen de linker en rechter spier bij links voor is 0.282. Er is geen significant verschil. De gemiddelde activiteit van de linker spier in de flexie-

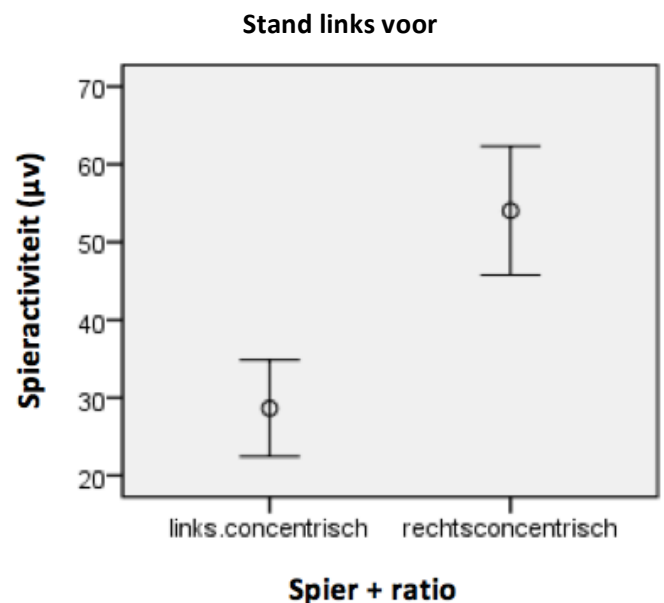
relaxatiefase ligt lager (10.0 μv) dan die van de rechter spier (12.3 μv)



Figuur 15 – betrouwbaarheidsintervallen van de spieractiviteit flexie-relaxatiefase van de linker en rechter spier bij links voor

In figuur 16 is de spieractiviteit van de concentrische fase van de linker en rechter spier bij links voor te zien. Hierin is wordt een duidelijk verschil in activiteit tussen de linker en rechter spier bij de stand links voor getoond.

De P-waarde is 0.000 wat betekent dat er een significant verschil in spieractiviteit is tussen de linker en rechter spier in de concentrische contractiefase bij de stand links voor.



Figuur 16 - betrouwbaarheidsintervallen van de spieractiviteit van de concentrische fase linker en rechter spier bij links voor

Het analyseren van de verschillen in spieractiviteit bij de excentrische-, flexie-relaxatie- en concentrische fase is tevens uitgevoerd voor de parallelstand en de stand

rechts voor. De Error Bars hiervan worden weergegeven in bijlage 2 en 3. In de komende twee koppen worden de P-waarden en de waarden van de spieractiviteit (μV) van parallelstand en rechts voor stand in tabellen weergegeven.

Verskil tussen de activiteit van de linker en rechter spier bij parallelstand

In tabel 8 zijn de P-waarden tussen de linker en rechter spier in de verschillende fasen van de beweging getoond. Te zien is dat geen van de fasen bij de parallelstand significant verschillen qua spieractiviteit tussen de linker en rechter spier. In tabel 9 is af te lezen dat de rechter spier in alle drie de fasen actiever is dan de linker spier.

Tabel 8 - P-waarde linker spier en rechter spier bij parallelstand

P-waarde excentrische fase	P-waarde flexie- relaxatiefase	P-waarde concentrische fase
0.174	0.089	0.165

Tabel 9 – gemiddelde waarden spieractiviteit van de linker en rechter spier bij de drie fasen

Gemiddelde waarde spieractiviteit (μV)	Excentrische fase	Flexie- relaxatiefase	Concentrische fase
Linker spier	27.2	11.4	39.8
Rechter spier	36.3	13.5	43.7

Verskil tussen de activiteit van de linker en rechter spier bij rechts voor stand

In tabel 10 zijn de P-waarden tussen de linker en rechter spier in de verschillende fasen van de beweging getoond. Te zien is dat alleen de activiteit in de concentrische contractiefasen van de linker en rechter spier bij de rechts voor stand significant verschillen. In tabel 11 is af te lezen dat de rechter spier in alle drie de fasen meer activiteit leverde dan de linker spier. Dit verschil is echter alleen bij de concentrische contractiefase significant.

Tabel 10 - P-waarde linker spier en rechter spier bij rechts voor stand

P-waarde excentrische fase	P-waarde flexie- relaxatiefase	P-waarde concentrische fase
0.488	0.794	0.015

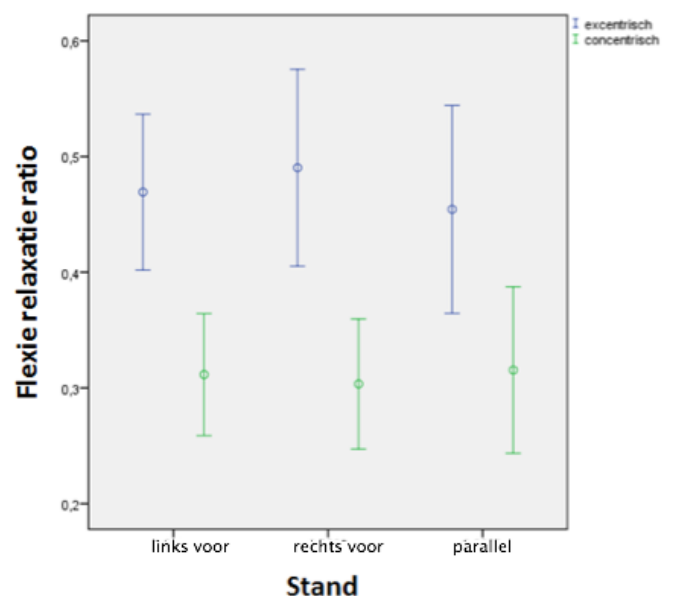
Tabel 11 - gemiddelde waarden spieractiviteit van de linker en rechter spier bij de drie fasen

Gemiddelde waarde spieractiviteit (μV)	Excentrische fase	Flexie- relaxatiefase	Concentrische fase
Linker spier	31.0	12.5	48.6
Rechter spier	27.1	11.9	35.9

Het verschil tussen de excentrische en concentrische ratio.

Tussen de ratio's (excentrische- en concentrische F.R.R.), onafhankelijk van de stand en de spier is er een significant verschil getoond (P-waarde = 0.000). Het verschil tussen de excentrische en concentrische ratio is dan ook zowel bij links voor, rechts voor als parallelstand 0.000.

In figuur 17 is de Error Bar van de twee ratio's bij de drie standen zichtbaar. Deze Error Bar suggereert dat er geen verschil aanwezig is tussen de excentrische ratio's van de verschillende standen. Dit geldt ook voor de concentrische ratio's. Daarentegen toont figuur 17 aan dat er een significant verschil is tussen de concentrische en excentrische ratio per stand, gezien de betrouwbaarheidsintervallen (95% van de schatting van het gemiddelde) elkaar bijna niet overlappen.

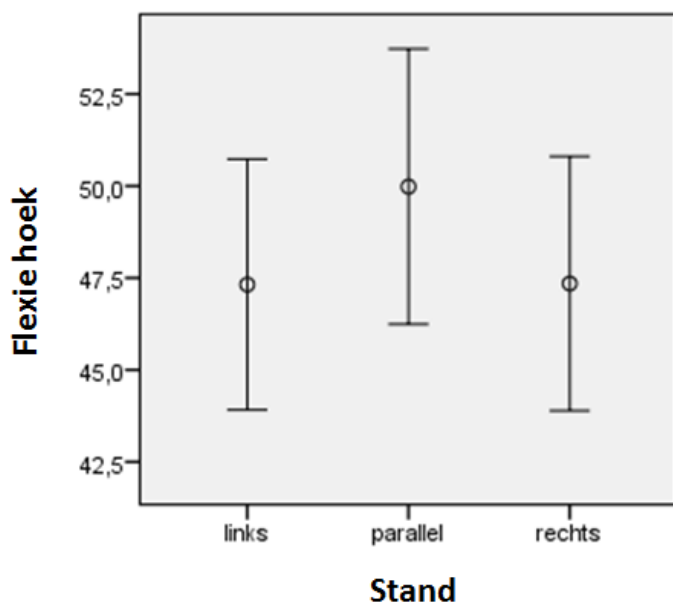


Figuur 17 – betrouwbaarheidsintervallen van de concentrische F.R.R en excentrische F.R.R bij de drie standen

Uit de Repeated Measures ANOVA bleek dat de excentrische flexie-relaxatieratio's van de drie standen niet significant verschillen (0.819). De concentrische ratio's bij de verschillende standen zijn ook niet significant verschillend (0.960).

Verskil tussen de maximale flexiehoeken behorend bij de drie verschillende standen

Met de Optitrack is de maximale flexiehoek bepaald. In figuur 18 is te zien dat er een verschil is tussen de maximale flexiehoeken van de drie verschillende standen. Uit de Repeated Measures ANOVA blijkt dat er geen significant verschil is tussen de drie hoeken (0.089). Er kan niet met zekerheid gezegd worden dat er een significant verschil aanwezig is tussen de hoek bij de stand links voor, de parallelstand en de stand rechts voor doordat de betrouwbaarheidsintervallen overlappen. In figuur 18 is ook te zien dat het verschil tussen de hoek bij stand links voor en rechts voor minimaal is.



Figuur 18 - betrouwbaarheidsintervallen van de maximale flexiehoeken bij de drie verschillende standen

In tabel 12 is te zien dat de maximale flexiehoeken ook onderling niet significant verschillen.

Tabel 12 - onderlinge significantie hoeken bij de verschillende standen

Links voor – parallel	Rechts voor – parallel	Rechts voor – links voor
0.075	0.073	0.982

Discussie

In dit onderzoek is gezocht naar een verschil in de mate van en het moment van optreden van de flexie-relaxatiefase. De eerste hypothese was als volgt: verwacht wordt dat de mate van de flexie-relaxatiefasen zullen verschillen bij de parallelstand en de geroteerde standen. De resultaten uit dit onderzoek tonen aan dat er geen significant verschil is tussen de excentrische F.R.R van de geroteerde stand en parallelstand. Wanneer de drie verschillende standen onderling vergeleken worden, is er ook geen verschil. Voor de concentrische F.R.R. geldt hetzelfde.

Er is geen verschil getoond in de mate van flexie-relaxatie, de eerste hypothese wordt verworpen.

In de tweede hypothese wordt verwacht dat de flexie-relaxatiefase eerder optreedt wanneer er rotatie van de wervelkolom is tijdens de gehele flexie. Dit is echter niet bewezen. Tijdens de meting zijn de twee meetsystemen (EMG en Optitrack) gesynchroniseerd. Echter kwamen de grafieken van de EMG en Optitrack niet overeen, er heeft een verschuiving plaatsgevonden. Na het uitvoeren van diverse testen met beide systemen is geconcludeerd dat de EMG apparatuur soms een slechte bluetooth verbinding heeft met de pc waarop de data opgeslagen wordt. De afstand tussen de pc en het EMG apparaat en de aanwezigheid van objecten tussen beiden beïnvloeden de verbinding sterk. Door deze slechte verbinding worden delen van de meting niet opgeslagen. Door de haperingen in de EMG-data zijn de data bestanden van de EMG niet even lang als die van de Optitrack. Dit verklaart de verschuivingen tussen de Optitrack- en EMG-data. De verschuivingen tussen datasets zijn niet constant waardoor een geen correctie uitgevoerd kan worden. Hierdoor kan het moment van optreden van de flexie-relaxatiefase niet bepaald worden. De tweede hypothese kan dan ook niet aangenomen of verworpen worden.

Als derde is onderzocht of er verschil is tussen de twee voorkeursrotaties. Uit de resultaten blijkt dat er geen verschil is tussen de twee voorkeursrotaties, onafhankelijk van de stand en de ratio's wat betekent dat voorkeursrotatie geen invloed heeft.

Gezien er geen verschillen zijn aangetoond, is de analyse uitgebreid en is er tevens gekeken naar het verschil in activiteit en ratio van de twee spieren, het

verschil tussen de twee ratio's en de maximale flexiehoek.

Er is geen significant verschil gevonden tussen de zowel de excentrische- als concentrische F.R.R. van de linker en rechter spier, onafhankelijk van de stand en soorten ratio's. Wanneer er echter gekeken wordt naar de onderlinge verschillen, wordt er wel een verschil aangetoond tussen de linker en rechter spier bij links voor. Bij de stand rechts voor geldt dit alleen voor de concentrische ratio. Bij de parallelstand zijn de verschillen niet significant. Wanneer de stand links voor dan wel rechts voor aangenomen wordt, dient er een rotatie van de lumbale wervelkolom plaats te vinden. Deze rotatie moet door spierkracht in stand gehouden worden. Het significante verschil tussen de linker en rechter spier zal met name te maken hebben met het in stand houden van de geroteerde stand aangezien de linker spier bij de stand rechts voor actiever is dan de linker. Bij de stand links voor zijn de EMG-waarden (zowel excentrisch als concentrisch) bij de rechter spier hoger dan bij de linker spier terwijl de flexie-relaxatie waarden niet veel verschillen. Hierdoor is de ratio van de linker spier bij links voor veel hoger dan die van de rechter spier. Bij rechts voor is dit andersom wat het verschil in ratio's tussen de linker en rechter spier verklaart.

Er is geen significant verschil gevonden tussen de excentrische en concentrische flexie-relaxatieratio's bij de drie standen. Er is echter wel een significant verschil getoond tussen de excentrische en concentrische ratio bij iedere stand. Dit is echter ook te verwachten gezien de concentrische contractiewaarde constant hoger is dan de excentrische contractiewaarde omdat de m. erector spinae (zowel links als rechts) concentrisch meer inspanning moet leveren. Dit wordt veroorzaakt doordat spieren excentrisch meer activiteit kunnen leveren dan concentrisch¹⁸⁻¹⁹.

Tijdens de metingen kon maar beperkt gecontroleerd worden of tijdens de metingen de proefpersoon voldoende geroteerd stond. Of de close packed position daadwerkelijk behaald is, kan niet worden bevestigd. Dit is vanaf de buitenzijde van het lichaam niet te controleren. Er is naast een rotatie in de lengterichting ook een lateroflexie component. Deze is niet te voorkomen wanneer iemand de flexie uitvoert in schredestand.

Tijdens de metingen is er gebruik gemaakt van banden (vier centimeter breed) waarop de rigid bodies bevestigd zijn (tevens 4 centimeter breed). De banden

werden aan het lichaam bevestigd waardoor de lumbale flexiehoek bepaald kon worden. Door de breedte van de band is de deze mogelijk niet precies op de wervel geplaatst waardoor de gemeten hoek iets afwijkt van de theoretisch beschreven hoek.

Met dit onderzoek is aangetoond dat het uitvoeren van een flexie met een rotatie van de ruggenwervels geen invloed heeft op de mate van de flexie-relaxatiefase. De momenthypothese is niet beantwoord. Wanneer het onderzoek herhaald wordt, kan het gebruik van een ander EMG systeem de oplossing zijn voor het synchroniseren. Echter moet wel rekening gehouden worden met overige factoren die het moment van optreden van de flexie-relaxatiefase kunnen beïnvloeden. Zo kan de flexie-relaxatiefase mogelijk later intreden op het moment dat de proefpersoon zijn maximale flexie later bereikt door het langzamer uitvoeren van de flexie-relaxatie of door het opzoeken van de maximale flexie.

Conclusie

Geconcludeerd kan worden dat de rotatie van de wervelkolom geen effect heeft op de mate van de flexie-relaxatieratio. Daarentegen is er wel verschil in de spieractiviteit tussen de linker en rechter m. erector spinae. Dit is te verklaren doordat één van de twee spieren actief moet zijn om de geroteerde stand in te nemen. Wanneer de stand links voor is aangenomen, was de rechter spier actiever en andersom. Er is ook geen significant verschil gevonden tussen de voorkeursrotaties. Wel is er een significant verschil tussen de twee soorten ratio's. Dit door het verschil in hoogte van de excentrische- en concentrische contractie. De spieren leveren concentrisch meer spieractiviteit waardoor de concentrische F.R.R. lager is.

Als laatst kan geconcludeerd worden dat er geen significant verschil is tussen de maximaal behaalde hoek tijdens de beweging.

In bijlage 4 is het projectplan te vinden en in bijlage 5 is de evaluatie van de leerdoelen getoond.

Literatuur

1. **Lagerberg, A.** Rotatie en flexierelaxatie. *Versus Tijdschrift voor Fysiotherapie*. 2001, Vol. 19, 5.
2. **Shirado, O., Ito, T., et al.** Flexion-relaxation phenomenon in the back muscles: a comparative study between healthy subjects and patients with chronic low back pain. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*. 1995, Vol. 74, 2.
3. **Floyd, W. F., Silver, P. H. S.** The function of the erectores spinae muscles in cetrain movements and postures in man. *Journal of Physiology*. 1955, Vol. 129, 1.
4. **Colloca, C. J., Hinrichs, R. N.** The biomechanical and clinical significance of the lumbar erector spinae flexion-relaxation phenomenon: a review of literature. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*. 2005, Vol. 28, 8.
5. **Bogduk, N.** *Clinical anatomy of the lumbar spine*. Chirchill Livingstone : Elsevier Limited , 1991.
6. **Dolan, P., Mannion, A. F., Adams, M. A.** Passive tissues help the back muscles to generate extensor moments during lifiting. *Journal of Biomechanics*. 1994, Vol. 27, 8.
7. **Kim, M. et al.** Comparison of lumbopelvic rhytm and flexion-relaxation response between 2 different low back pain subtypes. *Spine*. 2013, Vol. 38, 15.
8. **Alschuler, K. N. et al.** Flexion-relaxation and clinical features associated with chronic low back pain: a comparison of different methods of quatifying flexion-relaxation. *Clinical Journal of Pain*. 2009, Vol. 25, 9.
9. **Hashemirad, F. et al.** The relationship between flexibility and EMG activity pattern of the erector spinae muscles during trunk flexion-extension. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2009, Vol. 19, 5.
10. **Neblett, R. et al.** Correcting abnormal flexion-relaxation in chronic lumbar pain: responsiveness to a new biofeedback training protocol . *Clinical Journal of Pain*. 2010, Vol. 26, 5.
11. **Hermens, H. J. et al.** *SENIAM European Recommendations for surface Electromyography*. Enschede : Roessingh Research and Development, 1999.
12. **De Luca, G.** *Fundamental concepts in EMG signal acquisition*. sl : Delsys, 2001.
13. **Merletti, R., et al.** *Standads for Reporting EMG data*. Torino : Journal of eletrtrophysiology and kinesiology, 1999.
14. **Latt, M. D. et al.** Walking speed, cadence and step length are selected tot optimize the stability of head and pelvis accelerations. *Experimental Brain Research*. 2008, Vol. 184, 2.
15. **Broeren, B.** mei 2011.
https://blackboard.hhs.nl/bbcswebdav/pid-1425102-dt-content-rid-2603219_2/courses/TISD-BT-HAND-1314/BT-hnd_ImportedContent_20130228091146/Documenten/Antropometrie/Antropometrische%20Data/1%20Antropometrische%20Data.pdf.
16. **Rose, J., Gamble, J. G.** *Human Walking*. Baltimore : Williams & Wilkens, 1994.
17. **van Dieën, J. H., et al.** Evidence for a role of antagonistic cocontraction in controlling trunk stifness during lifting. *Journal of Biomechanics*. 2003, Vol. 36, 12.
18. **Field, A.** *Discovering statistics using SPSS*. London : SAGE publications Ltd, 2009.

19. **Riezebos, C.** Oppervlakte-elektromyografie en bewegingsanalyse. *VERSUS Tijdschrift Voor Fysiotherapie*. 2008, Vol. 26, 5.

20. **Jones, D. A, et al.** *Skeletal muscle from molecules to movement*. Chirchill Livingstone : Elsevier limited, 2004. ISBN0443074275.

Bijlage 1 Matlab script

Matlab script inladen, gelijkrichten en omschrijven van de EMG-data.

```
%% BT SCRIPTS %%
% Dit script leest TMSI, Mobi8, MobiMini metingen in.
% De EMG data komt in een matrix genaamd 'data'. Aan het einde van het
% script wordt de data in een '.mat' bestand opgeslagen.

cd(fileparts(mfilename('fullpath')));
addpath(genpath('EMG toebehoren')); %toevoegen van benodigde (sub)folders
close all
clear all
clc

%% haal data binnen, NIET AANPASSEN!
ruweData = tms_inlezen();
sampleFrequentie = ruweData.header.FS;
aantalKanalen = size(ruweData.data,1); %maak 1 om 1 kanaal te plotten
numberOfSamples = length(ruweData.data{1});
samplePeriod = 1/sampleFrequentie;
t = 0:samplePeriod:(numberOfSamples/sampleFrequentie)-samplePeriod;
data = zeros(aantalKanalen, numberOfSamples);

%plot alle kanalen in één figure
figure('units','normalized','outerposition',[0 0 1 1]);
for i = 1:aantalKanalen
    subplot(3,3,i);
    data(i,:) = ruweData.data{i}; %data in matrix zetten
    plot(t,ruweData.data{i},'r');
    info = ' Ruwe '; %eventueel zelf invullen
    titel = ['EMG-fs' num2str(sampleFrequentie) '-Kanaal' num2str(i)];
    title([titel info])
    ylabel('µV');
    xlabel('Tijd [s]');
    grid on
    grid minor
    hold off
end
%% RMS, root mean square
% RMS filter is een bewerking/filtering die van oudsher gebruikt wordt bij
% EMG. Het heeft o.a. tot gevolg dat een EMG-sigitaal wordt gelijkgericht.
% Verder heeft eigenschappen van een MAV-filter.
%(un)comment onderstaande regels voor eventueel gebruik
if ~exist('gefilterd','var') %test of 'gefilterd' bestaat
    gefilterd = zeros(numberOfSamples,aantalKanalen);
end
if length(gefilterd) < 0 %geheugen reserveren
    gefilterd = zeros(numberOfSamples,aantalKanalen);
end
nsamples = 1; %windows, typ voor verdere werking in command windows 'edit
rms'
[rij kolom] = size(gefilterd);
for i = 1:kolom
    gefilterd(:,i) = rmsEMG(data(:,i),nsamples);
end

figure('units','normalized','outerposition',[0 0 1 1]);
for i = 1:aantalKanalen
    subplot(3,3,i);
    plot(t,gefilterd(:,i),'b');
```

```

info = '-GEFILTERD'; %eventueel zelf invullen
titel = ['EMG-fs' num2str(sampleFrequentie) '-Kanaal' num2str(i)];
title([titel info])
if exist('maxValueNormalise','var')
    ylabel('normalised  $\mu V$ ');
else
    ylabel('μV');
end
xlabel('Tijd [s]');
grid on
grid minor
hold off
end

%% Save data naar .mat (kan worden ingelezen met de GUI
[file,path] = uiputfile('*.mat','Opslaan van gefilterde data in .mat
bestand');

save([path file]); %het bestand heet dan: "data.mat"

```

Matlab script Optitrack- en EMG-data

```

close all
clear all
format compact
addpath(genpath('Optitrack toebehoren'));

fsOpti = 120; %set optitrack video framerate
fsEMG = 256; %set emg samplefreq.
set(0,'DefaultAxesFontSize',14);
set(0,'defaultlinelinelwidth',2);

% input c3d datafile (name of the emg mat file should be identical
% and located in the same folder)
[filename,pathname] = uigetfile('*.c3d', 'choose optitrack c3d file');
if isequal(filename,0) || isequal(pathname,0)
    disp('User pressed cancel')
else
    disp(['User selected ',fullfile(pathname,filename)])
end

% MS GP003 Read Optitrack
[coordinaten, namenVanKanalen, aantalKanalen, sampleFrequentie,
aantalSamples, eenheid] = ReadC3DOptitrackFunction(pathname, filename);
coordinaten = cell2mat(coordinaten);
channelNames = namenVanKanalen;
k = 1;
for i=1:length(channelNames)
    data_opti.(channelNames{i})=coordinaten(:,k:k+2);
    k=k+3;
end

%% create struct with Rigid Body names
chCounter=1;
emptyString=strfind(channelNames,'Marker_');% +++++ mind this adjustment
is because of the extra exported single non-labeled markers *****

for i=1:length(channelNames)
    eval(['data_opti.' (channelNames{i}) '(data_opti.' (channelNames{i})
'==0)=nan;'])
    if emptyString{i}>1 % excludes single markers from channelNamesCorrect

```

```

        channelNamesCorrect{chCounter,1}=channelNames{i};
        chCounter=chCounter+1;
    end
end

% marker coordinates transposed (') to create standing vectors
for channel = 1:length(channelNamesCorrect)
    optiRe(channel).re(1,:) =
    (data_opti.(channelNamesCorrect{channel}):(,1))';
    optiRe(channel).re(2,:) =
    (data_opti.(channelNamesCorrect{channel}):(,2))';
    optiRe(channel).re(3,:) =
    (data_opti.(channelNamesCorrect{channel}):(,3))';
end
%% extract unique segment names
for i = 1:length(channelNamesCorrect);
    AllBodysegments{i} = channelNamesCorrect{i}(1:end-9); % remove
    _Marker_1 from end of channelname
end
UniqueBodysegments = unique(AllBodysegments);

for i=1:length(UniqueBodysegments)
    clustermarkers{:,i}=
    strfind(channelNamesCorrect,UniqueBodysegments{i});
end
%% create struct (OptiCluster) with markers grouped per cluster
for clustercounter = 1:length(UniqueBodysegments)
    i = 1;
    j = 1;
    for i = 1:length(channelNamesCorrect)
        if clustermarkers{1,clustercounter}{i}>0
            OptiCluster.(UniqueBodysegments{clustercounter})(j).marker =
            optiRe(i).re;
            j = j+1;
        end
    end
end
end
%% low pass filter the clusterdata containing the sacrum and trunk rigid
bodys.

k = strfind(UniqueBodysegments, 'sacrum');
sacrum = find(~cellfun(@isempty,k));
l= strfind(UniqueBodysegments, 'trunk');
trunk = find(~cellfun(@isempty,l));

[~, NumSacrumMarkers] = size(OptiCluster.(UniqueBodysegments{sacrum}));
[~, NumTrunkMarkers] = size(OptiCluster.(UniqueBodysegments{trunk}));

fc = 3;
order = 5;
Wn = fc/(fsOpti/2);
[B,A] = butter (order,Wn);
for j = 1:NumSacrumMarkers;
    OptiCluster.(UniqueBodysegments{sacrum})(j).marker(1,:) =
    filtfilt(B,A,OptiCluster.(UniqueBodysegments{sacrum})(j).marker(1,:));
    OptiCluster.(UniqueBodysegments{sacrum})(j).marker(2,:) =
    filtfilt(B,A,OptiCluster.(UniqueBodysegments{sacrum})(j).marker(2,:));
    OptiCluster.(UniqueBodysegments{sacrum})(j).marker(3,:) =
    filtfilt(B,A,OptiCluster.(UniqueBodysegments{sacrum})(j).marker(3,:));
end
end

```

```

for j = 1:NumTrunkMarkers;
    OptiCluster.(UniqueBodysegments{trunk})(j).marker(1,:) =
    filtfilt(B,A,OptiCluster.(UniqueBodysegments{trunk})(j).marker(1,:));
    OptiCluster.(UniqueBodysegments{trunk})(j).marker(2,:) =
    filtfilt(B,A,OptiCluster.(UniqueBodysegments{trunk})(j).marker(2,:));
    OptiCluster.(UniqueBodysegments{trunk})(j).marker(3,:) =
    filtfilt(B,A,OptiCluster.(UniqueBodysegments{trunk})(j).marker(3,:));
end

%% create transformation matrices based on clustermarkers
refFrame=1;% choose your reference position
N=length(OptiCluster.(UniqueBodysegments{1})(1).marker);
dt=1/fsOpti; % time step
K=0:N-1; % to ensure (in the next line) that frame 1 has time 0
timeline=K*dt; % t = timeline

% Create one 4x4 transformation matrix per cluster in the reference
position (Tref) (zero position)
for i = 1:length(UniqueBodysegments)
    TransMat.(UniqueBodysegments{i}).Tref =
    CalcTransMat(OptiCluster.(UniqueBodysegments{i})(1).marker(:,refFrame),OptiCl
    uster.(UniqueBodysegments{i})(2).marker(:,refFrame),OptiCluster.(UniqueBo
    dysegments{i})(3).marker(:,refFrame));
end

% Create 4x4 transformation matrices (T) per cluster for all frames
for iFrame=1:N
    for i=1:length(UniqueBodysegments)
        TransMat.(UniqueBodysegments{i}).T(:, :, iFrame)=
        CalcTransMat(OptiCluster.(UniqueBodysegments{i})(1).marker(:,iFrame),OptiCl
        uster.(UniqueBodysegments{i})(2).marker(:,iFrame),OptiCluster.(UniqueBodyse
        gments{i})(3).marker(:,iFrame));
    end
end

% create aligned transformation matrices (TrelRef)for all clusters.
relative to 0 (relative to the reference position)
for iFrame=1:N
    for i=1:length(UniqueBodysegments)
        TransMat.(UniqueBodysegments{i}).TrelRef(:, :, iFrame)=
        TransMat.(UniqueBodysegments{i}).T(:, :, iFrame)*inv(TransMat.(UniqueBodysegm
        ents{i}).Tref);
    end
end

% reset origin of TrelRef to original value
for iFrame=1:N
    for i=1:length(UniqueBodysegments)
        TransMat.(UniqueBodysegments{i}).TrelRef(:, 4, iFrame)=
        TransMat.(UniqueBodysegments{i}).T(:, 4, iFrame);
    end
end

%% calculates the orientation of the clusters relative to each other
k = strfind(UniqueBodysegments, 'sacrum');
m = find(~cellfun(@isempty,k));

n = strfind(UniqueBodysegments, 'trunk');
o = find(~cellfun(@isempty,n));

```

```

for iFrame=1:N
    pelvisRtrunk(:, :, iFrame) =
    inv(TransMat.(UniqueBodysegments{m}).TRelRef(:, :, iFrame))*TransMat.(UniqueB
odysegments{o}).TRelRef(:, :, iFrame);

end

% euler decomposition
for iFrame=1:N
    [TrunkAng1(iFrame, :), TrunkAng2(iFrame, :)] =
    RotationMatrixToCardanicAngles(pelvisRtrunk(:, :, iFrame), [1 3 2]); % x z y

end

%% find notNaN marker index (in Y value of markercluster)
k = strfind(UniqueBodysegments, 'marker');
m = find(~cellfun(@isempty, k));

for i = 1:aantalSamples
    index = (~isnan(OptiCluster.(UniqueBodysegments{m})(1).marker(2, :)))';
end
[rId, cId] = find(index);
StartMarkerOpti = min(rId);
EndmarkerOpti = max(rId);
Optimarkerssig(:, 1) = sum(index, 2);
Optimarkerssigcut(:, 1) = Optimarkerssig(StartMarkerOpti:EndmarkerOpti);
Optimarkerssigstartsync(:, 1) = Optimarkerssig(StartMarkerOpti:end);
OptiLength = EndmarkerOpti-StartMarkerOpti;

%select Trunkangle data between markers
TrunkAngCut = TrunkAng1(StartMarkerOpti:end, :);
TrunkAngCutSegment = TrunkAng1(StartMarkerOpti:EndmarkerOpti, :);

%% load emg data (make sure that file and pathname are identical to c3d
filename)
Emgfilename = filename(1:end-4);
Emgfilename = strcat(pathname, Emgfilename, '.mat');
load (Emgfilename);
EMGmarkers = gefilterd(:, 3);
EMGmarkers = find(EMGmarkers>10);
StartMarkerEMG = EMGmarkers(1);
EndMarkerEMG = EMGmarkers(end);
EMGmarkersigcut = gefilterd(StartMarkerEMG:EndMarkerEMG, 3);
EMGmarkersigstartsync = gefilterd(StartMarkerEMG:end, 3);
EMGLength = EndMarkerEMG-StartMarkerEMG;
OptiEMGRatio = EMGLength/OptiLength;

%select EMG data from startmarker to end
EMGCut = gefilterd(StartMarkerEMG:end, 1:2);
%%
ratio2 = 2.13333;

% resample the emg marker signal
emgmarkertimebase(:, 1) = 1:length(EMGmarkersigcut);
newemgmarkertimebase = (1:OptiEMGRatio:length(EMGmarkersigcut))';
EMGMarkerResampled =
interp1(emgmarkertimebase, EMGmarkersigcut(:, 1), newemgmarkertimebase);

%% emg marker resampelen with 256/120 (from startmarker to end signal)
emgmarkertimebase2(:, 1) = 1:length(EMGmarkersigstartsync);

```

```

newemgmarkertimebase2 = (1:ratio2:length(EMGmarkersigstartsync))';
EMGMarkerResampled2 =
interp1(emgmarkertimebase2,EMGmarkersigstartsync(:,1),newemgmarkertimebase)
;

%% resample emg using interp1
emgtimebase(:,1) = 1:length(EMGCut);
newemgtimebase = (1:ratio2:length(EMGCut))';
EMGResampled = interp1(emgtimebase,EMGCut(:,1),newemgtimebase);
EMGResampled(:,2) = interp1(emgtimebase,EMGCut(:,2),newemgtimebase);

%% low pass filter the emgdata to create envelope
fc = 5;
order = 5;
Wn = fc/(fsEMG/2);

% [B,A] = butter(order,Wn);
[b,a]=butter(order,Wn,'low');
for i = 1:2
    EMGResampledFilt(:,i) = filtfilt(b,a,EMGResampled(:,i));
end

%% plot
YscaleEMG = 80 %max(max(EMGResampled));
YscaleOptiMax = max(max(TrunkAngCut*180/pi));
YscaleOptiMin = min(min(TrunkAngCut*180/pi));
Xscale(1) = length(EMGResampled); %hier stond een 2 achter
Xscale(2) = length(TrunkAngCut);
Xscale = max(Xscale);
figure % create new figure
subplot(3,1,1) % first subplot
plot(TrunkAngCut*180/pi)
title(' Trunk angle (between clusters)')
axis([0 Xscale YscaleOptiMin YscaleOptiMax])
xlabel('frame nr')
legend('flex/ext','laterofl','rotation')
hold on
subplot(3,1,2) % second subplot
plot(EMGResampledFilt(:,1))
title(' EMG')
axis([0 Xscale 0 YscaleEMG])
xlabel('frame nr')
legend('left')
subplot(3,1,3) % second subplot
plot(EMGResampledFilt(:,2),'r')
title(' EMG')
axis([0 Xscale 0 YscaleEMG])
xlabel('frame nr')
legend('right')

% select 3 segments
[xm, ym] = ginput(8); %xmouse, ymouse (6 inputs for 3 segments (adjust for
more segments))
xx= 1:Xscale;
for i = 1:8
    [~,xidx(i)] = min(abs(xx-xm(i))); % find closest index to x position of
cursor
end

% mean flexion and EMG in segments
% 1e segment emg exc li &re

```

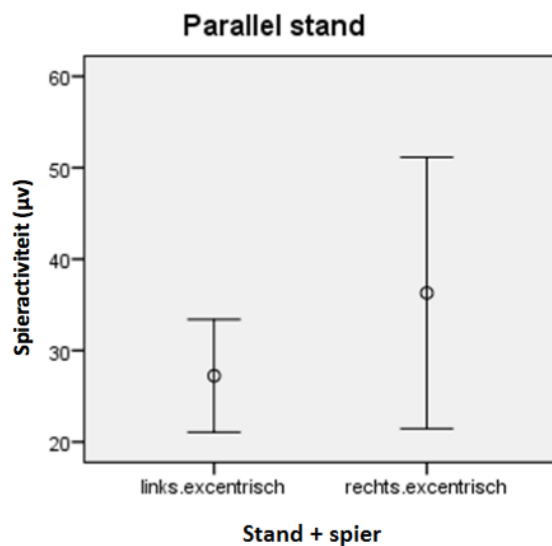
```

%2e segment emgflexrel li &re +hoek
%3e segment emg conc li en re
MeanEMGExcenLeft = mean(EMGResampledFilt(xidx(3):xidx(4),1));
MeanEMGExcenRight = mean(EMGResampledFilt(xidx(3):xidx(4),2));
MeanFlexAng = mean(TrunkAngCut(xidx(1):xidx(2))*180/pi);
MeanEMGFlexrelLeft = mean(EMGResampledFilt(xidx(5):xidx(6),1));
MeanEMGFlexrelRight = mean(EMGResampledFilt(xidx(5):xidx(6),2));
MeanEMGConLeft = mean(EMGResampledFilt(xidx(7):xidx(8),1));
MeanEMGConRight = mean(EMGResampledFilt(xidx(7):xidx(8),2));

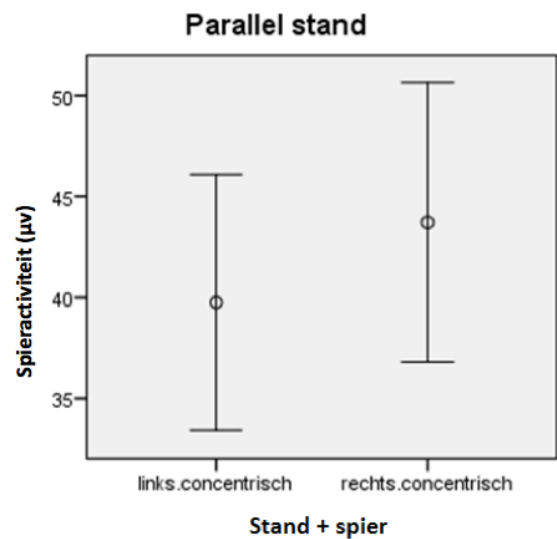
% write to excel
ExcelPath = 'ExcelData/';
XlsFileName = filename(1:end-4);
Ext = '.xlsx';
XlsFileName = strcat(XlsFileName,Ext);
PathnameFileName = [ExcelPath XlsFileName];
header =
{'MeanEMGExcenLeft','MeanEMGExcenRight','MeanEMGflexrelLeft','MeanEMGFlexre
lRight','MeanEMGConcLeft','MeanEMGConcRight','MeanFlexang'}; %cell array of
1 by 2 Adjust for more segments
xlswrite(PathnameFileName, header) % by default starts from A1
xlswrite(PathnameFileName,[MeanEMGExcenLeft MeanEMGExcenRight
MeanEMGFlexrelLeft MeanEMGFlexrelRight MeanEMGConLeft MeanEMGConRight
MeanFlexAng],1,'A2') % array under the header.

```

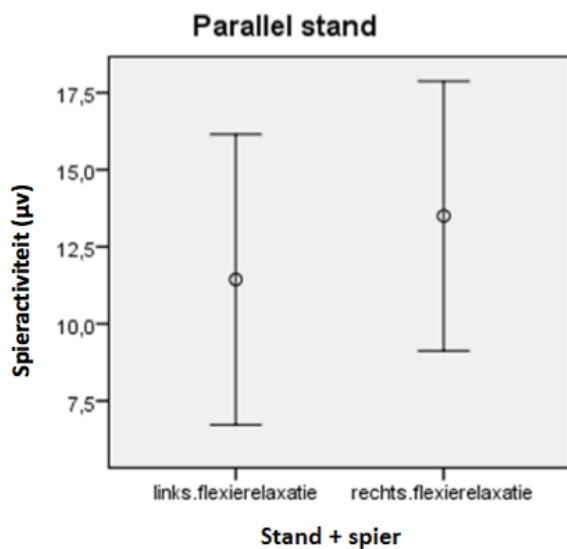
Bijlage 2 Error Bars spieractiviteit bij parallelstand



Figuur 19 - betrouwbaarheidsintervallen van de spieractiviteit excentrische contractiefase van de linker en rechter spier bij parallelstand

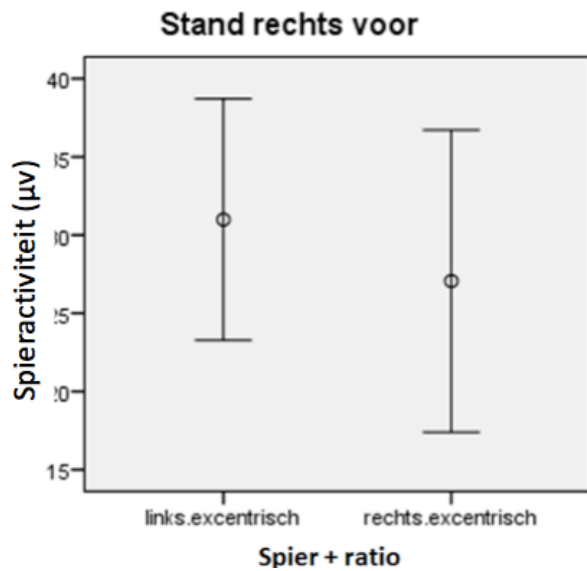


Figuur 21 - betrouwbaarheidsintervallen van de spieractiviteit concentrische contractiefase van de linker en rechter spier bij parallelstand

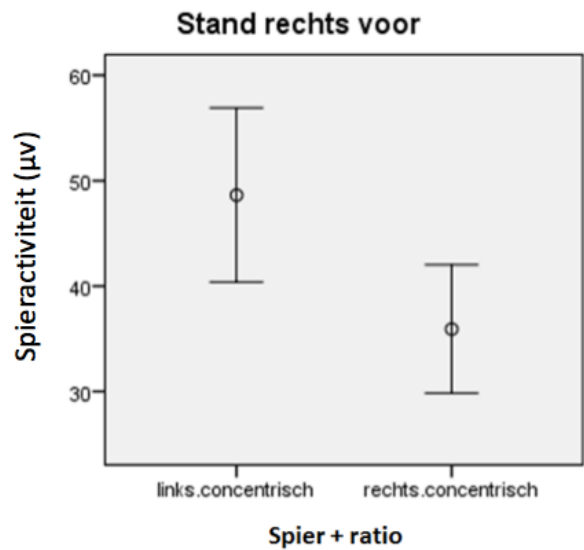


Figuur 20- betrouwbaarheidsintervallen van de spieractiviteit flexie-relaxatiefase van de linker en rechter spier bij parallelstand

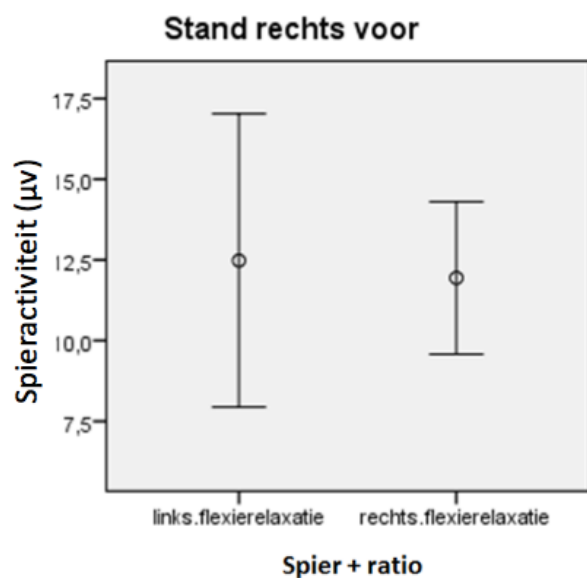
Bijlage 3 Error Bars spieractiviteit bij rechts voor stand



Figuur 22 - betrouwbaarheidsintervallen van de spieractiviteit excentrische contractiefase van de linker en rechter spier in rechts voor stand



Figuur 24 - betrouwbaarheidsintervallen van de spieractiviteit concentrische contractiefase van de linker en rechter spier in rechts voor stand



Figuur 23 - betrouwbaarheidsintervallen van de spieractiviteit flexie-relaxatiefase van de linker en rechter spier in rechts voor stand

Bijlage 4 projectplan

Probleemstelling en doel

Flexie relaxatie van de extensoren van de wervelkolom is een fenomeen dat optreedt bij volledige flexie van de romp. Metingen met EMG tonen aan dat bij het maximaal flecteren van de romp, de extensoren van de lumbale wervelkolom geen spanning geven en dus ontspannen terwijl verwacht wordt dat de spanning hoger wordt naarmate de flexie vordert.

De extensoren dienen aan te spannen (tegen de zwaartekracht in) om in een voorover gebogen situatie de romp te stabiliseren. Hoe verder men voorover buigt, hoe groter het flecterend moment van de zwaartekracht op de romp. De verwachting zou dan ook zijn dat de extensoren toenemend actief moeten zijn bij vorderende flexie¹.

Het flexie relaxatie fenomeen is daarentegen niet altijd aanwezig bij patiënten met specifieke rugklachten². Welke passieve structuren in de uiterste flexiestand van de wervelkolom de benodigde momenten leveren is nog niet geheel duidelijk. Bekend is dat passieve structuren als ligamenten en disci maar een deel van het extensie moment kunnen overnemen³.

Volgens Lagerberg et al. zou het ontstaan van zogenaamde close packed positions een rol kunnen spelen. Dit betekent dat rond de facetgewrichten van de lumbale wervels, andere structuren de extensie momenten gaan overnemen. Er kan alleen een close packed position ontstaan wanneer beide gewrichtsprofielen congruent zijn. Dan pas kan een gewricht passief stabiel zijn¹. Deze hypothese gaat er van uit dat de close packed position tot stand komt door een kleine onderlinge rotatie van de wervels.

De consequentie van deze hypothese is dat flexierelaxatie ook zou kunnen optreden in minder gebogen posities. Het doel van dit afstudeeronderzoek is om de hierboven genoemde consequentie te toetsen.

Verwacht wordt dat door het opleggen van wervelrotatie tijdens de gehele flexie, de flexie relaxatie eerder zal optreden dan uitsluitend in het eindstadium van de flexie.

De deelvragen die hierbij horen zijn:

- Hoeveel bekkenrotatie moet worden opgelegd zodat de flexie beweging niet beperkt wordt maar er wel voldoende compensatie door wervelrotatie kan optreden?
- Hoe worden de meetsystemen gekoppeld zodat de fasering van de flexie relaxatie exact bepaald kan worden?
- Is er verschil tussen de flexie relaxatie van een rotatie linksom of een rotatie rechtsom in de wervelkolom, ofwel: heeft voorkeursrotatie invloed? Is de hoek tussen het bekken en de romp waarbij flexie relaxatie optreedt anders tussen beide rotaties?
- Kan het meetsysteem (accelerometers) ook waarnemen of het bekken en daardoor de wervelkolom daadwerkelijk geroteerd zijn en is dit nauwkeurig genoeg?
- Waar op het bekken en de wervelkolom worden de accelerometers geplaatst en hoeveel moeten er gebruikt worden?
- Waar op de erector spinae worden de elektroden van de EMG apparatuur geplaatst?

De uitkomst van dit onderzoek kan gebruikt worden door onderzoekers om het oorzak van de flexie relaxatie te achterhalen. Het resultaat bevestigt of ontkracht de hypothese: heeft de rotatie en dus het bereiken van de close packed position invloed op het moment van de flexie relaxatie? Kan er gezegd worden dat de flexie relaxatie afhangt van een rotatie van de wervelkolom en niet zo zeer van het behalen van de eindstand van de flexie?

Methode

De metingen worden uitgevoerd in het B&A lokaal op de Haagse hogeschool. Er wordt gebruik gemaakt van EMG om de spanning van de erector spinae waar te nemen. In voorgaande onderzoeken, waaronder die van Shirado² is tevens gebruik gemaakt van EMG om de flexie relaxatie te tonen. Om de hoek tussen het bekken en de romp te bepalen, wordt bij voorkeur gebruik gemaakt van accelerometers. Hiermee kan bepaald worden bij welke mate van flexie in de lumbale wervelkolom de flexie relaxatie optreedt.

Wanneer de EMG en de accelerometers gekoppeld worden en een signaal afgegeven wordt die beide systemen waarnemen, kan synchroon gemeten worden en bepaald worden of de flexie relaxatie eerder optreedt dan in de uiterste flexiestand en zo ja, wat de bijbehorende hoek (bekken/romp) is.

De meting bestaat uit drie onderdelen. Om te vergelijken of er een verschil aanwezig is in flexie relaxatie, moet men drie keer bukken: een keer zonder rotatie van de wervelkolom en twee keer met rotatie (zowel linksom als rechtsom). Het is van belang dat de proefpersonen alle drie de metingen maximaal flecteren waarbij de knieën gestrekt zijn (zoals bij een standaard vingerbodetest). Tijdens de metingen zal de proefpersoon met de handen richting de voorste voet wijzen zodat de proefpersoon een richting/doel heeft om naar toe te flecteren en gecontroleerd kan worden dat er in de goede richting geflecteerd wordt. Wanneer de proefpersoon bij de eerste meting (flexie zonder rotatie) geen flexie relaxatie toont, wordt de meting afgekeurd en wordt de data niet meegenomen in het resultaat.

Alle proefpersonen moeten op dezelfde wijze roteren in de wervelkolom. Dit wordt opgelegd door zowel met het linker been en bij de volgende meting, het rechter been voor te staan. Hierdoor komt het bekken scheef te staan. Wanneer men dan recht voorover moet bukken (in de richting van de voorste voet), moet deze scheve stand gecompenseerd worden door een rotatie om longitudinale as in de wervelkolom, zie *figuur 1*. Het is van belang dat de proefpersonen de scheve stand van het bekken door de schredestand van de voeten niet compenseren door terug te roteren met het bekken. Dan is er namelijk geen rotatie in de wervelkolom. Zie *figuur 2*.



Figuur 13 - schredestand met rotatie van het bekken

Figuur 13 - schredestand waarbij de rotatie van het bekken wordt gecompenseerd door het bekken

Het is van belang dat de lumbale wervels in de stabiele eindstand zijn tijdens de beweging. De rotatiemogelijkheid van de totale lumbale wervelkolom is ongeveer 10 graden. Dit is zowel links- als rechtsom⁴. Met de stap wordt een rotatie van het bekken opgelegd. Deze wordt gecompenseerd door rotatie van de wervelkolom (om longitudinale as). De rotatie van het bekken moet zo groot zijn dat de maximale rotatie van de lumbale wervels gebruikt wordt. De stapgrootte mag echter de maximale flexie niet beïnvloeden. Met een proefmeting wordt de optimale stapgrootte bepaald. Dit zal weergegeven worden als een percentage van de beenlengte zodat het effect van de stap net zo groot is bij kleine als grote proefpersonen. Daarnaast zal bij de proefmeting bepaald worden of het

gebruik van accelerometers voldoende nauwkeurig is. Wanneer blijkt dat bij herhaling van de meting veel variatie zit tussen de hoekuitslagen, zal gekeken worden naar een ander meetsysteem. Een mogelijkheid is de Optitrack.

Om antwoord te geven op de deelvraag 'waar op de erector spinae worden de elektroden van de EMG apparatuur geplaatst?' zal voorafgaand aan de metingen literatuur onderzoek gedaan worden.

Er is nog niet eerder onderzoek gedaan naar de flexie relaxatie in combinatie met rotatie van de wervelkolom. Er kan daarom geen power berekening worden uitgevoerd om te bepalen wanneer de meting valide is. Gezien de tijd worden 30 proefpersonen voor dit onderzoek getest.

Inclusie criteria proefpersonen

De deelnemende proefpersonen moeten vrij zijn van rugklachten. Een randvoorwaarden voor het meedoen van de test is een 'normaal' flexie relaxatie patroon bij een vingerbodetest. Een afwijkende of afwezige flexie relaxatie kan een indicatie zijn voor specifieke lage rugklachten^{1,5}.

De proefpersonen zijn zowel volwassen mannen als vrouwen. De leeftijd ligt tussen de 18 en 65 jaar. De proefpersonen worden in het eerste deel van het afstudeertraject benaderd via een email en zullen onder andere studenten van de opleiding bewegingstechnologie zijn.

Na het afnemen van de testen zal de data geanalyseerd worden door middel van een Matlab programma waarin de verzamelde data ingelezen wordt. Door de koppeling van de meetsystemen zal getoond kunnen worden bij welke hoek tussen het bekken en de romp de flexie relaxatie optreedt. De uitkomsthoek van flexie met en zonder rotatie kan vergeleken worden. Aan de hand hiervan kan geconcludeerd worden of de flexie relaxatie eerder kan optreden tijdens de flexie en dus niet gekoppeld is aan het behalen van de uiterste flexiestand. De uitkomst ondersteund of ontkracht de gedachte dat de flexie relaxatie ontstaat door het behalen van een close packed position van de lumbale wervels.

Dit afstudeeronderzoek zal in een artikelvorm geschreven worden waarbij het resultaat beschrijft of er een verschil aanwezig is tussen de flexiehoek van de wervelkolom waarbij de flexie relaxatie optreedt bij flexie met en zonder rotatie van de wervelkolom.

Planning

In *bijlage 1* wordt het overzicht van de planning getoond.

Persoonlijke doelen afstudeerfase

Competentie beweging en analyse:

- Leerdoel: het zelfstandig uitvoeren van metingen met apparatuur die gebruikt worden om de beweging op te nemen.

Competentie testen en onderzoeken:

- Het opstellen van een correcte meetmethode zodat het onderzoek soepel verloopt en de verkregen data weergeeft wat nodig is om de deelvragen en de doelstelling te beantwoorden.

Competentie management:

- Het correct plannen zodat het onderzoek binnen de gestelde tijd volledig afgerond is.
- Evalueren van het werk zodat aandachtspunten in het vervolg sneller opgepakt kunnen worden of niet meer voorkomen.

Competentie initiatief en aanpassingsvermogen:

- Tijdens een onderzoek dient er altijd initiatief en aanpassingsvermogen te zijn. Mogelijk loopt het onderzoek anders dan verwacht. Het leerdoel is van toepassing om beter om te gaan met deze situaties.

Competentie ICT:

- Het ontwikkelen van een softwareprogramma om de dataverwerking te ondersteunen.

Literatuur

1 Lagerberg, A. (2001), *rotatie en flexierelaxatie*. Versus, 19(5), 230-255

2 Shirado, O. Et al. (1995) *FLEXION-RELAXATION PHENOMENON IN THE BACK MUSCLES: A Comparative Study Between Healthy Subjects and Patients with Chronic Low Back Pain* [American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation], geraadpleegd op 13 januari 2015 van <file:///Users/louise/Desktop/BT-4/Afstuderen/literatuurstudie/FLEXION-RELAXATION%20PHENOMENON%20IN%20THE%20BACK%20MUSCLES:%20A%20Compara...%20:%20American%20Journal%20of%20Physical%20Medic.webarchive>

3 Dolan, P., Mannion, A.F., Adams, M.A. (2004) *Passive tissues help the back muscles to generate extensor moments during lifting*, geraadpleegd op 13 januari 2015, van <http://www.sciencedirect.com.ezproxy.hhs.nl:2048/science/article/pii/S0021929094902240>

4 Lagerberg A. (1994), *Rotatie in de lumbale wervelkolom*, Versus, 12(3), 119-139

5 Riezebos, C. (2008), *Oppervlakte-elektromyografie en bewegingsanalyse (3)*, Versus, 26(5), 200-229

	week 1	week 2	week 3	week 4	week 5	week 6	week 7	week 8	week 9	week 10	week 11	week 12	week 13	week 14	week 15
Literatuuronderzoek						Analyse en inleiding									
Bepaling plaatsing EMG + accelerometers															
Onderzoek assen accelerometer															
Schrijven inleiding artikel															
Opstellen meetprotocol proefmeting															
Uitnodigen proefpersonen															
						metingen									
Uitvoeren proefmeting															
Data verwerking proefmeting															
Aanpassen meetprotocol															
Uitvoeren metingen en data verwerking															
Schrijven Matlabprogramma						Data verwerking									
Formuleren resultaten															
Statistische methode															
Terugkoppeling hypothese en conclusie															
						Verslaglegging									
Artikel schrijven															

Bijlage 1

Bijlage 5 evaluatie leerdoelen

Leerdoel: het zelfstandig uitvoeren van metingen met apparatuur die gebruikt worden om de beweging op te nemen.

Evaluatie: Er is gebruikt gemaakt van EMG en Optitrack. Beiden systemen worden bij Bewegingstechnologie gebruikt om bewegingsanalyses mee te doen.

Leerdoel: het opstellen van een correcte meetmethode zodat het onderzoek soepel verloopt en de verkregen data weergeeft wat nodig is om de deelvragen en de doelstelling te beantwoorden.

Evaluatie: Er is een methode geschreven voor het uitvoeren van de metingen. Bij een volgend onderzoek zal ik dit nog beter testen om foute metingen te voorkomen.

Leerdoel: het correct plannen zodat het onderzoek binnen de gestelde tijd volledig afgerond is.

Evaluatie: door wat tegenslagen met de apparatuur is de planning wat aangepast. Daarentegen is het onderzoek op tijd afgerond.

Leerdoel: evalueren van het werk zodat aandachtspunten in het vervolg sneller opgepakt kunnen worden of niet meer voorkomen.

Evaluatie: De discussie schrijven helpt hierbij. Hierdoor word de onderzoeker verplicht aan het denken gezet. Ook tijdens de metingen is het handig om aandachtspunten te noteren. Dit is ook gedaan.

Leerdoel: tijdens een onderzoek dient er altijd initiatief en aanpassingsvermogen te zijn. Mogelijk loopt het onderzoek anders dan verwacht. Het leerdoel is van toepassing om beter om te gaan met deze situaties.

Evaluatie: na analyse van de proefmetingen bleek er iets niet te kloppen in de data. Waar dit door kwam was niet bekend. Door veel testen te doen zijn we hier achter gekomen. Dit is een voorbeeld waarbij initiatief en aanpassingsvermogen toegepast is.

Leerdoel: het ontwikkelen van een softwareprogramma om de dataverwerking te ondersteunen.

Evaluatie: het gebruikte softwareprogramma is niet zelf geschreven. Aanpassingen zijn wel zelf uitgevoerd waardoor het omgaan met softwareprogramma's als Matlab verbeterd zijn.