

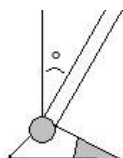
Enkelmobiliteit en sprongprestatie

Samenvatting

In dit onderzoek is gekeken naar de invloed van de natuurlijke verschillen in lenigheid van het bovenste spronggewricht (bsg), de uitvoeringswijze en de spronghoogte bij springen. De verwachtingen van dit onderzoek waren als volgt: mensen gebruiken de volledige dorsaalflexielenigheid (dfl) in het bsg en mensen met een grote dfl in het bsg springen hoger dan mensen met een geringe dfl. Het onderzoek is uitgevoerd onder 34 proefpersonen, deze hebben drie keer met een countermovement- en squatsprong gesprongen. De sprongen zijn gefilmd met twee Sony DCR-HC96E camera's, beide camera's filmde de minst lenige sagittale zijde. In het onderzoek is gevonden dat 89,2 % van de proefpersonen niet volledig dorsaalflecteert in het bsg, daarnaast is er geen verband gevonden tussen de spronghoogte en de maximale dfl in het bsg. Geconcludeerd kan worden dat een gering aantal van de proefpersonen de volledige dfl in het bsg gebruikt en dat mensen met een grote dfl in het bsg niet hoger springen. Tevens is er gekeken naar verschillende technieken / manieren tijdens de inveerfase van de sprong. Hieruit is geconcludeerd dat bij de countermovementsprong de gebruikte extensie in de metatarso-phalangeale (mtp)-gewrichten (met zekerheid van 95%) voor 42% wordt verklaard door de procentueel gebruikte dfl in het bsg; bij de squatsprong wordt de gebruikte extensie in de mtp-gewrichten (met zekerheid van 95%) voor 75% verklaard door de procentueel gebruikte dfl in het bsg.

Inleiding

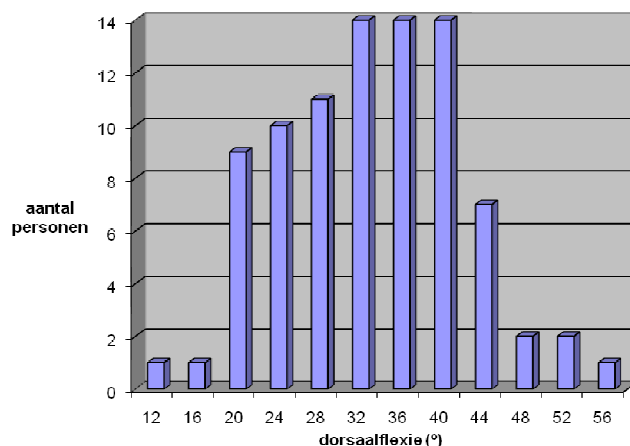
Er bestaat een grote natuurlijke spreiding van lenigheid in het menselijke lichaam, zoals in het bsg. Dit gewricht vertoont voornamelijk een grote spreiding van de dorsaalflexie. In het onderzoek van Riezebos 1999 worden uiterste dorsaalflexiewaarden in het bsg gevonden van 14° en 49° (met een gemiddelde van 31°) ten opzichte van de neutrale staande stand van het been (zie figuur 1).



Figuur 1 Definitie enkelhoek

Dit onderzoek is destijds uitgevoerd onder 86 gezonde studenten van de opleiding Bewegingstechnologie (figuur 2). Het onderzoek laat zien dat er een grote spreiding is in de lenigheid van het bsg bij de verschillende proefpersonen. Indien er een geringe lenigheid in het bsg aanwezig is, kan er (zonder extensie in de mtp-gewrichten) minder diep door de knieën gezakt worden. Dit resulteert in verschillende nadelige effecten bij bewegingen als squaten, hurken en schaatsen. Bij schaatsen is de dorsaalflexie van invloed op de mate waarin iemand door de knieën kan buigen ('diep zitten'), wat direct in verband gebracht kan worden met de luchtweerstand. Aangezien er ook bij het springen ingeveerd

wordt, en bekend is uit verschillende squatsprong-onderzoeken dat men hoger springt indien men dieper door de knieën zakt (Bobbert et. al. 2008; Bobbert et. al. 2007; Bobbert, 2001), wordt er verondersteld dat mensen de volledige dorsaalflexielenigheid



Figuur 2 Spreiding dorsaalflexie

(dfl) gebruiken en dat men met een grote dfl in het bsg hoger springt dan mensen met een geringere dfl. Dit komt doordat mensen dieper doorzakken wat resulteert in het verlengen van het afzettraject.

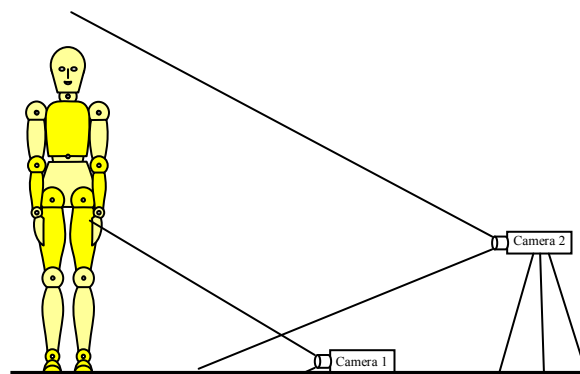
De onderzoeksvragen van dit onderzoek zijn: benut een springer zijn volledige dfl in het bsg tijdens het inveren bij een countermovement- en squatsprong en springen mensen met een grote dfl in het bsg hoger dan mensen met een minder grote dfl?

Methode praktisch onderzoek

Het praktische onderzoek is uitgevoerd onder 34 gezonde proefpersonen in de leeftijd van 17 tot 25 jaar. Er is gezorgd voor een goede spreiding qua enkelvoudigheid aangezien dit van belang is voor dit onderzoek. De proefpersonen zijn als volgt geclassificeerd: geringe dfl in het bsg; kleiner dan 27°, gemiddelde dfl; 28° t/m 35° en grote dfl; groter dan 35°.

Voordat er begonnen is met springen, zijn de volgende gegevens bij de proefpersonen gemeten: het gewicht, de maximale dorsaalflexie en de maximale plantairflexie van het bsg. Het gewicht is gemeten op een digitale weegschaal. Om de maximale dorsaalflexie te meten van het bsg is de proefpersonen gevraagd eerst het linkerbeen op een verhoging van 22 cm te plaatsen en een maximale dorsaalflexie uit te voeren en vervolgens een maximale plantairflexie. Dit is tevens bij het rechterbeen gedaan. De dorsaalflexiehoek van het bsg is geanalyseerd met behulp van video, de hoek is gedefinieerd vanaf de gewrichtsspleet van de knie tot de malleolus lateralis ten opzichte van verticaal (zie figuur 1). Bij de proefpersoon zijn markers geplaatst in het midden van de laterale zijde van het acromion, trochanter major, gewrichtsspleet knie, malleolus lateralis, processus lateralis tuber calcanei en tuberositas ossis metatarsalis quinti. Bij dit onderzoek is de spronghoogte gemeten bij een drietal squatsprongen en een drietal countermovementsprongen. De proefpersoon heeft eerst drie keer een proefsprong gemaakt. Tijdens het springen zijn de handen op de rug gehouden, zodat alle markers zichtbaar blijven gedurende de sprong; verder zijn er geen restricties opgelegd.

Door middel van videoanalyse en de markers zijn in Silicon Coach de spronghoogte en de gewrichtshoeken van de heup, knieën, bsg en mtp-gewrichten geanalyseerd. De sprongen zijn gefilmd met twee Sony DCR-HC96E camera's. Één camera is gericht op de enkel, de tweede camera is gebruikt voor een totaalbeeld (figuur 3). De proefpersonen zijn gefilmd aan de sagittale zijde van het minst lenige bsg. De spronghoogte is bepaald door de vluchtijd van de sprong, dat wil zeggen vanaf het moment dat de tenen loskomen van de grond totdat de tenen de grond weer raken. Hier is de volgende formule voor gebruikt: $\text{Spronghoogte} = 1,225 t^2$.



Figuur 3 Meetopstelling

Met behulp van het programma SPSS 17.0 is een statistische analyse uitgevoerd op de verkregen data. Om de gezochte verbanden aan te kunnen tonen zijn er regressieanalyses uitgevoerd met behulp van scatterplots. Indien er een verband aanwezig is zal de significantie bepaald worden. Om te bepalen of de proefpersonen constant hebben gesprongen en of de geanalyseerde hoeken constant waren, is de intraclass correlatie (ICC) bepaald.

Methode modelstudie

Met behulp van een model worden de hypothesen gegenereerd om de te verwachte invloed van de enkelvoudigheid op de uitvoering van de inveerfase te illustreren. Voor deze analyse is een model (vervaardigd door: A. Lagerberg) gebruikt in het programma Interactive Physics (IP)(2000). De gebruikte hoeken in het model zijn realistische hoeken verkregen uit het onderzoek van Bobbert et. al. 2008 naar spronghoogte en kniehoeken. Indien er afgeweken wordt van deze hoeken wordt dit duidelijk omschreven en wordt dit gedaan om onderliggende principes weer te geven.

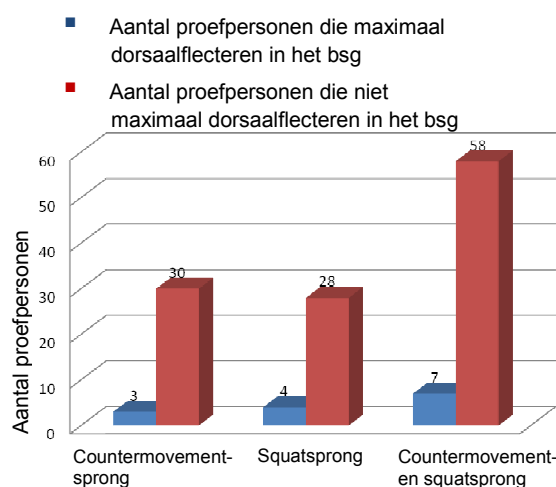
Daarnaast is er een model gebruikt om met behulp van de data uit de videoanalyse de positie van het lzp te kunnen bepalen. Dit Excel-model (vervaardigd door: A. Lagerberg) is gebruikt om te bepalen hoe ver het lichaamszwaartpunt (lzp) is gezakt.

Het lzp is bepaald in de normale staande stand en in het diepste punt van de inveerfase. Van elke proefpersoon apart zijn de volgende lichaamsmaten ingevoerd in het Excel-model: lichaamslengte, hoogte hoofd, romplengte, diepte bekken, bovenbeenlengte, onderbeenlengte, en de voetlengte (de proefpersoon is gemeten op blote voeten).

Praktisch onderzoek inveren en enkelhoek

Benut een springer zijn volledige dorsaalflexie-lenigheid (dfl) in het bsg tijdens het inveren bij een countermovement- en squatsprong?

In figuur 4 is te zien dat slechts 3 van de 33 (9,1%) proefpersonen de maximale dorsaalflexie in het bsg gebruiken bij een countermovementsprong. Bij de squatsprong gebruiken 4 van de 32 (12,5%) proefpersonen de maximale dfl in het bsg. Als er gekeken wordt naar het totaalbeeld van alle sprongen, wordt er 7 van de 65 (10,8%) keer gesprongen met de volledige dfl in het bsg, waarbij één proefpersoon bij beide sprongen zijn volledige dfl in het bsg gebruikt.



Figuur 4 Aantal proefpersonen die dorsaalflecteren in het bsg

In tabel 1 is een overzicht te vinden van de maximale dfl in het bsg van de proefpersonen die maximaal dorsaalflecteren.

Tabel 1

Dfl van proefpersonen die maximaal dorsaalflecteren bij de countermovement- of squatsprong	
Countermovementsprong	Squatsprong
31°	44°
26°	28°
31°	28°
	31°

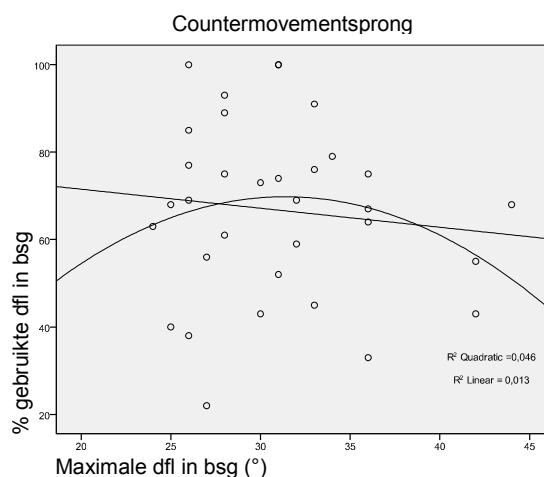
Zoals valt te zien zijn het niet de mensen met geringe of grote lenigheid maar de mensen met een gemiddelde lenigheid die maximaal dorsaalflecteren. De verwachting was dat alle proefpersonen de maximale dfl in het bsg zouden gebruiken. Bij beide sprongen komt naar voren dat dit niet het geval is. De vraag is nu: gebruiken de mensen met een geringe dfl in het bsg procentueel meer dorsaalflexie dan mensen met een grote dfl?

Dit leidt tot de volgende onderzoeksvraag: bestaat er een verband tussen de maximale dfl

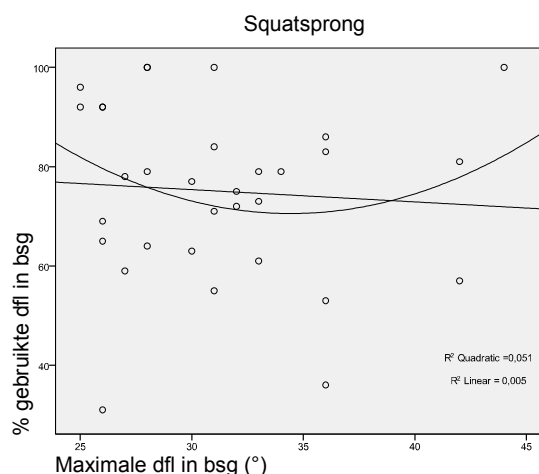
in het bsg en de procentueel gebruikte dfl in het bsg tijdens de inveerfase? De hypothese luidt als volgt: er bestaat een verband tussen de maximale dfl in het bsg en de procentueel gebruikte dorsaalflexie in het bsg tijdens de inveerfase. Hierbij wordt verwacht dat hoe leniger iemand is, hoe minder men procentueel dorsaalflecteert in het bsg.

Is er een verband aanwezig tussen de maximale dorsaalflexie-lenigheid (dfl) in het bsg en de procentueel gebruikte dfl in het bsg tijdens de inveerfase?

Van alle proefpersonen is geanalyseerd wat de maximale dorsaalflexiehoek in het bsg is tijdens de inveerfase. Deze hoeken zijn omgerekend naar procentuele waarden. De maximale lenigheid zoals die voorafgaand aan het springen is vastgesteld, is hierbij op 100% gesteld. Vervolgens is onderzocht of er een verband (lineair dan wel kwadratisch) bestaat tussen de procentueel gebruikte dfl en de maximale dfl in het bsg. In onderstaande scatterplots is de maximale dfl van het bsg uitgezet tegen de procentueel gebruikte dfl van het bsg. In figuur 5 zijn de countermovement-sprongen uitgezet en in figuur 6 de squatsprongen.



Figuur 5 Regressieanalyse countermovementsprong



Figuur 6 Regressieanalyse squatsprong

In de scatterplots is een regressieanalyse uitgevoerd; zowel bij de countermovement- als bij de squatsprong is er noch een lineair noch een kwadratisch verband gevonden. Gesteld kan worden dat mensen met geringe lenigheid procentueel niet meer dorsaalflecteren.

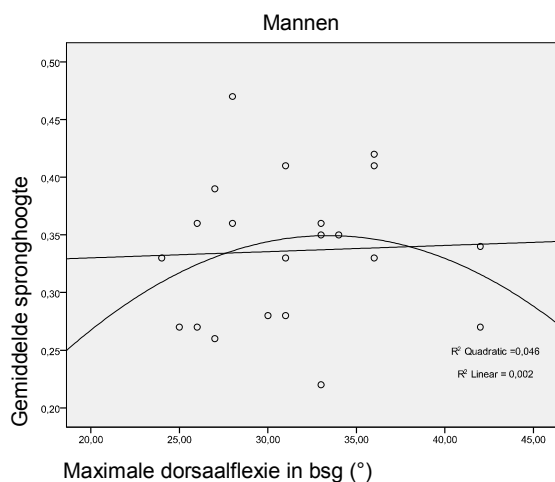
Geconstateerd is dat mensen niet de volledige dfl in het bsg gebruiken en dat er geen verband bestaat tussen de maximale dfl in het bsg en de procentueel gebruikte dfl in het bsg tijdens de inveerfase. De tweede onderzoeksvraag is nu: springen mensen met een grote dfl in het bsg hoger dan mensen met een minder grote dfl?

Praktisch onderzoek spronghoogte en lenigheid in het bsg

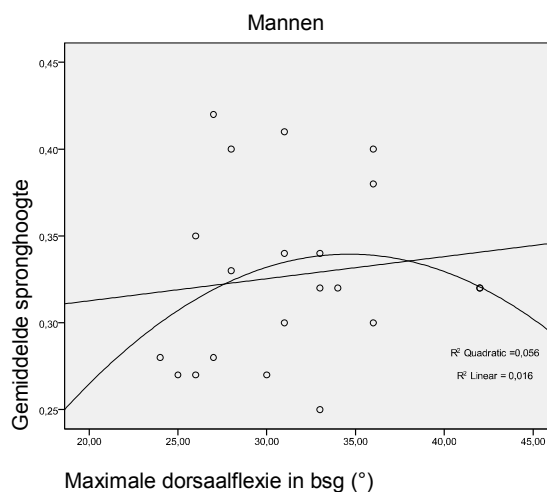
Springen mensen met een grote dorsaalflexielenigheid (dfl) in het bsg hoger dan mensen met een minder grote dfl?

Er is onderscheid gemaakt tussen mannen en vrouwen omdat er grote verschillen in de spronghoogtes worden gevonden, namelijk de hoogst gevonden spronghoogte bij de countermovementsprong bij de mannen is 47 cm en bij de vrouwen 27 cm; bij de squatsprong is dat bij de mannen 42 cm en bij

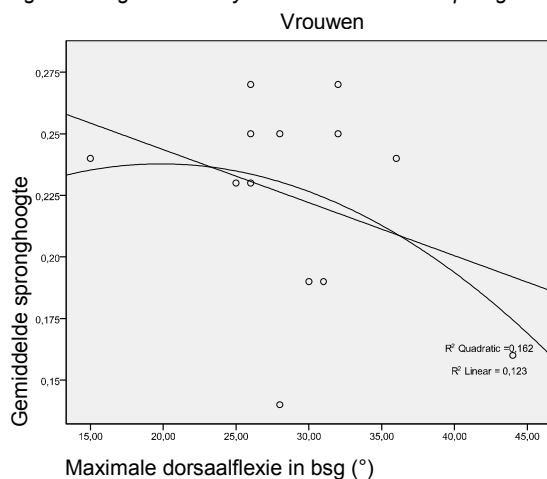
de vrouwen 27 cm. In de figuren 7 en 8 is de gemiddelde spronghoogte van de 3 countermovementsprongen per proefpersoon tegen de maximale dfl in het bsg uitgezet. In figuur 7 staan de countermovementsprongen van de mannen uitgezet en in figuur 8 die van de vrouwen. In de scatterplots is een regressieanalyse uitgevoerd. Zoals is te zien in de figuren 7 en 8 wordt de gemiddelde spronghoogte niet verklaard door de maximale dfl in het bsg, dit geldt voor zowel de mannen als de vrouwen. In figuur 9 en 10 is de gemiddelde spronghoogte tegen de maximale dfl in het bsg uitgezet, echter deze keer van de squatsprong. In de scatterplots is wederom een regressieanalyse uitgevoerd. In figuur 9 staan de squatsprongen van de mannen en in figuur 10 die van de vrouwen. Net als bij de countermovementsprongen worden de gemiddelde spronghoogtes niet verklaard door de maximale dfl in het bsg. Geconstateerd kan worden dat de spronghoogte los staat van de enkelmobiliteit. Nu de prestaties bekend zijn wordt de uitvoeringswijze in detail nader bekeken. In onderstaand betoog wordt getracht een antwoord te vinden op de vraag of er verschillen zijn in de uitvoeringswijze van de sprong tijdens de inveerfase.



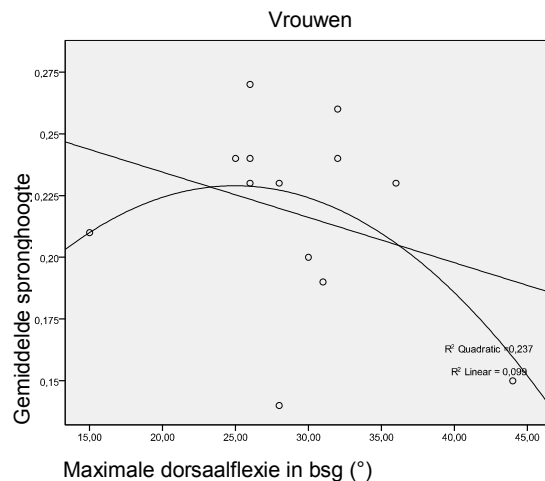
Figuur 7 Regressie analyse countermovementsprong



Figuur 9 Regressie analyse squatsprong mannen



Figuur 8 Regressie analyse countermovementsprong



Figuur 10 Regressie analyse squatsprong vrouwen

Als eerste wordt er gekeken naar de mate van inverting van het lzp. Het lzp kan niet rechtstreeks uit de data verkregen worden, hierom zijn de hoekstandsveranderingen in het Excel-model ingevoerd. Gezien het feit dat zowel mensen met een grote als een geringe dfl in het bsg niet de volledige dorsaalflexie gebruiken en men met een grote dfl in het bsg niet hoger springt, is het de vraag of mensen met een grote dfl in het bsg het lzp verder naar beneden brengen?

De vraag luidt: bestaat er een verband tussen de procentuele verticale daling van het lzp en de maximale dfl in het bsg. De hypothese luidt als volgt: er bestaat een verband tussen de procentuele verticale daling van het lzp en de maximale dfl in het bsg. Hierbij wordt verwacht dat mensen met een grote dfl in het bsg het lzp verder laten zakken.

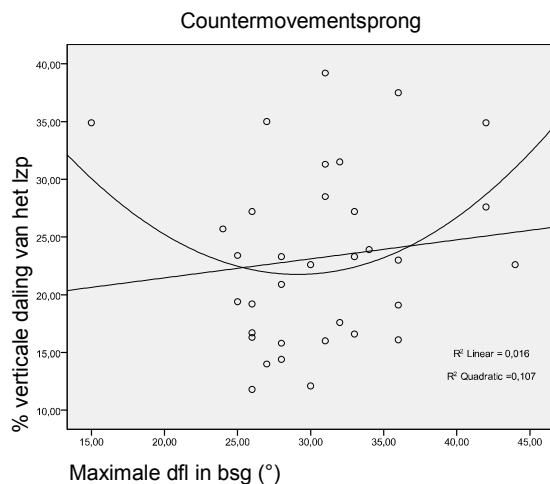
Praktisch onderzoek lzp en lenigheid in het bsg

Bestaat er een verband tussen de procentuele verticale daling van het lzp en de maximale dorsaalflexielenigheid (dfl) in het bsg?

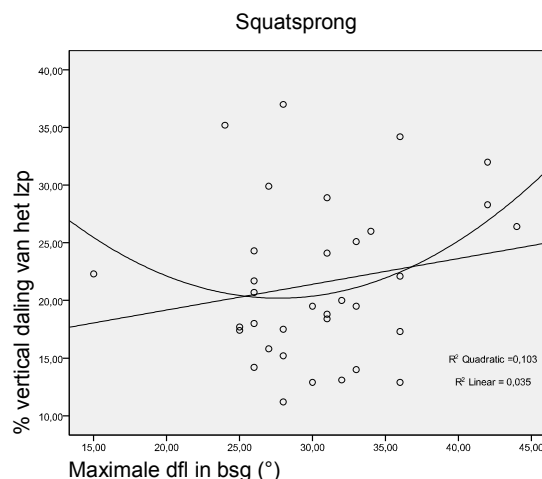
In het Excel-model zijn alle proefpersonen gesimuleerd. Door de beginstanden en de hoekstandsveranderingen van de heup, knie, bsg, en de mtp-gewrichten in te voeren is de verticale daling van het zwaartepunt verkregen. Om de proefpersonen te vergelijken is de procentuele verticale daling van het lzp berekend. Het lzp in staande positie is als 100% gesteld, de verticale daling van het lzp is berekend met de volgende formule:

$$\text{verticale_verplaat sin g_lzp} = 100\% - \left(\left(\frac{\text{lzp_diepstepunt}}{\text{lzp_staandepositie}} \right) \times 100 \right)$$

In figuur 12 zijn de countermovementsprongen uitgezet en in figuur 13 de squatsprongen. Op de x-as staat de maximale dfl in het bsg en op de y-as de procentuele verticale daling van het lzp.



Figuur 12 Regressieanalyse countermovementsprong



Figuur 13 Regressieanalyse squatsprong

Zoals men in de scatterplots kan zien, wordt de procentuele verticale daling van het lzp niet verklaard door de maximale dfl in het bsg, dit geldt voor zowel de countermovement- als voor de squatsprong. Personen met een grote dfl laten het lzp dus niet verder zakken.

Uitvoering verticale daling lzp

Geconstateerd is dat mensen met een grote dorsaalflexielenigheid (dfl) in het bsg het lzp niet verder naar beneden brengen dan mensen met een geringe dfl in het bsg. Aangezien mensen met een geringe dfl in het bsg het lzp even ver naar beneden brengen is de vraag; hoe brengen deze mensen het lzp even ver naar beneden.

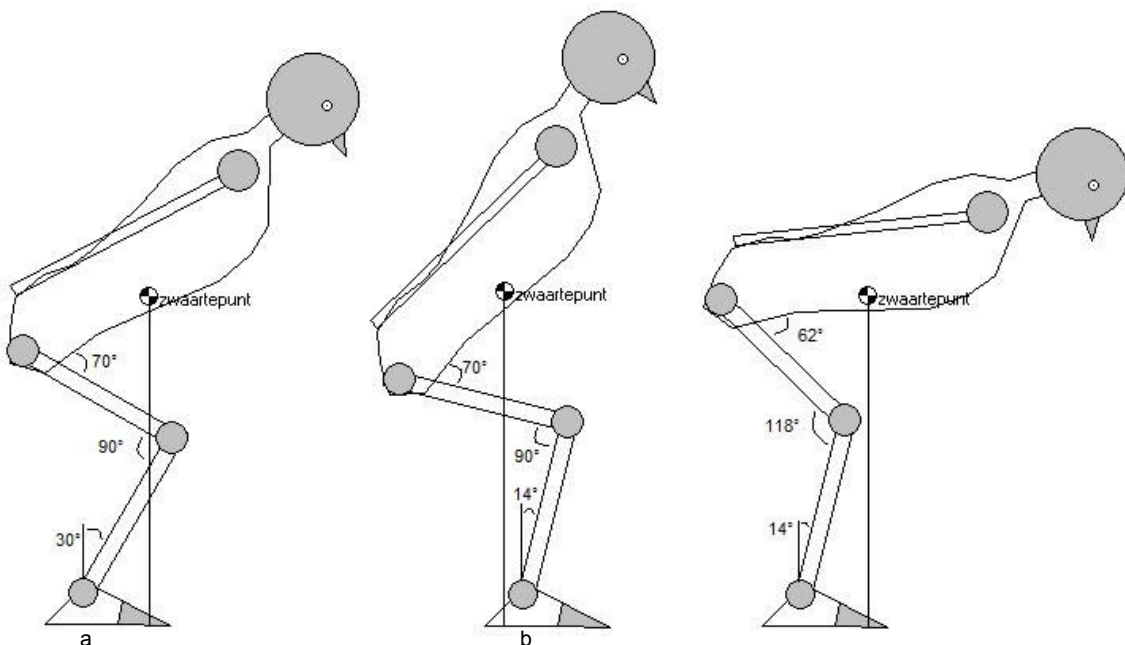
Met behulp van het IP-model worden hypothesen geformuleerd met betrekking tot de wijze waarop er bij een geringe enkellenigheid eenzelfde daling van het lzp kan worden gerealiseerd. Om het lzp naar beneden te brengen zijn er twee opties die het meest denkbare effect hebben. Optie 1: men kan flecteren in de heup in combinatie met een extensie in de knieën. Optie 2: men kan extenderen in de mtp-gewrichten.

Als eerste wordt gekeken naar de heuphoek in combinatie met de kniehoek, vervolgens wordt er in de volgende modelstudie gekeken naar het effect van het extenderen in de mtp-gewrichten.

Optie 1: Lzp en heuphoek

Modelstudie

Met behulp van het IP-model (figuur 14) wordt er gekeken naar de invloed van de heupflexie op de hoogte van het lzp bij een geringe dfl in het bsg. In figuur 14a worden eerst de voorkeurshoeken in de heup en knieën gesimuleerd. Vervolgens wordt er een beperking in het bsg gesimuleerd, de lenigheid



Figuur 14

in het bsg is teruggebracht tot maximaal 14° (figuur 14b).

Het lzp valt nu achter het bsg, wat inhoudt dat men rond de enkel de plantairflectoren niet meer kan gebruiken maar wel de dorsaalflectoren. Dit is niet de bedoeling om verschillende redenen, welke hier niet nader worden besproken. Er van uit gaande dat men nu het lzp weer in dezelfde positie wil brengen als bij het eerste model (figuur 14a), maar dan met een geringe lenigheid in de enkels, kan men dit doen door te compenseren in het heupgewricht in combinatie met de knieën. Indien men alleen in de heup zou flecteren, zou men het lzp onvoldoende naar voren brengen. Om het lzp wel weer op dezelfde positie te brengen moet men flecteren in de heup in combinatie met een extensie in de knieën.

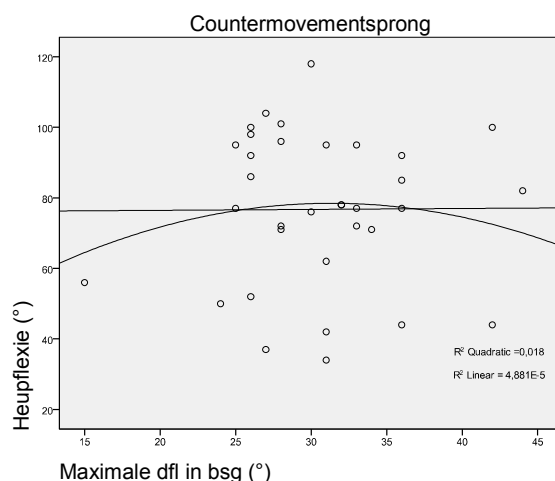
In figuur 14c wordt 8° meer geflecteerd in de heup en 28° minder in de knieën. Het resultaat is dat het zwaartepunt weer op dezelfde positie wordt gebracht als in de beginsituatie. De vraag is nu: flecteren mensen met een geringe dfl meer in de heupen dan mensen met een grotere dfl in het bsg? Verwacht wordt dat mensen met een geringe dfl in het bsg meer flecteren in de heupen.

Praktisch onderzoek

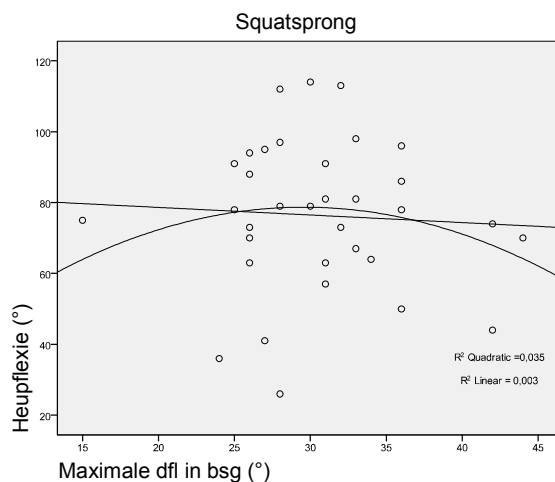
Bestaat er een verband tussen de heupflexie en de maximale dorsaalflexielenigheid (dfl) in het bsg?

Er is gekeken of er een verband bestaat tussen de heupflexie en de maximale dfl in het bsg. In figuur 15 zijn de countermovement-sprongen uitgezet, waarbij de maximale dfl in

het bsg uitgezet is tegen de heupflexie terwijl in figuur 16 de squatsprongen uitgezet zijn met dezelfde variabelen.



Figuur 15 Regressieanalyse countermovementsprong



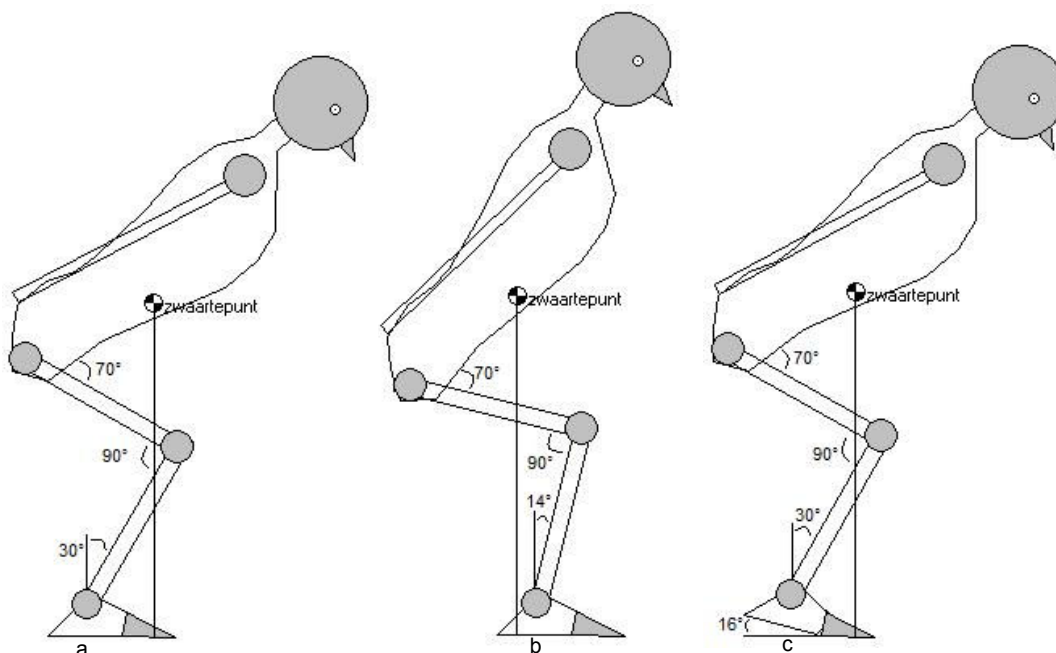
Figuur 16 Regressieanalyse squatsprong

In de scatterplots is een regressieanalyse uitgevoerd; zowel bij de countermovement- als bij de squatsprong is er geen (lineair dan wel kwadratisch) verband gevonden.

Aangezien er geen verband aanwezig is tussen de heupflexie en de maximale dfl in het bsg, kan men niet zeggen dat mensen met een geringe lenigheid meer of minder flecteren in de heup dan mensen met een grote dfl in het bsg. Er wordt nu gekeken naar de tweede mogelijkheid om het lzp naar beneden te brengen.

maximaal 14° . Het lzp valt nu achter het bsg (figuur 17b). Indien men nu het lzp weer in dezelfde positie wil brengen als bij het eerste model, maar dan met geringe lenigheid in de enkels, kan men dit doen door te compenseren in de mtp-gewrichten (figuur 17c).

Indien men 16° extendeerd in de mtp-gewrichten komt het lzp weer op de positie te liggen als in het eerste model (figuur 17a) en worden de voorkeurshoeken in de heup en de knieën weer gebruikt.



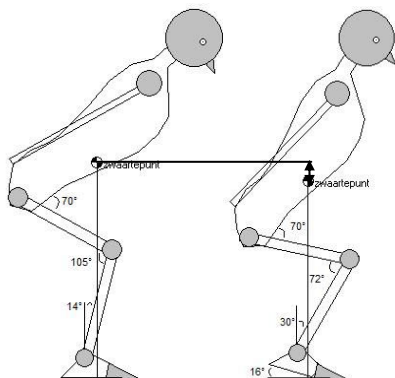
Figuur 17 Dorsaalflexie versus mtp

Optie 2: lzp en mtp-gewrichten

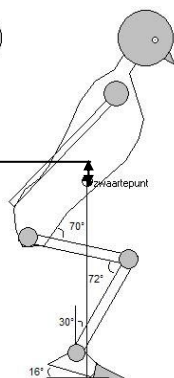
Modelstudie

In de volgende modelstudie wordt gekeken naar het effect van het extenderen in mtp-gewrichten ten opzichte van lzp. In figuur 17a worden eerst de voorkeurshoeken gesimuleerd zoals die in de studie van Bobbert et. al. 2008 naar voren komen. Vervolgens wordt er weer een beperking in de bsg gesimuleerd, de lenigheid in het bsg is weer teruggebracht tot

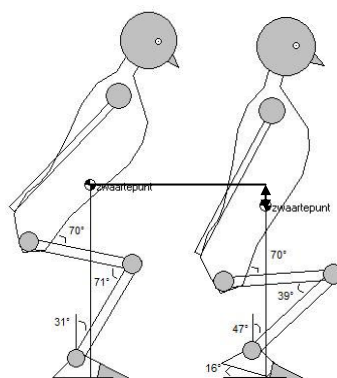
In de modellen (figuur 18, 19 en 20) wordt de heuphoek op de voorkeurshoek gehouden, de enkelhoek wordt gevarieerd van 14° , 31° en 49° , de kniehoek is variabel. Het zwaartepunt wordt steeds net voor het bsg geprojecteerd. Bij de figuren 18a, 19a en 20a wordt de hoek in de mtp-gewrichten op nul gehouden en bij de figuren 18b, 19b en 20b wordt er een hoek van 16° in de mtp-gewrichten gesimuleerd.



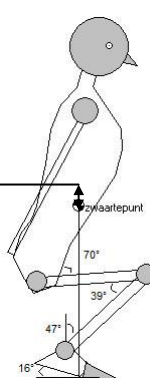
Figuur 18a
Dorsaalflexie 14°



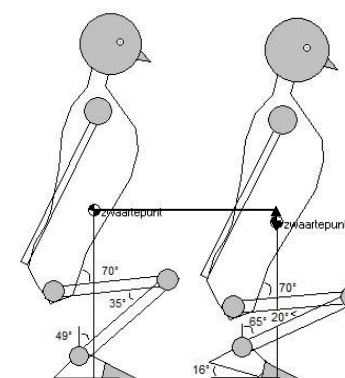
Figuur 18b
Dorsaalflexie 14°
met extensie in
het mtp



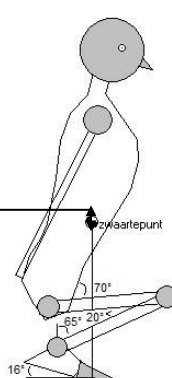
Figuur 19a
Dorsaalflexie 31°



Figuur 19b
Dorsaalflexie 31°
met extensie in
het mtp



Figuur 20a
Dorsaalflexie 49°



Figuur 20b
Dorsaalflexie 49°
met extensie in
het mtp

Als er geëxtendeerd wordt in de mtp-gewrichten, blijft de hoek in het bsg gelijk maar wordt het onderbeen voorover gekanteld. Hierdoor kan men verder flecteren in de knieën tijdens de inveerfase waardoor het lzp verder naar beneden wordt gebracht (figuren 18b, 19b en 20b). In figuur 20b wordt het lzp niet op dezelfde positie meer geplaatst omdat men niet verder meer kan flecteren in de knieën.

Hierbij dient opgemerkt te worden dat hoe leniger men in het bsg is, hoe kleiner de procentuele toename van de knieflexie is tijdens extensie in de mtp-gewrichten.

Gezien het lager kunnen brengen van het lzp door te extenderen in de mtp-gewrichten tijdens de inveerfase, is het nu de vraag of alle proefpersonen extenderen in de mtp-gewrichten tijdens de inveerfase van de countermovement- en squatsprong. Verwacht wordt dat men met een geringe lenigheid in het bsg deze beperking compenseert door te extenderen in de mtp-gewrichten, zodat men dieper door de knieën kan zakken wat tot gevolg heeft dat het lzp op dezelfde positie kan gebracht worden als bij mensen met een grote dfl in het bsg. Mensen met een grote lenigheid in het bsg zullen niet extenderen in de mtp-gewrichten.

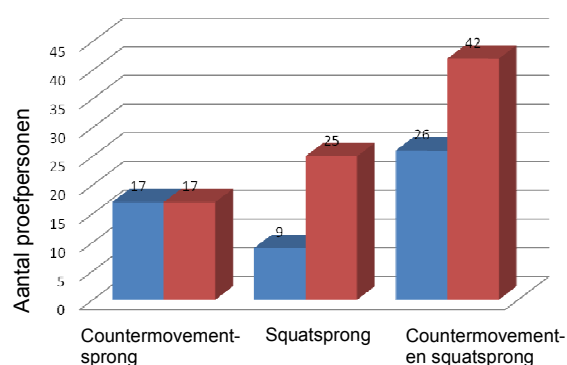
Praktisch onderzoek

Extenderen alle proefpersonen in de mtp-gewrichten tijdens de inveerfase van de countermovement- en squatsprong?

De geanalyseerde data van de vorige studie is ook hier gebruikt, om een antwoord te kunnen geven op de bovenstaande vraag. Daarnaast zijn ook de hoekstands veranderingen in de mtp-gewrichten geanalyseerd. Er is verondersteld dat men niet extendeerd in de mtp-gewrichten indien de hoeken 10 graden of minder zijn. Dit omdat er niet met zekerheid gesteld kan worden of deze mensen dorsaalflecteren, rollen over de bal van de voet of dat er andere factoren een rol spelen. Bij hoeken boven de 10 graden wordt verondersteld dat er wel wordt geëxtendeerd in de mtp-gewrichten tijdens de inveerfase. In figuur 21 is te zien dat bij de countermovementsprong 17 van 34 (50%) proefpersonen extenderen in de mtp-gewrichten. Bij de squatsprong ligt dit aantal iets lager, hier extenderen 9 van de 34 (26,5%) proefpersonen in de mtp-gewrichten. Als er gekeken wordt naar het totaalbeeld van alle sprongen, is 26 van de 68 (40%) keer gesprongen met extensie in de mtp-gewrichten tijdens de inveerfase, waarvan 7 proefpersonen bij beide soorten sprongen extenderen in de mtp-gewrichten.

Interessant is het nu om te weten welke mensen extenderen in de mtp-gewrichten: zijn dat de mensen met een geringe lenigheid of mensen met juist een grote lenigheid in het bsg? Daarom wordt de volgende onderzoeksvraag gesteld: is er een verband aanwezig tussen het extenderen in de mtp-gewrichten en de maximale dfl in het bsg tijdens de inveerfase? Verwacht wordt dat mensen met een geringe dfl in het bsg meer extenderen in de mtp-gewrichten dan mensen met een grote dfl.

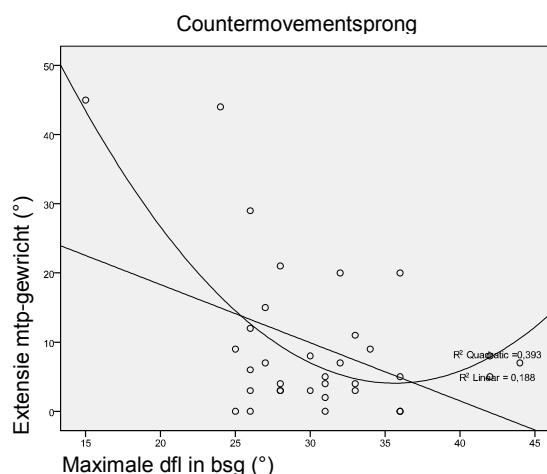
- Aantal proefpersonen die extenderen in de mtp-gewrichten
- Aantal proefpersonen die niet extenderen in de mtp-gewrichten



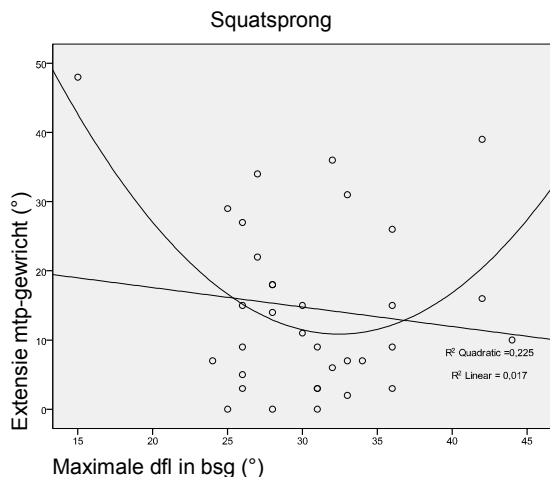
Figuur 21 Aantal proefpersonen die extenderen in de mtp-gewrichten

Is er een verband aanwezig tussen het extenderen in de mtp-gewrichten en de maximale dorsaalflexielenigheid (dfl) in het bsg tijdens de inveerfase?

Hier is gekeken of er een verband (lineair dan wel kwadratisch) bestaat tussen het extenderen in de mtp-gewrichten en de maximale dfl in het bsg. In figuur 22 zijn de countermovementsprongen uitgezet; hierbij is de maximale dfl in het bsg uitgezet tegen de extensie in de mtp-gewrichten en in figuur 23 zijn de squatsprongen uitgezet met dezelfde variabelen.



Figuur 22 Regressieanalyse countermovementsprong

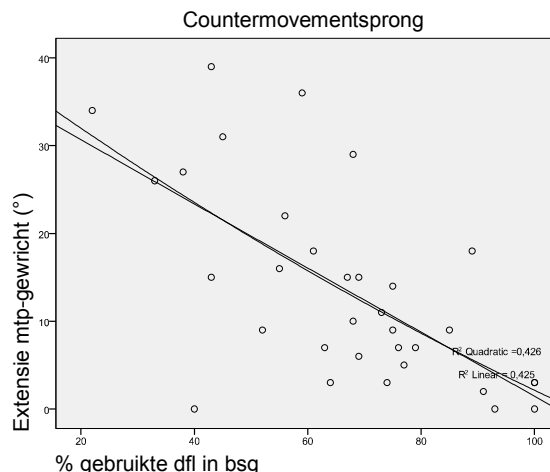


Figuur 23 Regressieanalyse squatsprong

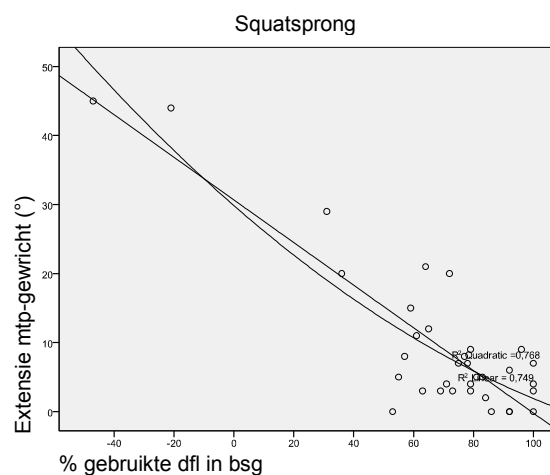
In de scatterplots is een regressieanalyse uitgevoerd; zowel bij de countermovement- als bij de squatsprong is er geen (lineair dan wel kwadratisch) verband gevonden. Men ziet bij de countermovementsprongen (figuur 22) het volgende verschijnsel: hoe meer men kan dorsaalflecteren in het bsg, hoe minder men extendeerd in de mtp-gewrichten. Bij de squatsprongen (figuur 23) ziet men dit verschijnsel niet terug. Omdat er geen verband aanwezig is tussen het extenderen in de mtp-gewrichten en de maximale dfl in het bsg, kan men niet zeggen dat mensen met een geringe lenigheid meer extenderen in de mtp-gewrichten dan mensen met een grote lenigheid in het bsg. Aangezien er geen verband is aangetroffen, wordt gekeken of er een verband bestaat tussen het extenderen in de mtp-gewrichten en de procentueel gebruikte dfl in het bsg tijdens de inveerfase. Verwacht wordt dat er een verband aanwezig is tussen het extenderen in de mtp-gewrichten en de procentueel gebruikte dfl in het bsg tijdens de inveerfase, namelijk hoe meer men procentueel dorsaalflecteert in het bsg hoe minder men extendeerd in de mtp-gewrichten.

Bestaat er een verband tussen het extenderen in de mtp-gewrichten en de procentueel gebruikte dorsaalflexielenigheid (dfl) in het bsg tijdens de inveerfase?

Er is gekeken of er een verband (lineair dan wel kwadratisch) bestaat tussen het extenderen in de mtp-gewrichten en de procentueel gebruikte dfl in het bsg. In figuur 24 is de extensie in de mtp-gewrichten uitgezet tegen de procentueel gebruikte dfl in het bsg van de countermovementsprong en in figuur 25 is extensie in de mtp-gewrichten uitgezet tegen de procentueel gebruikte dfl in het bsg van de squatsprong.



Figuur 24 Regressieanalyse countermovementsprong



Figuur 25 Regressieanalyse squatsprong

In de bovenstaande scatterplots is een regressieanalyse uitgevoerd; zowel bij de countermovement- als bij de squatsprong is een lineair verband gevonden. Bij de countermovementsprong wordt de extensie in de mtp-gewrichten (met zekerheid van 95%) voor 42% verklaard door de procentueel gebruikte dfl in het bsg. Bij de squatsprong wordt een hogere verklarende variantie gevonden, namelijk de extensie in de mtp-gewrichten wordt (met zekerheid van 95%) voor 75% verklaard door de procentueel gebruikte dfl in het bsg. Het gevonden verband is aannemelijk omdat indien men weinig dorsaalflecteert men op een andere manier het onderbeen voorover moet kantelen om te kunnen flecteren in de knieën, dit gebeurt met behulp van de mtp-gewrichten

Discussie

Het doel van dit onderzoek was het beantwoorden van de vragen die een relatie hebben met betrekking tot de enkelmobiliteit en de sprongprestatie. Verwacht werd dat mensen de volledige dorsaalflexielenigheid (dfl) in het bsg gebruiken en dat mensen met een grote dfl in het bsg hoger springen dan mensen met geringe dfl.

De verkregen data toont aan dat 91,9 % van de proefpersonen bij de countermovement-sprong niet de maximale dfl in het bsg gebruikt. Bij de squatsprong gebruikt 87,5% van de proefpersonen de volledige dfl in het bsg niet. De verwachting was dat mensen met een geringe dfl in het bsg de maximale lenigheid gebruiken, en mensen met een grote dfl niet. De resultaten bevestigen deze verwachting niet. Verder is er zowel bij de countermovement-sprong als bij de squatsprong geen verband gevonden tussen de maximale dfl en de procentueel gebruikte dfl in het bsg, zoals in eerste instantie wel verwacht werd.

Een mogelijke verklaring waarom niet alle mensen volledig dorsaalflecteren in het bsg kan zijn dat er gebruik gemaakt wordt van voorspanningen. Bij voorspanning wordt er gebruik gemaakt van spanningen die reeds aanwezig zijn, de spieren worden op rek belast. Door de reeds aanwezige spanning zijn de spieren al geactiveerd waardoor het activatie niveau hoger ligt en daardoor kunnen de spieren sneller een maximale kracht leveren. Indien men de volledige dfl in het bsg gebruikt, bevindt men zich in de eindstand van de gewrichten waardoor de spieren niet op rek worden belast en dus geen gebruik maken van voorspanningen. In de eindstand bevinden de gewrichten zich in een stabiele positie en is er geen spieractiviteit nodig rond dit gewricht, het geen energetisch voordelig is. Indien de gewrichten zich niet in een eindstand bevinden worden de spieren op rek belast en komen hiermee op spanning te staan (Anderson et. al. 1993). Deze voorspanning kan als voordeel worden gezien en verklaart waarom weinig mensen de maximale dfl in het bsg benutten.

Bij de volgende onderzoeksvraag is er gekeken naar de spronghoogte in relatie met de maximale dfl. Er is geen verband tussen de spronghoogte en de maximale dfl in het bsg gevonden. In het vervolg van het onderzoek werd de uitvoeringswijzen in detail nader beken.

Als eerste is er gekeken of mensen met een grote dfl in het bsg het lzp verder naar beneden brengen. Verwacht werd dat mensen

met een grote dfl in het bsg het lzp verder laten zakken. De procentuele verticale daling van het lzp wordt echter niet verklaard door de maximale dfl in het bsg, dit geldt voor zowel de countermovement- als voor de squatsprong.

Geconstateerd is dat mensen met een grote dfl in het bsg het lzp niet verder naar beneden brengen dan mensen met een geringe dfl in het bsg. Gezien mensen met een geringe dfl in het bsg het lzp even ver naar beneden brengen is de vraag: hoe brengen deze mensen het lzp even ver naar beneden.

Als eerste is er gekeken naar de mogelijkheid om het lzp naar beneden te brengen door te flecteren in de heup in combinatie met extensie in de knieën. De vraag was: flecteren mensen met een geringe dfl meer in de heupen dan mensen met een grotere dfl in het bsg. Verwacht werd dat mensen met een geringe dfl in het bsg meer flecteren in de heupen. Geconstateerd is dat er geen verband aanwezig was en mensen met een geringe dfl niet meer flecteren in de heupen dan mensen met een grotere dfl in het bsg.

Ten tweede is er gekeken naar de mogelijkheid om het lzp naar beneden te brengen door middel van te extenderen in de mtp-gewrichten. De vraag was of alle proefpersonen in de mtp-gewrichten extenderen tijdens de inhaalphase van de countermovement- en squatsprong. Als er gekeken wordt naar de countermovement-sprong, extendeerd 50% van alle proefpersonen in de mtp-gewrichten, bij de squatsprong wordt er door 26,5% van de proefpersonen geëxtendeerd. Verwacht werd dat alleen mensen met een geringe dfl in het bsg extenderen in de mtp-gewrichten, deze verwachting was onjuist.

Een mogelijke verklaring voor het feit dat minder dan de helft van de proefpersonen extenderen in de mtp-gewrichten, kan gezocht worden in de geometrische beperking. Het volgende wordt verstaan onder geometrische beperking: de rotatiesnelheid in een gewricht wordt steeds minder effectief omgezet naar een translatie naarmate het gewricht steeds meer in zijn eindpositie komt (Ingen Schenau et al., 1988).

Als laatste is er gekeken naar de procentueel gebruikte dfl in het bsg en de extensie in de mtp-gewrichten. De extensie in de mtp-gewrichten wordt (met zekerheid van 95%) voor 42% verklaard door de procentueel gebruikte dfl in het bsg bij de countermovement-sprong. Bij de squatsprong wordt een hoger verband gevonden, namelijk een verband van 75% (met zekerheid van 95%). Een mogelijke verklaring waarom bij de squatsprong een hoger verband gevonden

wordt dan bij de countermovementsprong kan zijn dat alle proefpersonen minder extenderen in de mtp-gewrichten omdat men een aantal seconden moet blijven zitten in de ingeveerde stand, en men een kleiner steunvlak heeft. Tevens kan het zo zijn dat men deze sprongtechniek nooit gebruikt of dat deze bijna niet voorkomt in het dagelijkse leven en daarom geen techniek voor deze sprong ontwikkeld heeft (Lagerberg et. al. 2008).

De sprongen zijn gefilmd met een 'normale' camera. Om tot een beter resultaat te komen is het aan te raden om met een high-speed camera te filmen. Tevens is het aan te raden om met een force-plate te werken. Met de camera was het lastig om te zien of mensen extenderen in de mtp-gewrichten bij kleine hoekstandsveranderingen. Daarom is in dit onderzoek gekozen om de hoekstandsveranderingen tot 10° niet mee te rekenen als extensie in de mtp-gewrichten. Met een force-plate kan men constateren wanneer men extended in de mtp-gewrichten door de drukverandering. Hierdoor wordt het gevonden percentage van proefpersonen dat extended in de mtp-gewrichten hoogst waarschijnlijk ook een stuk groter dan dat er nu gevonden is. Indien men extended in de mtp-gewrichten worden er voorspanningen opgebouwd in de plantairflectoren van de voet, deze poly-articulaire spieren dragen bij aan de plantairflexie van de enkel tijdens het afzettraject.

Daarnaast hebben alle proefpersonen andere dagelijkse bezigheden. De verschillende dagelijkse bezigheden van de proefpersonen kunnen effect hebben op de eventueel gevonden antwoorden en verbanden volgens Ravn et. al. 1999. In de modelstudie is er vanuit gegaan dat men de volledige dorsaalflexie in het bsg gebruikt, dit om de onderliggende principes duidelijker te illustreren. Echter is in dit onderzoek er voor al aangetoond dat men niet de maximale dorsaalflexie in het bsg gebruikt.

Conclusie

Geconcludeerd kan worden dat mensen niet de volledige dorsaalflexielenigheid (dfl) in het bsg gebruiken. Tevens springen mensen met een grote dfl in het bsg niet hoger dan mensen met een geringe dfl.

Verder is er gekeken naar: lzp versus maximale dfl, heupflexie versus maximale dfl, extensie mtp-gewrichten versus maximale dfl en extensie mtp-gewrichten versus procentueel gebruikte dfl.

De enige conclusie die getrokken kan worden over de techniek / manier tijdens de inveerfase

van de sprong is als volgt: de gebruikte extensie in de mtp-gewrichten wordt (met zekerheid van 95%) voor 42% verklaard door de procentueel gebruikte dfl in het bsg bij de countermovementsprong; bij de squatsprong wordt de gebruikte extensie in de mtp-gewrichten (met zekerheid van 95%) voor 75% verklaard door de procentueel gebruikte dfl in het bsg. Mogelijk worden er sterkere verbanden gevonden indien de registratie van het extenderen in mtp-gewrichten beter is.

Bij alle onderzoeksvragen is de ICC bepaald van de metingen; de gevonden ICC-waarden lagen hoger dan 0,900. Dit geeft aan dat de proefpersonen zeer constant hebben gesprongen.

Literatuurlijst

Anderson, F.C., Pandey, M.G., 1993, Storage and utilization of elastic strain energy during jumping, J Biomechanics, 12, 1413-1427.

Bobbert, M.F., Casius, L.J., Sijpkens, I.W., Jaspers, R.T., 2008, Humans adjust control to initial squat depth in vertical squat jumping, J Appl Physiol, 105, 1428-1440.

Bobbert, M.F., 2001, Dependence Of Human Squat Jump Performance On The Series Elastic Compliance Of The Triceps Surae: A Simulation Study, The Journal of Experimental Biology, 204, 533-542.

Bobbert, M.F., Sijpkens, I.W., Jaspers, R.T., 2007, Muscle Activation Patterns In Squat Jumps From Different Initial Positions, Journal of Biomechanics, 40, 14-15.

Ingen Schenau, G.J. van, Bobbert, M.F., 1988, Intermusculaire coördinatie: de sequentie in timing van spieractivatie bij explosieve bewegingen, Geneeskunde en Sport, 21, 198-213.

Lagerberg, A., Riezebos, C., Faber, H., 2008, Springen en Startpositie, VERSUS, Tijdschrift voor Fysiotherapie, 26, 1-33.

Ravn, S., Voigt, M., Simonsen, E.B., Alkjær, T., Bojsen-Møller, F., Klausen, K., 1999, Choice of jumping strategy in two standard jumps, squat and countermovement jump - effect of training background or inherited preference?, Scand J Med Sci Sports, 9, 201-208.

Riezebos, C., Trap-op, trap-af en de dorsaalflexie van de enkel, 1999, VERSUS, Tijdschrift voor Fysiotherapie, 17, 1-34.