

©Alle rechten voorbehouden. Niets uit deze uitgave mag worden verveelvoudigd opgeslagen in een geautomatiseerd gegevensbestand, of openbaar gemaakt, in enige vorm of op enige wijze, hetzij elektronisch mechanisch, door fotokopieën, opnamen of op enige andere manier, zonder voorafgaande schriftelijke toestemming van Zuyd Hogeschool

Voorwoord

Als vierdejaars fysiotherapiestudenten aan de Zuyd Hogeschool te Heerlen hebben wij het genoeg een afstudeeropdracht te maken om uiteindelijk het felbegeerde Bachelor-diploma Fysiotherapie te bemachtigen. Wij willen door ons onderzoek inzichtelijk maken of er verschillen zijn tussen het linker- en rechter kniegewricht na een voorste kruisband reconstructie. Hiervoor maken wij gebruik van Vicon Motion Capture, waarmee de grootste kracht op het kniegewricht tijdens de landing na een sprong kan worden aangetoond.

Aangezien wij gefascineerd zijn in het houdings- en bewegingsapparaat hebben wij bewust gekozen voor een onderwerp dat past bij onze interesses. Het feit dat bij deze afstudeeropdracht de voorste kruisband is betrokken, geeft een match met persoonlijke ervaringen, door tweemaal zelf een VKB-reconstructie te hebben ondergaan en bijbehorend revalidatietraject.

Graag staan we even stil bij de personen die een bijdrage hebben geleverd aan het tot stand komen van onze afstudeeropdracht. We willen beginnen met Dennis Odekerken, onze afstudeerbegeleider. Door het geven van relevante feedback hebben wij ons eindproduct tot op het laatst kunnen verbeteren. Bovendien was de samenwerking erg prettig. Een andere belangrijke schakel was onze tweede beoordelaar, Rob Ummels welke onontbeerlijk was in het gehele proces. Gezien zijn fysiotherapeutische achtergrond en bijkomende expertise heeft hij een belangrijke bijdrage geleverd aan dit onderzoek. Ook Dr. Janssen (orthopedisch chirurg), welke veel heeft betekend in de opzet van dit project en bij het werven van proefpersonen voor ons onderzoek, willen we graag bedanken. Daarnaast mogen onze proefpersonen nader benoemd worden voor de bijdrage die zij hebben geleverd. Zonder hen was dit onderzoek niet tot stand gekomen, waarvoor dank. Uiteraard mogen we onze ouders niet vergeten. Zij stonden de gehele studie achter ons.

De weg naar een kritische zorgprofessional eindigen we naar vier jaar met dit eindproduct. Wij zijn Josh Hermans en Dave Velraeds! Bedankt voor uw interesse en aandacht, wij wensen u veel leesplezier toe!

Heerlen, Mei 2016

Inhoudsopgave

Nomenclatuur.....	
Samenvatting.....	
1. Inleiding	- 1 -
2. Methode	- 5 -
2.1 Single-leg hop for distance.....	- 5 -
2.2 Vicon Motion Capture	- 6 -
2.3 Krachtenplatform.....	- 7 -
2.4 Inclusiecriteria proefpersonen	- 8 -
2.5 Formulieren en verklaringen	- 8 -
2.6 De meting	- 9 -
2.7 Data-analyse.....	- 10 -
3. Resultaten	- 17 -
4. Discussie	- 21 -
5. Literatuurlijst.....	- 28 -
6. Bijlagen	- 31 -
Bijlage 1: Marker plaatsing	- 31 -
Bijlage 2: Proefpersoneninformatieformulier	- 32 -
Bijlage 3: Routebeschrijving & contact.....	- 34 -
Bijlage 4: Proefpersoon gegevens.....	- 36 -
Bijlage 5: Informed Consent formulier	- 37 -
Bijlage 6: Lysholm Knee Scoring Scale	- 38 -
Bijlage 7: Tegner Activity Score	- 40 -
Bijlage 8: Tabel antropometrische data	- 41 -
Bijlage 9: Tabel data proefpersonen.....	- 42 -
Bijlage 10: Tabel LSI berekening	- 44 -

Nomenclatuur

RHEE/LHEE	Right/Left heel marker
RTOE/LTOE	Right/Left toe marker
RANK/LANK	Right/Left ankle marker
RTIB/LTIB	Right/Left tibial wand marker
RKNE/LKNE	Right/Left knee marker
RTHI/LTHI	Right/Left thigh marker
RASI/LASI	Right/Left anterior spina iliaca marker
RPSI/LPSI	Right/Left posterior spina iliaca marker
STRN	Sternum marker
CLAV	Clavicle marker
T10	Thoracic vertebrae 10 marker
C7	Cervical vertebrae 7 marker
RBAK	Right back scapula marker
RSHO/LSHO	Right/Left shoulder marker
RELB/LELB	Right/Left elbow marker
RWRA/LWRA	Right/Left wrist marker A (thumb side)
RWRB/LWRB	Right/Left wrist marker B (pinkie side)
RFIN/LFIN	Right/Left finger marker
RFHD/LFHD	Right/Left front head marker
RBHD/LBHD	Right/Left back head marker
VKB	Voorste kruisband
VMC	Vicon Motion Capture (opto-elektronisch bewegingsanalysesysteem)
LSI	Limb Symmetry Index
TAS	Tegner Activity Score
LKSS	Lysholm Knee Scoring Scale
SLHFD	Single-leg hop for distance
t	Tijd
n	Proefpersonen populatie
s	Tijd in seconden
ms	Tijd in milliseconden
°	Graden
F	Kracht
N	Newton
IGC	Initiële grondcontact
3D	Driedimensionale richting
2D	Tweedimensionale richting

Samenvatting

Deze scriptie had als doel de verschillen aan te tonen tussen het geopereerde- en niet-geopereerde kniegewricht bij het uitvoeren van een single-leg hop for distance ná een VKB-reconstructie, waarbij de krachten i.c.m. de kniehoeken van het kniegewricht als belangrijkste parameters werden gezien. Deze parameters zijn verkregen aan de hand van VMC. De resultaten van VMC werden met de LSI vergeleken, waarna getracht werd al dan niet enige samenhang aan te tonen. Enkel proefpersonen ná fase drie van het revalidatietraject hebben deelgenomen aan dit onderzoek. Het krachtenplatform en VMC bestaande uit hardware en software componenten was ingezet ter analyse. Om de inkadering van het onderzoek te waarborgen waren er inclusiecriteria beschreven. Toestemming op deelname aan het onderzoek en vergaring van benodigde proefpersonen informatie werden middels vooraf aangeleverde formulieren verkregen. De data-analyse heeft plaatsgevonden door drie krachten in het kniegewricht in kaart te brengen (F_x , F_y en F_z) welke als resulterende kracht berekend werd in 3D. Vanwege de impact van F_z was echter ook een resulterende kracht berekend in 2D (F_x en F_y). Deze resultaten werden gekoppeld aan de LSI, LKSS en de TAS. De totale populatie binnen dit onderzoek betrof $n = 6$. Bij vijf van de zes proefpersonen was de resulterende kracht in 3D op het niet-geopereerde kniegewricht hoger dan op het geopereerde kniegewricht. In 2D was de helft van de proefpersonen onderhevig aan een hogere kracht op het niet-geopereerde kniegewricht. Het gemiddelde van het bereik van de hoogst gemeten resulterende kracht in 3D was 28° en 29° t.o.v. 45° en 42° voor het gemiddelde van het bereik in 2D. De hoogst gemeten resulterende kracht in 3D trad bij vijf van de zes proefpersonen voor het geopereerde kniegewricht eerder op. Bij vier van de zes proefpersonen werd een LSI score van $>100\%$ genoteerd. Alle proefpersonen hadden een score >84 behaald op de LKSS. Tussen de proefpersonen bestond een spreiding van 5-10 op de TAS. De conclusie van dit onderzoek toonde aan dat er geen duidelijke verschillen waarneembaar waren tussen de krachten op het geopereerde- en niet-geopereerde kniegewricht. Op basis van de resulterende krachten in 3D viel op dat de kniehoek in graden en het tijdsbestek, waarop de kracht het hoogst is, dichter de literatuur nadert dan de krachten in 2D.

1. Inleiding

In de huisartsenpraktijk zijn knieklachten na rugklachten de meest voorkomende klachten aan het bewegingsapparaat onder de bevolking. De prevalentie is 48 per 1000 patiënten per jaar. In 9% van de gevallen is er sprake van letsel aan de ligamenten van het kniegewricht, waarbij de voorstekruisband (VKB) het vaakst is aangedaan(1, 2). Bij de incidentie van VKB-rupturen valt op dat deze het hoogst is bij jonge mensen (15-40 jaar), welke een sport beoefenen waarbij veelal pivoterende momenten plaatsvinden. Pivoterende momenten treden vooral op bij sporten zoals voetbal, handbal, skiën, basketbal en badminton. Bij het beoefenen van eenzelfde sport door vrouwen, bestaat een 2-8 keer grotere kans op VKB-letsel dan bij mannen. Per jaar loopt meer dan 3% van de amateursporters een VKB-ruptuur op, terwijl dit tot 15% kan oplopen bij topsporters. In Nederland zijn in één jaar naar verluidt 8000-9000 VKB-reconstructies uitgevoerd. Van deze sporters keert één op de drie niet terug op het oorspronkelijke sportniveau binnen 2 jaar. De kans op een re-ruptuur van de geconstrueerde VKB of een ruptuur van de contralaterale VKB ligt tussen de 2-24%. Gezien deze incidentie wordt de fysiotherapeutische relevantie van dit onderzoek direct duidelijk. De noodzaak om de risicofactoren en/of risicobewegingen in kaart te brengen zou mogelijk kunnen leiden tot beter en/of sneller herstel na VKB-letsel. Het lijkt dan ook gerechtvaardigd om het belang van de kracht op het kniegewricht nader te onderzoeken om zodoende de samenhang met VKB-letsel te bevestigen dan wel te ontkrachten(3).

Wanneer er wordt ingezoomd op de descriptieve anatomie van het kniegewricht, dan bestaat deze onder andere uit een centraal gedeelte van de knie dat onder meer de kruisbanden bevat. Deze bestaan uit de voorste kruisband (ligamentum cruciatum anterior) en de achterste kruisband (ligamentum cruciatum posterior). De voorste kruisband bestaat uit drie bundels: de langere anteromediale, de intermediaire en posterolaterale bundel(4). De voorste kruisband verloopt van de area intercondylaris anterior van de tibia tot de mediale zijde van de condylis lateralis van het femur en bevindt zich intra-articulair maar extra synoviaal(5, 6). Bij het flecteren van het kniegewricht zorgt de VKB voor een schuif-slip beweging van het femur naar ventraal. Bij extensie remt de VKB het transleren van het femur naar dorsaal. Een combinatie van bovenstaand gegeven zorgt onder andere voor de passieve stabiliteit in voor- en achterwaartse richting van het kniegewricht(4). Rotatie bewegingen van

het kniegewricht zijn alleen mogelijk wanneer de knie geflecteerd is aangezien bij maximale extensie, rotatie nauwelijks mogelijk is door spanning van de kruisbanden en collaterale ligamenten. Bij exorotatie ontspannen beide kruisbanden en bij endorotatie draaien de kruisbanden om elkaar heen(5).

VKB-rupturen ontstaan zoals gezegd veelal tijdens sportactiviteiten. Hieraan liggen meestal een aantal bewegingen, die leiden tot een non-contact trauma, ten grondslag(7, 8). De afzonderlijke bewegingen zijn als volgt: flexie-valgus-exorotatie, flexie-varus-endorotatie of extensie-varus-endorotatie(4). Een contact trauma daarentegen geschiedt vaak wanneer het onderbeen gefixeerd staat, met als gevolg dat de inwerkende kracht leidt tot het scheuren van de VKB(9). Risicofactoren die kunnen leiden tot een VKB-ruptuur kunnen worden onderverdeeld in extrinsieke en intrinsieke factoren. Extrinsieke factoren zijn schoeisel, ondergrond en trainingsfaciliteiten. Intrinsieke factoren zijn veelal gebaseerd op anatomische (o.a. geometrie van de VKB, de femurcondylen en het tibiaplateau), hormonale (menstruele cyclus), neuromusculaire/biomechanische (o.a. preactivatie van de knie musculatuur, spierkracht en dynamic knee valgus) en genetische factoren (verandering in collageen structuren)(10). Ten aanzien van de verschillen in VKB-letsel tussen mannen en vrouwen wordt aangenomen dat deze voornamelijk een neuromusculaire/biomechanische oorsprong hebben(3, 11, 12). Tevens zijn een grote grondreactiekracht en verminderde neuromusculaire controle van de romp bij de landing na een sprong predisponerende factoren, die kunnen leiden tot VKB-letsel(3, 13). Om het onderzoek in te kaderen worden deze factoren echter niet meegenomen in de analyse. Na een volledige VKB-ruptuur kunnen grofweg twee behandel mogelijkheden worden onderscheiden. Enerzijds bestaat er een conservatieve behandeling, anderzijds kan de VKB operatief worden gereconstrueerd. Voor beide behandelingen is een fysiotherapeutisch behandelprogramma te allen tijde geïndiceerd(3, 14, 15). Reconstrueren van de VKB kan middels verschillende operatieve technieken geschieden(16). Om de inclusiecriteria realistisch te benaderen is er in dit onderzoek geen onderscheid gemaakt tussen de verschillende operatietechnieken. Aangezien de remodulatie van deze voorste kruisband plastiek tot jaren na dato veranderingen ondergaat, is er besloten om enkel proefpersonen tot een maximum van 18 maanden post-operatief

mee te nemen in dit onderzoek(3, 17-19). Deze termijn is gekozen vanwege het beperkte aantal beschikbare proefpersonen.

Na voltooiing van de VKB-reconstructie, waarin de functie van de voorste kruisband wordt hersteld, zal het post-operatieve traject worden gestart. De revalidatie na deze ingreep bestaat uit: krachttraining in open- en gesloten keten, excentrische-weerstandstraining en neuromusculaire training(3, 20). Het revalidatieproces van een post-operatieve VKB-reconstructie bestaat uit drie fasen. Fase één bestaat uit het normaliseren van fysiologische aspecten en het verbeteren van een dynamisch looppatroon. Fase twee heeft als doel het klachtenvrij kunnen uitvoeren van onderdelen met betrekking tot sport specifieke activiteiten en het centrale gedeelte van Fase 3 betreft de volledige terugkeer naar sporthervatting.

Deze scriptie zal zich richten ná de derde fase van het revalidatietraject waarbij sporthervatting gaat plaatsvinden c.q. heeft plaatsgevonden voor de zes proefpersonen binnen dit onderzoek. Om veilige terugkeer naar sporthervatting te realiseren wordt vaak een Limb Symmetry Index (LSI) en een hoptestbatterij afgenomen als graadmeter voor return-to-play(3). De LSI is het resultaat in percentage voor de gesprongen afstand van het niet-aangedane been en het aangedane been tijdens de hoptestbatterij met voorkeur voor de hoptesten van Gustavsson(3, 21). De literatuur gaf aan dat er verschillende pijlers worden gehanteerd ten aanzien van de LSI. Enerzijds wordt een score van >85% als graadmeter gehanteerd(1, 22, 23), terwijl in andere literatuur een percentage van >90% wordt aangehouden(24). Hoewel er geen consensus in de literatuur bestaat over de gescoorde percentages op de LSI, wordt een percentage van >90% beschreven bij pivoterende sportbeoefenaars(3). In dit onderzoek zal enkel de Single-leg hop for distance (SLHFD) worden uitgevoerd omdat deze test uit de cluster hoptesten de hoogste betrouwbaarheid laat zien(25, 26). Bij de SLHFD is het de bedoeling dat de patiënt zover mogelijk springt met één been en daarbij landt op hetzelfde been(27).

VKB-letsel vindt in de meeste gevallen plaats tijdens de eerste 17-70 milliseconden na het initiële grondcontact(3, 28). Bovendien is het risico op letsel vergroot wanneer dit gebeurt met minder dan 30 graden flexie(29, 30). Waarbij in acht moet worden genomen dat het kniegewricht hierbij de maximally loose packed position nadert en

daarmee gepaard gaat met de minste kapselspanning(4). Het moment waarop de kracht op het kniegewricht het hoogst is, zal driedimensionaal middels Vicon Motion Capture (VMC) worden geanalyseerd waardoor mogelijk een uitspraak kan worden gedaan over de kracht op het kniegewricht vlak na dit initiële grondcontact en de daarbij horende kniehoek. Tevens zal het krachtenplatform gebruikt worden tijdens het uitvoeren van de SLHFD zodat de grondreactiekracht mee kan worden genomen in het onderzoek. Uiteindelijk zal in dit onderzoek worden getracht de uitkomsten tussen het geopereerde kniegewricht en niet-geopereerde kniegewricht te vergelijken middels VMC en de samenhang met de LSI te analyseren.

De vraagstelling luidt dan ook: *Is er een verschil tussen het geopereerde- en het gezonde kniegewricht wat betreft de kracht op het kniegewricht vlak na het initiële grondcontact en de daarbij horende kniehoek tijdens het uitvoeren van de 'SLHFD' gemeten met Vicon Motion Capture, waarbij tevens de samenhang met de Limb Symmetry Index wordt bekeken, bij sporters met een VKB-reconstructie na fase 3 van het revalidatietraject tussen de 15 en 40 jaar.*

2. Methode

In de methode is het gehele proces van het onderzoek nader beschreven. Allereerst werden alle facetten van de test uitvoerig toegelicht. Hierin was de SLHFD geprotocolleerd. Ook zijn de inclusiecriteria van de proefpersonen belicht. Daarnaast werd er beschreven welke rol VMC en het krachtenplatform hadden binnen dit onderzoek. Er werd middels deze methode getracht een basis te leggen om uiteindelijk de onderzoeksvraag te kunnen beantwoorden.

2.1 Single-leg hop for distance

Voor dit onderzoek was gekozen om één onderdeel van de cluster hoptesten te gebruiken, aangezien deze vaak worden gehanteerd aan het einde van een revalidatie om te bepalen of sporthervatting kan plaatsvinden(3, 31). Deze test was als volgt geprotocolleerd: achter een gemarkeerde witte lijn nam de proefpersoon steun op het gezonde been. De handen werden in de zij geplaatst zodat de retroflectieve markers niet wegvielen tijdens zwaaimomenten in de sprong. De proefpersoon diende zo ver mogelijk te springen om vervolgens te landen op hetzelfde been, waarna minimaal twee seconden de eindpositie gehandhaafd diende te worden. Tijdens de sprong was het toegestaan om met het geheven been mee te zwaaien. De daadwerkelijke afstand die gesprongen was, werd gemeten vanaf de tenen bij de afzet tot aan de hak bij de landing en werd middels Vicon Nexus 2.1.1 geanalyseerd. De SLHFD werd driemaal afgenomen voor zowel het geopereerde kniegewricht als het niet-geopereerde kniegewricht. Tussen de sprongen in kreeg de proefpersoon dertig seconden pauze om te herstellen(23, 25, 32). Vanwege de beperkte hoeveelheid beschikbare proefpersonen zijn voor dit onderzoek alle correcte sprongen gebruikt voor de analyse, waardoor het onderzoek meer body kreeg. Bovendien werd op deze manier het leereffect van de test in acht genomen. Om de juiste afstand te bepalen tussen de afzet en de landing op het krachtenplatform werd er één oefensprong gemaakt, met zowel het geopereerde kniegewricht als het niet-geopereerde kniegewricht, om zodoende een landing op het krachtenplatform te kunnen waarborgen.

De instructie aan de proefpersoon luidde als volgt: “Neemt u plaats achter de gemarkeerde witte lijn op uw gezonde been en plaats uw handen in de zij. Het is nu de bedoeling dat u zover mogelijk vooruit springt en landt op hetzelfde been waarbij u minimaal twee seconden moet blijven staan op dit been. U mag tijdens de sprong met uw opgetrokken been mee bewegen. De afstand tussen uw tenen tijdens de afzet

en uw hak bij de landing zal worden gemeten. Deze test wordt met beide benen uitgevoerd en zal drie maal per been worden herhaald.”

2.2 Vicon Motion Capture

Centraal in deze scriptie stond VMC, welk een betrouwbaar en valide hulpmiddel was voor het analyseren van bewegingen van het kniegewricht(33). VMC is de benaming voor het driedimensionaal opto-elektronisch bewegingsanalysesysteem waarmee dit onderzoek was uitgevoerd. Het systeem bestaat uit drie hardware componenten en twee software programma's. Waarmee in combinatie met de gemeten antropometrische data alle bewegingen werden vastgelegd en geanalyseerd. Het Giganet is het eerste component van de hardware en fungeert als een centrale controller van het bewegingsanalyse systeem. Deze had als functie het vormen van een verbinding tussen meetapparatuur en de computer waardoor de data middels software bekeken kon worden.

De optische camera's (Bonita®) betroffen het tweede component van de hardware. In het Motionlab bevonden zich acht van dergelijke camera's die op strategische wijze waren gepositioneerd, waardoor de 3D-positie van elk gebruikte marker in beeld kon worden gebracht middels infrarood licht. Deze optische camera's opereerde op 100 hertz. Daarnaast bevonden zich twee digitale-videocamera's aan weerszijden van het lab waardoor de proefpersoon in frontaal en sagittaal aanzicht gezien werd. Ondanks bovenstaande kwam de privacy van de proefpersoon niet in het gedrang.

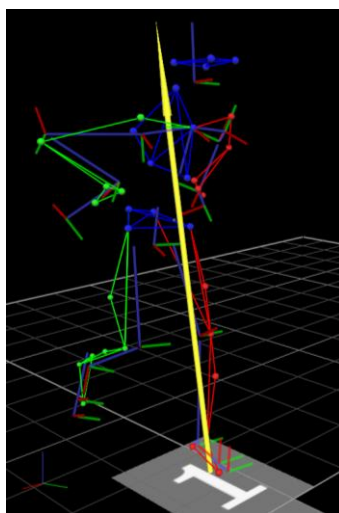
Het laatste component van de hardware bestond uit de retroreflectieve markers en de kalibratietool. Er werd middels een full body model vijfendertig retroreflectieve markers op anatomische landmarks op het lichaam van de proefpersonen geplaatst met behulp van dubbelzijdige plakkers (zie bijlage 1). Het infrarood licht dat door de optische camera's (Bonita®) werd uitgezonden is door de weerkaatsing van de retroreflectieve markers wederom opgevangen door de camera's. Het Giganet zette deze informatie om in 3D-coördinaten, waarna uiteindelijk een 3D-positie uitgebeeld kon worden. Om de meting te valideren werd gebruik gemaakt van een active wand (kalibratiestok), dat diende als kalibratietool. De active wand beschikte over vijf LEDs die specifiek geconfigureerd waren zodat de oorsprong van het meetvolume

vastgesteld kon worden. Middels statische en dynamische kalibratie werden de optische camera's (Bonita®) gekalibreerd.

De data acquisitie vond plaats middels bijbehorende software Vicon Nexus 2.1.1, die voorhanden was op een PC in het MotionLab. Vicon Nexus 2.1.1 registreerde synchroon data van de optische camera's (Bonita®), digitale-videocamera's en het krachtenplatform. Deze data werd tijdens opname real-time weergegeven op het beeldscherm van de PC. Tevens was deze geregistreerde data opgeslagen in een database. De data werd door Polygon-software versie 4.1 geanalyseerd(34, 35).

2.3 Krachtenplatform

Het resistief krachtenplatform (AMTI, type Generation 5) was een onontbeerlijk component om de kracht op het kniegewricht tijdens de SLHFD in kaart te brengen. Bovendien werd de grondreactiekracht tijdens de landing gebruikt om het initiële grondcontact te bepalen. Het krachtenplatform is speciaal ontworpen voor de precieze meting van grondreactiekrachten. Het mat de drie orthogonale componenten van krachten en momenten langs de X,Y en Z-as (afbeelding 4). Tevens werd de resulterende krachtenvector met aangrijpingspunt, richting en grootte tijdens de meting getoond, hetgeen een ondersteuning was bij de analyse (afbeelding 1).



Afb 1: Visualisering van de resulterende krachtenvector (gele pijl) met aangrijpingspunt, richting en grootte tijdens de SLHFD.

De signalen uit het krachtenplatform werden versterkt door een amplifier welke tevens van het merk AMTI, type Generation 5 was. De signalen uit het platform werden rechtstreeks naar de amplifier verzonden. Van de amplifier gingen de

signalen naar een A-D kaart, waarna ze richting het Vicon Giganet werden verzonden. Het Giganet stond in verbinding met de PC, waardoor de signalen uit het krachtenplatform op het beeldscherm zichtbaar werden(34).

2.4 Inclusiecriteria proefpersonen

De proefpersonen welke deelnamen aan dit onderzoek zijn geworven middels contact met familie, vrienden, collegae fysiotherapeuten in spé, stageadressen en een orthopedisch chirurg. Er werd getracht een omvang van de proefpersonenpopulatie tussen de tien en vijftien proefpersonen te creëren. Om het onderzoek duidelijk in te kaderen, waren onderstaande inclusiecriteria beschreven voor de proefpersonen(3, 36, 37):

- Eénzijdige VKB-reconstructie ná fase drie van de revalidatie;
- (Pivoterende) sport beoefenaars;
- Leetijd: 15-40 jaar (meisjes > 15 jaar en jongens > 16 jaar);
- Lysholm Knee Scoring Scale (LKSS) >84;
- Geen recidief VKB-letsel;
- Geen blessure aan onderste extremiteit;
- Geen neurologische/musculaire aandoening en/of systeemziekte.

2.5 Formulieren en verklaringen

De proefpersoon werd geïnformeerd over het onderzoek door middel van een ‘proefpersoneninformatieformulier’ (bijlage 2). Hierin was de belangrijkste informatie beschreven ten aanzien van het onderzoek. Bovendien ontving de proefpersoon een routebeschrijving (bijlage 3) naar de Zuyd Hogeschool te Heerlen waar tevens de contactpersonen informatie op vermeld stond(38).

Om noodzakelijke gegevens van de betreffende proefpersoon te vergaren, werd een ‘proefpersoon gegevens formulier’ ingevuld (bijlage 4). De formulieren werden per e-mail verstuurd en volledig ingevuld geretourneerd. Zodoende waren alle gegevens en verklaringen voor de start van het onderzoek binnen. Hoewel het Informed Consent formulier (bijlage 5) op de dag van de meting ter plaatse getekend werd, was deze wel al op voorhand per e-mail verstuurd.

2.6 De meting

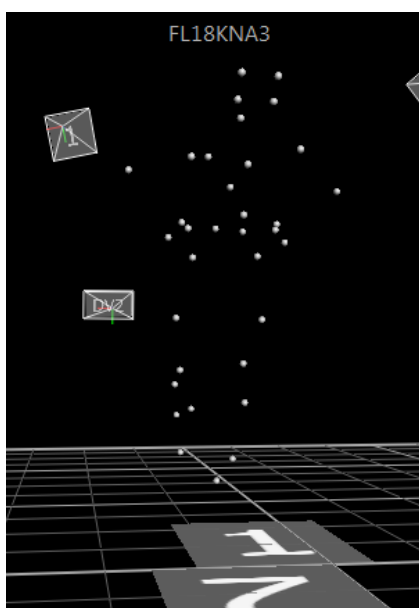
De uitvoering van de metingen heeft op een chronologische en consequente manier plaatsgevonden in het MotionLab aan de Zuyd Hogeschool, te Heerlen. Voordat de eerste proefpersoon gearriveerd was, waren de materialen en het MotionLab voorbereid. Bij de ontvangst van de desbetreffende proefpersoon werden alle vooraf aangeleverde formulieren ingenomen door één van de onderzoekers. Tevens werd het Informed Consent formulier voorgelezen en kreeg de proefpersoon de gelegenheid deze nader te bestuderen en eventuele vragen te stellen. Vanuit fysiotherapeutisch oogpunt werd de LKSS en de Tegner Activity Score (TAS) afgenomen (bijlage 6 en 7). Middels afname van de TAS kon het activiteitsniveau van de proefpersoon worden bepaald. Daarnaast kon aan de hand van de LKSS de subjectieve mate van knie instabiliteit door de proefpersoon in kaart worden gebracht, waardoor mogelijk enig risico tijdens het uitvoeren van de SLHFD werd beperkt(37, 39, 40). Door een score van >84 op de LKSS te hanteren als inclusiecriteria, ontstond een minimale spreiding in klinisch beeld, wat betreft stoornis en beperking in functie tussen de proefpersonen, waardoor de uitkomsten van de LSI en VMC beter te vergelijken waren en hiermee het onderzoek gespecificeerd werd(41).

Op het moment dat het Informed Consent formulier was getekend, mocht de proefpersoon zich omkleden in een aangewezen lokaal door de onderzoekers, waardoor de privacy gewaarborgd werd. Vooraf werd de proefpersoon geïnformeerd dat strak zittende kleding gewenst was om het risico op ‘ruis’ tijdens de meting te minimaliseren. Bovendien ontving de proefpersoon anti-slip sokken waarop gesprongen diende te worden, waardoor de veerkracht van het schoeisel buiten beschouwing werd gelaten. Tussen het moment van omkleden en instructie van de SLHFD werden de ingeleverde formulieren nader bestudeerd door de onderzoekers. Deze formulieren werden in een klapper die alfabetisch gerangschikt was, opgeborgen. Nadien werd de antropometrische data door beide onderzoekers gemeten zodat de kans op fouten geminimaliseerd werd. De antropometrische data bestond uit de volgende aspecten: lengte in cm, gewicht in kg, beenlengte, kniebreedte, enkelbreedte, elleboogbreedte, polsbreedte en handdikte (bijlage 8). Bovenstaande is beiderzijds gemeten. Vervolgens werden de retroflectieve markers geplaatst op de vijfendertig anatomische landmarks (bijlage 1).

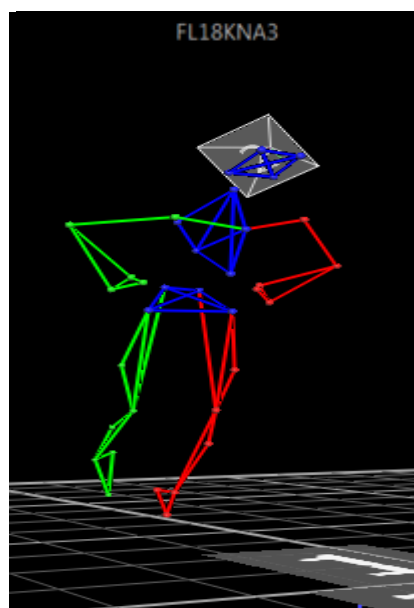
De afstand van de teenmarker tot de top van de teen werd gemeten in centimeters, welke nadien werd gecorrigeerd bij de berekening van de LSI. Na de schriftelijke afwikkeling werd de benodigde uitleg gegeven aan de proefpersoon, om vervolgens te starten met de test. Waarbij vooraf met het linker- en rechterbeen een oefensprong werd gemaakt om zodoende een landing op het krachtenplatform te garanderen. Tijdens het afnemen van de test beheerde één onderzoeker de computer om de meting correct te laten verlopen. De andere onderzoeker richtte zich tot de proefpersoon om deze te begeleiden tijdens de test. Nadat de proefpersoon zich, na afloop van de test, wederom had omgekleed in het aangewezen lokaal was er nog ruimte voor eventuele vragen en/of opmerkingen. De proefpersoon ontving een presentje als blijk van waardering en mocht het lab verlaten.

2.7 Data-analyse

Voor de data acquisitie werd gebruikt gemaakt van Vicon Nexus 2.1.1. Door de anatomische markerplaatsing te koppelen aan de gemeten antropometrische data (bijlage 8) kon het full body model in kaart worden gebracht (afbeelding 2 en 3).



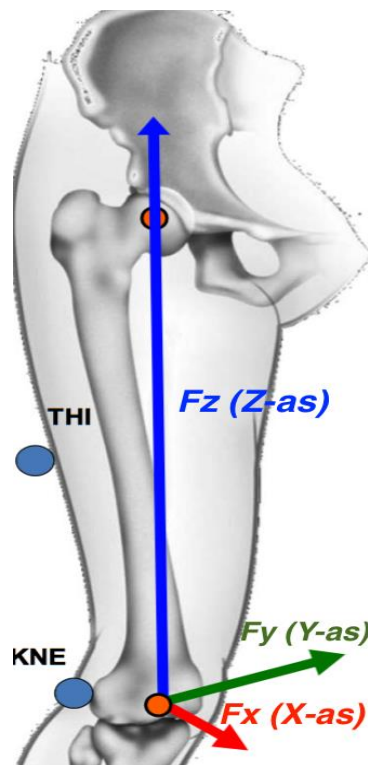
Afb. 2: 3D positie d.m.v. retroreflectieve markers in beeld gebracht door acht optische camera's (Bonita®)



Afb. 3: Full body model na het koppelen/labelen van de retroreflectieve markers.

Dit full body model, het krachtenplatform en de grondreactiekracht werden gehanteerd om de kracht in drie richtingen van het kniegewricht te berekenen in Polygon 4.1. Het tot stand komen van de exacte berekening van deze kracht werd echter door Polygon 4.1 afgeschermd. Na het uitvoeren van de SLHFD werden de effect parameters objectief vergeleken. Deze parameters waren: de gesprongen

afstand in centimeters (cm), de hoogste kracht in verschillende richtingen (X,Y en Z-as) op het kniegewricht én de kniehoek in bewegingsgraden tijdens deze gemeten krachten. In onderstaande afbeelding zijn de drie afzonderlijke richtingen weergegeven (afbeelding 4). Wanneer de kracht m.b.t. de Z-as in craniale richting plaatsvond, werd deze uitgedrukt in een negatief getal. In caudale richting zou dit een positief getal betreffen. De kracht t.a.v. de X-as zou in ventrale richting een positieve getal tot gevolg hebben, terwijl in dorsale richting dit zou resulteren in een negatief getal. De kracht aangaande de Y-as werd als positief getal uitgedrukt indien deze kracht in mediale richting plaatsvond, echter werd deze als negatief uitgedrukt in laterale richting.



Afb. 4: In craniale/caudale (negatief/positief) richting wordt de Z-as getoond, terwijl in ventraal/dorsale (positief/negatief) richting de X-as dit weergeeft. De mediale/laterale (positief/negatief) richting wordt gezien als de Y-as. Alle richtingen worden uitgedrukt in een kracht (F).

Door de drie afzonderlijke krachten te berekenen naar een resulterende kracht in driedimensionale richting (3D) (F_x , F_y , F_z), kon het objectieve vergelijk tussen het geopereerde kniegewricht en niet-geopereerde kniegewricht gemaakt worden. De formules om dit te bewerkstelligen betroffen:

$$F_{r,g}^{3D} = \sqrt{(F_{x,g}^2 + F_{y,g}^2 + F_{z,g}^2)} \quad [1]$$

$$F_{r,ng}^{3D} = \sqrt{(F_{x,ng}^2 + F_{y,ng}^2 + F_{z,ng}^2)} \quad [2]$$

$$\Delta F_r^{3D} = F_{r,g}^{3D} - F_{r,ng}^{3D} \quad [3]$$

Waarbij [1] een berekening was van de resulterende kracht van het geopereerde kniegewricht in 3D. $F_{x,g}^2$ was de kracht (F) in X-richting (x) in het kwadraat (2) voor het geopereerde kniegewricht (g). $F_{y,g}^2$ was de kracht (F) in Y-richting (y) in het kwadraat (2) voor het geopereerde kniegewricht (g). $F_{z,g}^2$ was de kracht (F) in Z-richting (z) in het kwadraat (2) voor het geopereerde kniegewricht (g). $F_{r,g}^{3D}$ was de resulterende kracht (F_r) in driedimensionale richting (3D) van het geopereerde kniegewricht (g). Formule [2] was op eenzelfde wijze berekend, echter betrof het de berekening van de resulterende kracht van het niet-geopereerde kniegewricht in 3D. Het verschil tussen de resulterende kracht in 3D van het geopereerde kniegewricht en niet-geopereerde kniegewricht werd berekend aan de hand van formule [3], waarbij ΔF_r^{3D} de uitkomst weergaf van de kracht op het geopereerde kniegewricht afgetrokken van de kracht op het niet-geopereerde kniegewricht.

Aangezien er in de literatuur geen consensus bestond over de meest risicovolle beweging die leidt tot VKB-letsel (valgisering/varisering, rotaties en anterieure translatie) én sommige van deze risicobewegingen niet afzonderlijk konden worden geanalyseerd door VMC, was er bewust gekozen om de resulterende van bovenstaande drie richtingen te analyseren (13, 23, 28, 42, 43). Zodoende werd getracht de kern van de risicobewegingen te benaderen. Een belangrijk gegeven in deze analyse was de impact van F_z in bovenstaande formule [3], die groter was en daardoor mogelijk niet in verhouding stond met F_x en F_y . Om de twee richtingen in transversaal vlak niet van ondergeschikt belang te maken werden deze daarom afzonderlijk van F_z geanalyseerd.

De formules die hiervoor werden gebruikt waren:

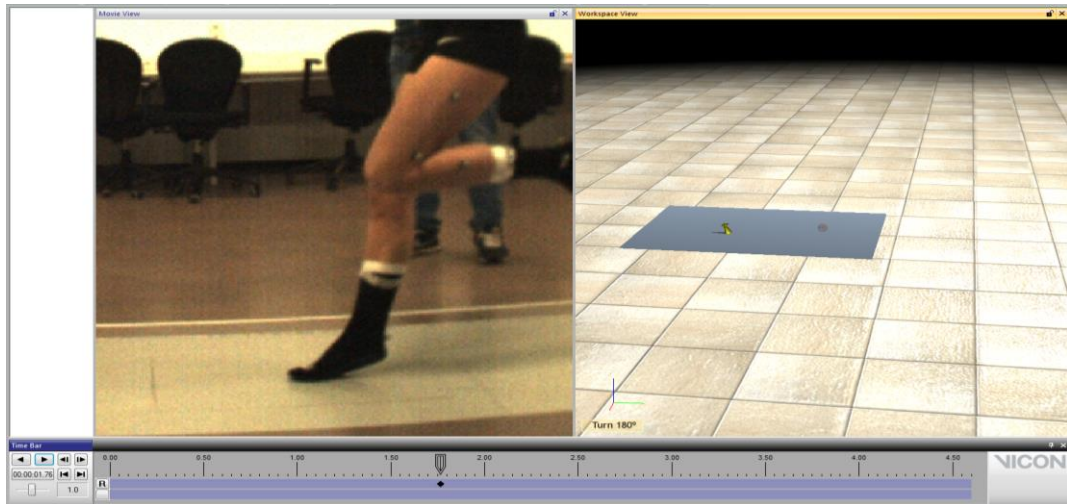
$$F_{r,g}^{2D} = \sqrt{(F_{x,g}^2 + F_{y,g}^2)} \quad [4]$$

$$F_{r,ng}^{2D} = \sqrt{(F_{x,ng}^2 + F_{y,ng}^2)} \quad [5]$$

$$\Delta F_r^{2D} = F_{r,g}^{2D} - F_{r,ng}^{2D} \quad [6]$$

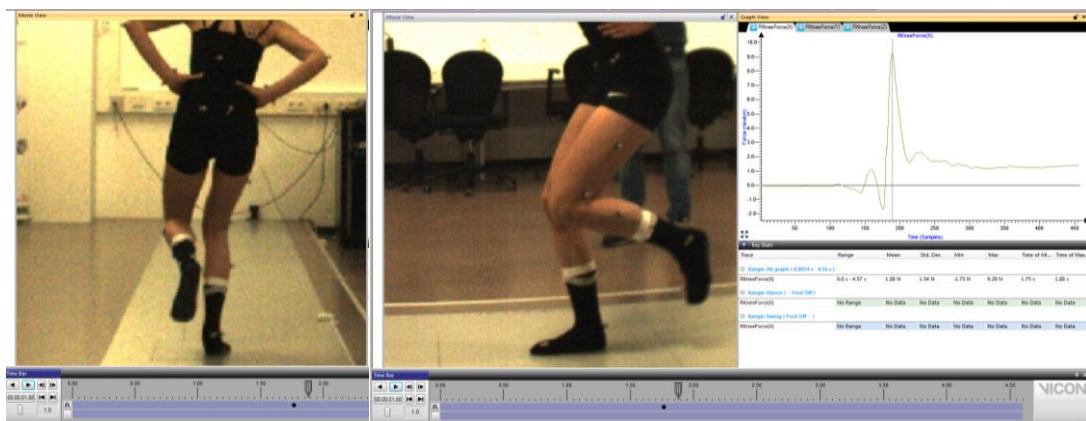
Deze resulterende krachten in het transversale vlak in tweedimensionale richting (2D) (F_x en F_y) werden op dezelfde wijze berekend als de resulterende krachten in 3D. Zo werd de kracht voor het geopereerde kniegewricht middels formule [4] berekend. Eenzelfde berekening werd uitgevoerd voor het niet-geopereerde kniegewricht [5]. Het verschil tussen het geopereerde kniegewricht en niet geopereerde kniegewricht in 2D werd berekend middels formule [6]. Uit de resulterende krachten van bovenstaande formules, werd van de drie sprongen voor het geopereerde- en niet geopereerde kniegewricht het gemiddelde berekend waarna middels formule [3] en [6] het verschil in kracht op het kniegewricht objectief vergeleken kon worden (bijlage 9). Eventuele uitkomsten welke resulteerde in een negatief getal, werden door het kwadrateren in de formule teniet gedaan. Hierdoor werd geen onderscheid gemaakt tussen positieve en negatieve uitkomsten m.b.t. de kracht in de analyse.

In onderstaande reeks afbeeldingen wordt inzichtelijk gemaakt hoe bovenstaand beschreven data-analyse tot stand is gekomen. Het initiële grondcontact werd bepaald door de grondreactiekracht, welke middels een vector zichtbaar werd.



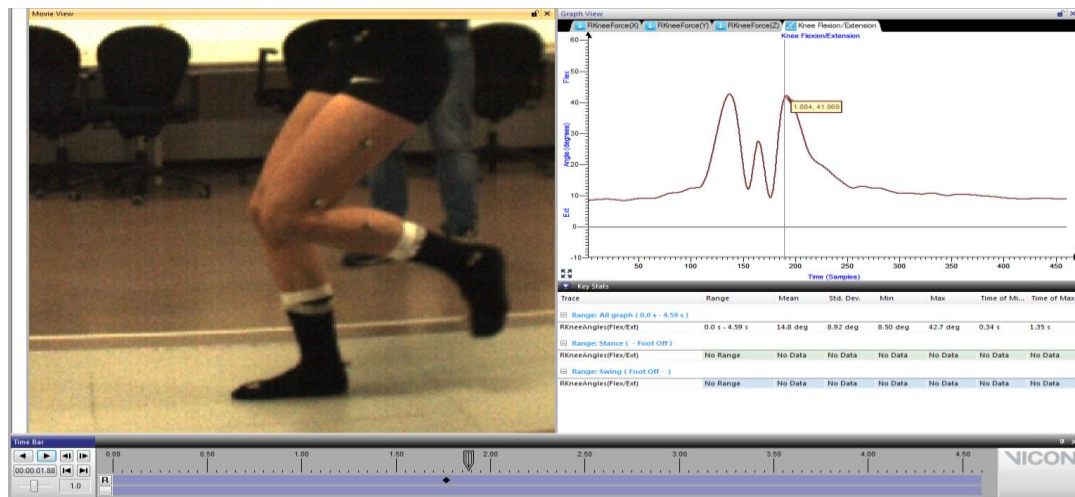
Afb. 5: Middels Polygon 4.1 kon met behulp van het resistief krachtenplatform (AMTI Generation 5) de grondreactiekracht getoond worden middels de gele vector. Het initiële grondcontact wordt aangeduid met de gele pijl. Daarnaast was in de tijdsbalk af te lezen op welk moment dit plaatsvond.

Vervolgens werd de grootste kracht afgelezen uit de grafiek én de key-stats welke de maximale kracht en daarbij horende tijd weergaven. Dit werd geverifieerd aan de hand van de tijdsbalk en digitale-videocamera's in frontaal en sagittaal vlak. Hoewel onderstaande uitkomsten enkel van F_x worden weergegeven, zijn de metingen van F_x en F_z op eenzelfde manier geanalyseerd.



Afb. 6: De hoogst gemeten kracht in X-richting werd gezien in de grafiek. Daarnaast was deze waarde af te lezen in de key-stats. De video is gebruikt ter controle van het hoogst gemeten moment tijdens de landing. De tijdsbalk gaf het moment weer waarop de kracht het hoogst was.

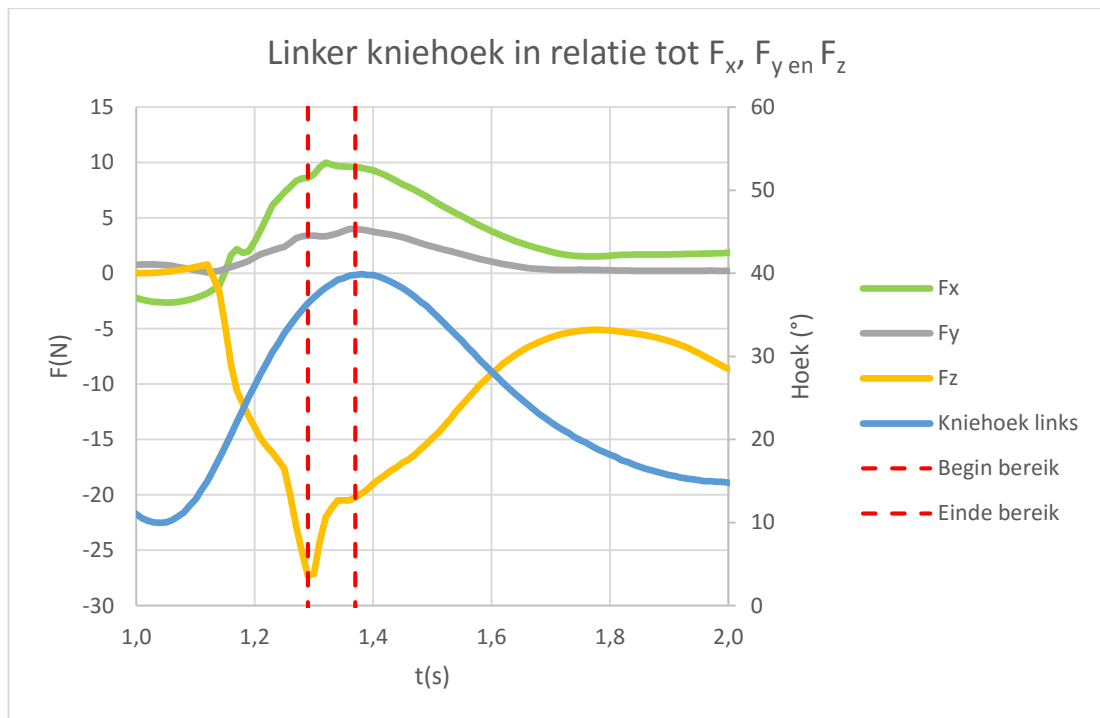
Gezien het belang van de samenhang tussen de hoogst gemeten krachten en de daarbij horende kniehoeken binnen dit onderzoek wordt daar in afbeelding 7 een nadere toelichting op gegeven.



Afb. 7: De rechter kniehoek in sagittaal vlak (flexie/extensie) kon worden afgelezen in de grafiek en werd gekoppeld aan de hoogst gemeten kracht in X-richting.

De uitkomsten van de LSI werden gebruikt om de samenhang met de resultaten van VMC te analyseren. De LSI werd berekend middels Vicon Nexus 2.1.1. door de verst gemeten afstand van het aangedane been te delen door de verst gemeten afstand van het niet-aangedane been en te vermenigvuldigen met honderd, waardoor de uitkomst percentueel werd uitgedrukt (aangedaan/niet-aangedaan x 100%)(44). Alle relevante data zijn middels Excel verwerkt in tabellen waarin de resultaten van de LSI, VMC, LKSS en de TAS werden beschreven.

Vanwege het feit dat de hoogst gemeten kracht van de verschillende assen (X,Y,Z-as) in de tijd varieerden, werd het bereik van de verschillende kniehoeken die overeenkwamen met de genoemde krachten, meegenomen in de analyse. Hetzelfde werd uitgevoerd voor de tijd waarop de kracht op de knie het hoogst was. Om de resultaten duidelijk te kunnen formuleren was er gekozen om het maximumverschil van het bereik bij de verschillende proefpersonen te beschrijven. Van zowel de kleinste als grootste kniehoek alsmede de snelste en langzaamste tijd, waarbij de kracht in het kniegewricht het hoogst was, werd het grootste verschil genomen tussen het geopereerde- en niet-geopereerde kniegewricht. In onderstaande afbeelding wordt geïllustreerd hoe het bereik in tijd en kniehoeken tot stand is gekomen. Onderstaande afbeelding had betrekking op de analyse van één sprong, echter waren alle data op eenzelfde manier geanalyseerd (afbeelding 8 en bijlage 9).



Afb. 8: Illustratie van de bepaling van het bereik m.b.t. de verschillende kniehoeken gemeten in de tijd bij de hoogst gemeten krachten in drie richtingen van het linker kniegewricht. De rode stippellijnen tonen het bereik waarin de hoogst gemeten krachten, voor de drie verschillende richtingen (F_x , F_y en F_z), zichtbaar werden.

Om de privacy te waarborgen van de deelnemers en bijbehorende resultaten uit de test, werden alle persoonsgegevens direct gewijzigd in een code waardoor de proefpersoon op geen enkele manier te herleiden was als deelnemer aan de meting. Deze code bestond uit de eerste letter van de voornaam, de eerste letter van de achternaam en de leeftijd vervolgd door de eerste letter van de woonplaats. Bijvoorbeeld Jan Janssen, 22 jaar uit Heerlen wordt: JJ22H. De sprongen werden vervolgens aangeduid met 1G, 2G en 3G, wat stond voor de sprongen met het geopereerde been. Vervolgens werden sprong 1NG, 2NG en 3NG gemaakt, welke stonden voor de sprongen met het niet-geopereerde been. Sprongen die niet volgens het protocol verliepen, werden niet meegenomen in de analyse.

3. Resultaten

De totale populatie voor dit onderzoek betrof drie vrouwelijke- en vier mannelijke proefpersonen welke allen geïncludeerd werden op basis van de inclusiecriteria. Door recidiverend VKB-letsel voorafgaand aan het onderzoek bij één mannelijke proefpersoon, kwam het totaal op $n = 6$. Van de proefpersonen welke eenieder zes sprongen hadden gemaakt, resulterend in zesendertig geanalyseerde sprongen, was één sprong niet bruikbaar en werd daarom niet meegenomen in de resultaten (bijlage 9, tabel 5). In de resultaten werd onderscheid gemaakt tussen de resulterende kracht in 3D (F_x , F_y en F_z) en de resulterende krachten in 2D (F_x en F_y) van het kniegewricht met bijbehorende kniehoeken en tijdspanne. Wanneer de resulterende kracht in 3D nader werd bekeken, viel op dat bij vijf van de zes proefpersonen deze resulterende kracht op het niet-geopereerde kniegewricht hoger bleek te zijn dan op het geopereerde kniegewricht met een spreiding van $-5,10\text{N}/-0,71\text{N}$. Voor één proefpersoon was het tegenovergestelde het geval, hier was de kracht op het geopereerde kniegewricht $5,71\text{N}$ hoger dan het niet-geopereerde kniegewricht.

Bij de zes proefpersonen werd een verschil gevonden tussen de kniehoek voor het geopereerde kniegewricht vergeleken met het niet-geopereerde kniegewricht; waarbij de spreiding tussen de verschillende kniehoeken een maximumverschil van 7° liet zien voor de kleinst gemeten kniehoeken tussen het geopereerde kniegewricht en niet-geopereerde kniegewricht. Voor de grootste kniehoeken betrof dit een maximumverschil van 10° (tabel 8 en bijlage 9). Het gemiddelde van het bereik van de kleinste kniehoek van het geopereerde kniegewricht was voor de resulterende kracht in 3D 28° en voor het niet-geopereerde kniegewricht 29° .

Het tijdsbestek waarin de hoogst gemeten resulterende kracht in 3D kon worden waargenomen, werd onderverdeeld in de kortste en langste tijd ná het initiële grondcontact. De snelste tijd van het initiële grondcontact was voor het geopereerde kniegewricht lager dan het niet-geopereerde kniegewricht met een maximumverschil van 10 milliseconden. Bij de langzaamste tijd konden verschillende resultaten worden genoteerd; voor het geopereerde kniegewricht vond het moment, waarop de kracht het hoogst gemeten werd, bij twee van de zes proefpersonen later plaats met een maximumverschil van 30 milliseconden. Bij de overige vier proefpersonen vond de hoogst gemeten kracht voor het niet-geopereerde kniegewricht later plaats met een maximumverschil van 60 milliseconden (tabel 8). Het viel op dat de hoogst gemeten

kracht van F_z bij alle sprongen van de zes proefpersonen eerder optrad in de tijd dan de hoogst gemeten krachten van F_x en F_y (bijlage 9).

Om de samenhang aan te kunnen tonen tussen de hoogst gemeten krachten, kniehoeken en de tijdspanne op het kniegewricht werd de vergelijking gemaakt met de LSI. De uitkomsten van de LSI lieten een spreiding zien van 87/133% (bijlage 10). Bij vier van de zes proefpersonen werd een score >100% genoteerd, hetgeen duidde op een groter gesprongen afstand met het geopereerde been dan het niet-geopereerde been. Als subjectief meetinstrument werd de LKSS afgenomen, welke een spreiding toonde van 89-99. Drie van de zes proefpersonen scoorden 'goed' volgens de test, terwijl de overige drie een 'uitstekende' score behaalden. Een score van >84 betekent dat de mate van kniestabiliteit als 'goed' wordt ervaren door de proefpersoon (37, 39, 40). De koppeling met het activiteitsniveau van de proefpersoon werd middels de TAS aangetoond. Vier van de zes proefpersonen hadden een score van >8, hetgeen duidde op competitief sporten. De overige twee proefpersonen hadden beide een score van 5, waaruit kon worden opgemaakt dat zware arbeid werd verricht of wekelijkse sportactiviteiten plaatsvonden (tabel 8) (37).

Naam	Gm F G (N)	Gm F NG (N)	ΔF_r (N)	Bereik G (°)	Bereik NG (°)	Bereik G (t)	Bereik NG (t)	LSI (%)	LKSS	TAS
BB19G	26,40	27,90	-1,50	[33,53]	[33,56]	[20,120]	[30,180]	87	89	5
FL18K	27,44	32,54	-5,10	[32,45]	[31,42]	[50,160]	[50,130]	101	89	8
PH20R	22,39	24,54	-2,15	[17,52]	[21,42]	[20,130]	[30,140]	117	89	5
RH16B	25,88	26,59	-0,71	[25,52]	[25,52]	[20,120]	[30,130]	104	94	9
ED19K	21,65	23,93	-2,28	[29,54]	[36,50]	[40,140]	[50,120]	133	95	9
DH17H	40,23	34,52	5,71	[31,57]	[29,55]	[30,120]	[40,130]	97	99	10

Tabel 8: Data van F_x , F_y en F_z (3D). Gm F G (N)= Gemiddelde kracht op het geopereerde kniegewricht in Newton. Gm F NG (N)= Gemiddelde kracht op het niet-geopereerde kniegewricht in Newton. ΔF_r = Delta resulterende kracht; Verschil tussen Gm F G (N) – Gm F NG (N). Bereik G (°)= De kleinst gemeten kniehoek en hoogst gemeten kniehoek van het geopereerde kniegewricht. Bereik NG (°)= De kleinst gemeten kniehoek en hoogst gemeten kniehoek van het niet-geopereerde kniegewricht. Bereik G (t)= De snelste en langzaamste tijd waarop de kracht het hoogst is van het geopereerde kniegewricht. Bereik NG (t)= De snelste en langzaamste tijd waarop de kracht het hoogst is van het niet-geopereerde kniegewricht. LSI (%)= Limb Symmetry Index in percentage. LKSS= Lysholm Knee Scoring Scale. TAS= Tegner Activity Score.

In 2D, waarin F_x en F_y centraal stonden, kon geconcludeerd worden dat er bij drie van de zes proefpersonen meer kracht op het niet-geopereerde kniegewricht ontstond met een spreiding van $-0,58\text{N}/-0,01\text{N}$. Bij de andere drie proefpersonen was de kracht op het geopereerde kniegewricht het grootst waarbij de spreiding $0,98\text{N}/1,53\text{N}$ was.

De kniehoek gaf verschillende uitkomsten tussen de proefpersonen weer. Bij vier van de zes was zowel de kleinste als grootste kniehoek van het geopereerde kniegewricht groter dan het niet-geopereerde kniegewricht. Voor één proefpersoon waren de uitkomsten tussen beide kniegewrichten gelijk. Eén proefpersoon liet het omgekeerde zien, waarbij de kniehoek van het niet-geopereerde kniegewricht groter was. De spreiding tussen de verschillende kniehoeken toonde een verschil van 11° voor de kleinst gemeten kniehoeken tussen het geopereerde kniegewricht en niet-geopereerde kniegewricht. Voor de grootste kniehoeken betrof dit een verschil van 10° (tabel 10 en bijlage 9). Het gemiddelde van het bereik van de kleinste kniehoek van het geopereerde kniegewricht was voor de kracht in 2D 45° en voor het niet-geopereerde kniegewricht 42° . Als wederom werd gekeken naar het tijdsbestek waarin de hoogst gemeten kracht plaatsvond voor de snelste tijd na het initiële grondcontact, kon geconstateerd worden dat bij de helft van de proefpersonen dit moment eerder bij het geopereerde kniegewricht plaatsvond dan bij het niet-geopereerde kniegewricht met een maximumverschil van 10 milliseconden. De overige drie proefpersonen bereikten dit moment met een maximumverschil van 90 milliseconden eerder bij het niet-geopereerde kniegewricht. Voor vijf proefpersonen gold dat de langzaamste tijd na het initiële grondcontact eerder te zien was voor het geopereerde kniegewricht met een maximumverschil van 60 milliseconden. Eén proefpersoon liet het omgekeerde zien met een maximumverschil van 20 milliseconden (tabel 10).

Naam	Gm F G (N)	Gm F NG (N)	ΔF_r (N)	Bereik G (°)	Bereik NG (°)	Bereik G (t)	Bereik NG (t)	LSI (%)	LKSS	TAS
BB19G	11,89	10,91	0,98	[46,53]	[53,56]	[100,120]	[110,180]	87	89	5
FL18K	9,81	9,82	-0,01	[42,45]	[37,42]	[160,110]	[70,130]	101	89	8
PH20R	9,82	8,4	1,42	[44,52]	[33,42]	[110,130]	[90,140]	117	89	5
RH16B	9,95	10,53	-0,58	[40,52]	[40,52]	[80,120]	[90,130]	104	94	9
ED19K	9,55	9,8	-0,25	[47,54]	[40,50]	[120,140]	[70,120]	133	95	9
DH17H	11,43	9,9	1,53	[52,57]	[49,55]	[100,120]	[110,130]	97	99	10

Tabel 10: Data van F_x en F_y , (2D). Gm F G (N)= Gemiddelde kracht op het geopereerde kniegewricht in Newton. Gm F NG (N)= Gemiddelde kracht op het niet-geopereerde kniegewricht in Newton. ΔF_r = Delta resulterende kracht; Verschil tussen Gm F G (N) – Gm F NG (N). Bereik G (°)= De kleinst gemeten kniehoek en hoogst gemeten kniehoek van het geopereerde kniegewricht. Bereik NG (°)= De kleinst gemeten kniehoek en hoogst gemeten kniehoek van het niet-geopereerde kniegewricht. Bereik G (t)= De snelste en langzaamste tijd waarop de kracht het hoogst is van het geopereerde kniegewricht. Bereik NG (t)= De snelste en langzaamste tijd waarop de kracht het hoogst is van het niet-geopereerde kniegewricht. LSI (%)= Limb Symmetry Index in percentage. LKSS= Lysholm Knee Scoring Scale. TAS= Tegner Activity Score.

4. Discussie

In dit hoofdstuk zal getracht worden de hoofdvraag te beantwoorden en worden eventuele beperkingen van de studie nader toegelicht. De hoofdvraag die beantwoord dient te worden, luidt als volgt:

Is er een verschil tussen het geopereerd- en het gezonde kniegewricht wat betreft de kracht op het kniegewricht vlak na het initiële grondcontact en de daarbij horende kniehoek tijdens het uitvoeren van de 'SLHFD' gemeten met Vicon Motion Capture, waarbij tevens de samenhang met de Limb Symmetry Index wordt bekeken, bij sporters met een VKB-reconstructie na fase 3 van het revalidatietraject tussen de 15 en 40 jaar.

Zoals bovenstaand in de resultaten beschreven zijn er verschillen gevonden in de krachten op het geopereerde- en niet-geopereerde kniegewricht tussen de resulterende krachten in 3D (F_x , F_y en F_z) én de resulterende krachten in 2D (F_x en F_y). De resulterende kracht in 3D was bij vijf van de zes proefpersonen op het niet-geopereerde kniegewricht hoger dan op het geopereerde kniegewricht, welke veroorzaakt werd door de invloed van F_z . Bij één proefpersoon daarentegen werd een hogere kracht op het geopereerde kniegewricht waargenomen, waarbij in acht werd genomen dat desbetreffende proefpersoon topsport bedreef. Er is echter geen duidelijke oorzaak voor dit fenomeen aan te wijzen, daar geen literatuur voorhanden was t.a.v. referentiewaardes en over de verschillen tussen de kracht op het geopereerde- en niet-geopereerde kniegewricht bij eerdere onderzoeken. De krachten op het kniegewricht in 2D lieten zien dat bij de helft van de proefpersonen een hogere kracht op het niet-geopereerde kniegewricht werd waargenomen. Bij de overige drie proefpersonen was een hogere kracht op het geopereerde kniegewricht gemeten. Een gegeven is echter dat bij twee van de vijf proefpersonen voor F_z een hogere kracht op het niet-geopereerde kniegewricht werd gemeten dan op het geopereerde kniegewricht, terwijl F_x en F_y een lagere kracht op het niet-geopereerde kniegewricht lieten zien. Als gevolg daarvan ziet men in 2D, dat bij drie proefpersonen een hogere kracht op het geopereerde kniegewricht ontstond. Desalniettemin kunnen geen conclusies worden getrokken over dit gegeven, daar de uitkomsten tussen de proefpersonen veel variëteiten lieten zien.

Er zijn verschillende risicobewegingen die mogelijk VKB-letsel veroorzaken. De literatuur gaf aan dat anterieure translatie, mogelijkerwijs veroorzaakt door axiale kracht, een van deze risicobewegingen betrof(28, 43). Daarnaast was het valgisieren tijdens de landing van een sprong eveneens een risicobeweging(13, 43). Een anterieure translatie gepaard gaande met valgisering of varisering werd ook genoemd in de literatuur(42). Tevens werd een combinatie van valgisering en exorotatie als risicobeweging omschreven(23). Aangezien er in de literatuur geen consensus bestond over de meest risicovolle beweging bij VKB-letsel, was er in dit onderzoek gekozen om de afzonderlijke richtingen niet los van elkaar te analyseren maar enkel en alleen als resulterende kracht in 3D en 2D.

Wanneer de kniehoeken nader werden bekeken, horende bij zowel de hoogst gemeten resulterende kracht in 3D als de resulterende kracht in 2D, kwam naar voren dat de verschillen tussen het geopereerde kniegewricht- en niet-geopereerde kniegewricht klein waren. Deze bedroegen respectievelijk 7°, 10°, 11° en 10°. Echter viel op dat het verschil tussen de kniehoeken bij de hoogst gemeten kracht in 3D en de kniehoeken in 2D groter waren. Het gemiddelde van het bereik van de kleinst gemeten kniehoek bedroeg 28° en 29° voor de resulterende kracht in 3D, terwijl voor de resulterende kracht in 2D dit 45° en 42° bedroeg. De rol van F_z bij de analyse van de kniehoeken toonde aan dat, bij alle sprongen van de zes proefpersonen, een kleinere kniehoek werd gemeten tijdens de hoogst gemeten kracht vergeleken met de kniehoeken van F_x en F_y . Aangezien het risico op VKB-letsel vergroot is wanneer een landing plaats vindt met minder dan 30 graden knieflexie kon verondersteld worden dat de resulterende kracht in 3D, met de bijdrage van F_z , meer overeenkwam met dit moment dan voor de kniehoeken in 2D het geval was(29, 30). Met dit als gegeven was besloten om de grootste kniehoeken niet mee te nemen in de analyse. Het verschil tussen het geopereerde- en niet-geopereerde kniegewricht toonde een summier verschil, wanneer gekeken werd naar de kleinste kniehoek. Dit verschil kan echter niet in relatie worden gebracht tot een groter risico op VKB-letsel.

Naast een kleinere kniehoek, is een landing binnen 17-70 milliseconden na het initiële grondcontact eveneens een risicofactor op VKB-letsel. De tijd na het initiële grondcontact gemeten van de resulterende kracht in 3D viel voor alle zes de proefpersonen (bij zowel het geopereerde als niet-geopereerde kniegewricht) binnen dit 'risicogebied'(3, 28). Deze constatering was te wijten aan het feit dat de hoogst

gemeten kracht van F_z in alle gevallen eerder optrad dan de krachten van F_x en F_y . De hoogst gemeten kracht in 2D daarentegen trad in alle gevallen pas na 70 milliseconden op. Bovendien werd bij de resulterende kracht in 3D een tijdsverschil gemeten, waarbij de hoogst gemeten kracht op het geopereerde kniegewricht bij alle proefpersonen maximaal 10 milliseconden eerder optrad dan op het niet-geopereerde kniegewricht. Uit deze constatering kon geconcludeerd worden dat het risicogebied aangaande de tijdspanne meer benaderd werd in 3D. Hoewel in de resultaten het tijdsverschil werd benoemd tussen het geopereerde- en niet-geopereerde kniegewricht over het laatste moment dat de hoogst gemeten kracht berekend werd, zal dit niet nader worden belicht gezien het feit dat het risico op VKB-letsel hiermee niet toeneemt. De resultaten voor de tijdspanne van de resulterende krachten in 2D vielen voor alle proefpersonen niet in het risicogebied en waren daarmee geen punt van discussie.

Een belangrijk resultaat binnen dit onderzoek toont aan dat de kniehoek en het moment in de tijd van F_z , gemeten middels VMC, een analogie vormt met de literatuur waarin bovenstaande aspecten als risicofactoren werden beschreven. Het lijkt dan ook zinvol om verder onderzoek te doen naar de rol van F_z bij letsel van de VKB.

Hoewel VKB-letsel vaker optreedt bij vrouwen, waren er in dit onderzoek wat betreft de kracht, kniehoek en tijdspanne op het kniegewricht geen bijzonderheden waarneembaar m.b.t. de verschillen in geslacht(3, 11, 12). Zoals de onderzoeksvraag beschrijft zal de samenhang tussen VMC en de LSI benaderd worden. De LSI welke een spreiding toonde van 87/133%, kon niet in verband worden gebracht met de resultaten uit VMC. De resultaten van de resulterende krachten in 3D op het kniegewricht alsmede de resulterende krachten in 2D op het kniegewricht toonden, als gevolg van de afwezigheid van beschikbare literatuur, geen eenduidig verband met de LSI. Opvallend was echter dat één proefpersoon, welke in tegenstelling tot de rest geen pivoterende sport beoefende (fitness), een score behaalde van 87% op de LSI. Deze score past bij de criteria 'return-to-play' voor niet-pivoterende sportbeoefenaars (>85%), maar voldoet niet aan de eis voor pivoterende sporten(3). De koppeling tussen de objectieve uitkomsten van VMC en de LSI konden worden vergeleken met de subjectieve uitkomsten van de LKSS en de TAS. Op de LKSS werd door alle proefpersonen 'goed/uitstekend' gescoord, hetgeen resulteerde in een

hoge mate van subjectieve kniestabiliteit. Deze positieve uitkomst kwam overeen met de LSI waarin ook hoge scores werden behaald met het geopereerde kniegewricht. Dit resultaat toonde aan dat op basis van de LSI (objectief) en de LKSS (subjectief), alle zes de proefpersonen een goede functie van het geopereerde kniegewricht ervoeren. De literatuur gaf aan dat de koppeling tussen beide meetinstrumenten gemaakt kon worden(41). De overeenkomstige resultaten uit beide meetinstrumenten in dit onderzoek bevestigen desbetreffende literatuur. Het vergelijk tussen de LKSS en de krachten op het kniegewricht was echter lastig te maken, daar er geen normwaardes zijn gevonden in de literatuur. Tevens waren de verschillen tussen het linker- en rechterkniegewricht en tussen de proefpersonen onderling miniem, hetgeen een uitspraak over deze constatering bemoeilijkt. Als aanvulling op de LKSS werd door afname van de TAS het activiteitsniveau van de proefpersoon op subjectieve wijze in kaart gebracht(37, 39, 40). Het activiteitsniveau werd vertaald naar het niveau waarop de proefpersoon zijn sport beoefend. Er werd een overeenkomst gevonden tussen de LKSS en de TAS. Deze uitkomsten lieten zien dat proefpersonen met een hogere TAS eveneens een hogere score op de LKSS toonde. Hieruit kon geconstateerd worden dat een hoger sportniveau gepaard ging met een mindere mate van ‘subjectieve’ knie instabiliteit. Voor de proefpersonen met een lagere score op de TAS en de LKSS gold logischerwijs het omgekeerde. Allen bovenstaande constatering die niet konden worden onderbouwd met literatuur, zullen met de in acht neming van het minimale aantal proefpersonen en ontbrekende literatuur, ‘voorzichtig’ moeten worden geïnterpreteerd.

Een belangrijke beperking in dit onderzoek was dat VMC niet inzichtelijk maakte hoe de lokalisatie van het aangrijpingspunt werd berekend in het kniegewricht voor de verschillende richtingen en bijbehorende krachten. Aangezien in craniale richting (F_z) het tibiaplateau met behulp van de menisci een verdeling van de krachten in het kniegewricht verzorgt, zorgt bovenstaand gegeven logischerwijs voor een varus/valgus vorming wanneer het aangrijpingspunt zich meer mediaal, dan wel lateraal bevindt(6, 45). Ook voor de bewegingen in 2D (F_x en F_y) is het aangrijpingspunt van belang om zodoende de rotatoire component te bepalen, welke eveneens een predisponerende factor is voor VKB-letsel(4, 46). Het kunnen vaststellen van de lokalisatie, van het aangrijpingspunt in het kniegewricht, zou van

waarde zijn zodat de risicobewegingen bij VKB-letsel gedetailleerder geanalyseerd kunnen worden.

Ook werd er verondersteld dat de krachten op het kniegewricht werden gecorrigeerd in kilogram lichaamsgewicht gezien de lage uitkomsten in Newton. Het was echter gissen of dit daadwerkelijk zo gebeurde, gezien de afscherming van de berekeningen in Polygon 4.1. Het belang van deze gecorrigeerde weergave is controversieel, vanwege het feit dat er enkel werd gekeken naar het verschil tussen beide kniegewrichten met dezelfde eenheden. Het feit dat de retroflectieve markers handmatig werden geplakt kon tot gevolg hebben dat abusievelijke fouten werden gemaakt waardoor de oorsprong van het kniegewricht mogelijk verkeerd berekend werd door Polygon 4.1. De krachten en kniehoeken konden hierdoor foutief worden weergegeven. Een andere beperking van VMC was dat de retroflectieve markers frequent wegvielen tijdens de opnames. Er moest daardoor extra werk worden verricht om alsnog bruikbare data te vergaren. Ondanks deze inspanningen was het voor één sprong van het niet-geopereerde kniegewricht niet mogelijk deze te gebruiken voor de resultaten, waardoor de noodzaak ontstond om de middelste sprong (o.b.v. de kracht) van het geopereerde kniegewricht eveneens niet mee te nemen in de resultaten (bijlage 9, tabel 5). Het wegvallen van de retroflectieve markers was te wijten aan het feit dat te weinig camera's in de ruimte aanwezig waren om alle retroflectieve markers in beeld te brengen. Ook werden de retroflectieve markers door de bewegingsspecifieke sprong aan het zicht onttrokken. Tevens was de mogelijke verschuiving van de retroflectieve markers op de huid tijdens bewegen een risico op verkeerde data welke zich als gevolg daarvan, voornamelijk zou manifesteren in de gemeten kniehoek in graden. Daarnaast werd de SLHFD geprotocolleerd om de markerzichtbaarheid te waarborgen tijdens het uitvoeren van de meting. Mede daardoor werd de SLHFD op eigen wijze geprotocolleerd welke de betrouwbaarheid van de test mogelijk aantastte(25, 26). Een aanbeveling ten aanzien van het MotionLab is dan ook de aanschaf van vier extra camera's, welke de praktische toepasbaarheid van de metingen in de toekomst ten goede komt.

Met betrekking tot de werving van proefpersonen heeft dit onderzoek veel moeilijkheden ondervonden. Er zijn verschillende zoekstrategieën toegepast om zoveel mogelijk proefpersonen te laten deelnemen aan het onderzoek. Waar voornamelijk het eigen netwerk werd aangesproken, bestaande uit: stageadressen, studenten, familie, vrienden en (toekomstige) collega fysiotherapeuten was de voornaamste bron van werving een orthopedisch (knie-)chirurg. Om het onderzoek zo volledig mogelijk in te kaderen waren er in eerste instantie strenge inclusiecriteria beschreven. Waar eerst getracht werd zuiver VKB-letsel te onderzoeken zonder bijkomende schade aan menisci en/of kraakbeen en proefpersonen welke eenzelfde operatietechniek en/of revalidatie hadden ondergaan, bleek na aanleiding van een gesprek met bovenstaande chirurg dat de haalbaarheid van een grote populatie proefpersonen op deze manier problematisch zou worden. Als gevolg daarvan werden de inclusiecriteria versoepeld waardoor een grote databank aan proefpersonen beschikbaar werd om te contacteren. Het bleek echter lastig te zijn om de gecontacteerde proefpersonen te laten deelnemen aan het onderzoek. Verschillende redenen lagen ten grondslag aan het afwijzen van deelname aan dit onderzoek, welke veelal gebaseerd waren op desinteresse en tijdgebrek. Uiteindelijk bleek dat de grootste beperking binnen dit onderzoek het aantal deelnemende proefpersonen was, waardoor uitspraken met enige voorzichtigheid moeten worden geïnterpreteerd. Om de uitkomsten van dit onderzoek te bevestigen/ontkrachten luidt de aanbeveling dit onderzoek op grotere schaal te laten plaatsvinden.

Daar er in de literatuur informatie voorhanden was wat betreft de risicobewegingen, kniehoeken en tijdspannen in relatie tot VKB-letsel, bleek er geen informatie disponibel over de krachten op het kniegewricht t.a.v. VKB-letsel. De aanbeveling luidt dan ook dat meer onderzoek moet worden gedaan naar de kracht op het kniegewricht in relatie tot VKB-letsel. Als gevolg van de afwezige literatuur i.c.m. de resultaten van dit onderzoek is het lastig om de fysiotherapeutische relevantie in kaart te brengen, waarbij de samenhang tussen de kracht het kniegewricht en VKB-letsel op de voorgrond staat.

Het antwoord op de onderzoeksvraag luidt dat geen duidelijk verschil aangetoond is middels VMC met betrekking tot de kracht op het kniegewricht tussen het geopereerde en niet-geopereerde kniegewricht, tijdens het uitvoeren van de SLHFD. De relatie tussen de kniehoeken en de hoogst gemeten krachten toonde eveneens geen duidelijke verschillen tussen het geopereerde en niet-geopereerde kniegewricht. Bovendien was er geen samenhang waarneembaar tussen de uitkomsten van VMC en de LSI.

5. Literatuurlijst

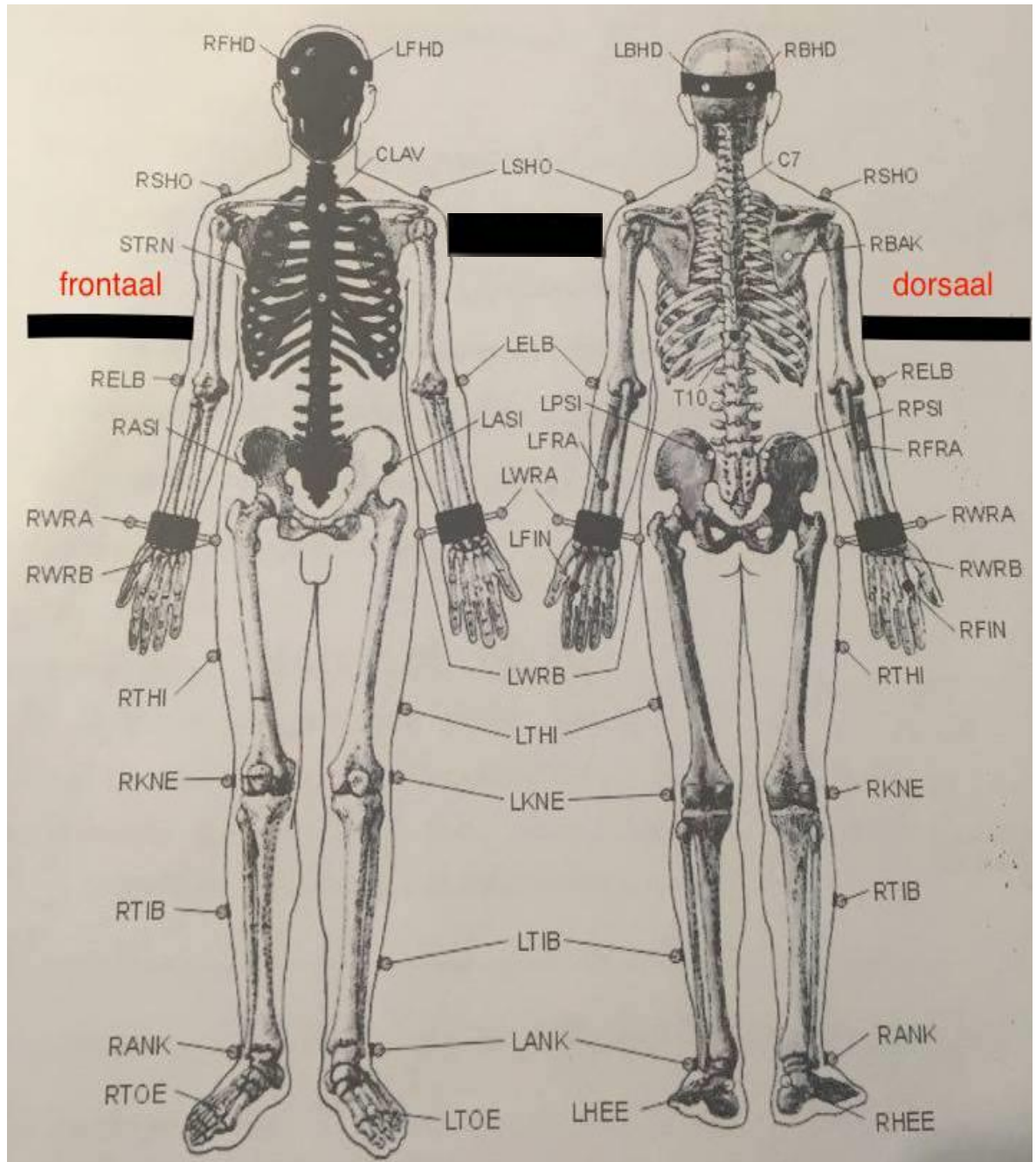
1. van Grinsven S, Holla CJM, et. al. 'Evidence based' nabehandeling van voorstekruisbandreconstructie. Nederlands Tijdschrift voor Orthopaedie. 2008;15(2):70.
2. Lohmander SL, Englund MP, Dahl LL, Roos EM. The Long-term Consequence of Anterior Cruciate Ligament and Meniscus Injuries. The American Journal of Sports Medicine. 2007;35(10):1756-69.
3. Engelen-van Melick N, Hullegie W, et. al. KNGF Evidence Statement. Revalidatie na voorste-kruisbandreconstructie. Amersfoort 2014. p. 5.
4. Egmond DL, Schuitemaker R. Extremiteten. Manuele therapie in enge en ruime zin. 11 ed. Houten: Bohn Stafleu van Loghum; 2014. p. 627-35.
5. Kapandji IA. Bewegingsleer. Deel 2 De onderste extremitet. 2. Houten: Bohn Stafleu Loghum; 2009. p. 135-45.
6. Verhaar JAN, van Mourik JBA. Orthopedie. Houten: Bohn Stafleu van Loghum; 2008.
7. Spindler KP, Wright RW. Anterior Cruciate Ligament Tear. The New England Journal of Medicine. 2008;359(20):2135-42.
8. Laible C, Sherman OH. Risk Factors and Prevention Strategies of Non-Contact Anterior Cruciate Ligament Injuries. Bulletin of the Hospital for Joint Diseases. 2014;72(1):70-5.
9. Cimino F, Volk BS, Setter D. Anterior Cruciate Ligament Injury: Diagnosis, Management, and Prevention. Am Fam Physician. 2010;82(8):917-22.
10. Van Cingel R, Hullegie W, et.al. Musculoskeletale aandoeningen in de sport. De knie. Amsterdam: Reed Business Education; 2012. p. 170.
11. Fouladi R. Sex Hormones and Neuromuscular Control System. Tehran, Iran: InTech; 2012. 263-76 p.
12. Slauterbeck JR, Fuzie SF, Smith MP, Clark RC, Xu TK, Starch DW, et al. The Menstrual Cycle, Sex Hormones, and Anterior Cruciate Ligament Injury. Journal of Athletic training. 2002;37(3):275-80.
13. Lin CF, Liu H, Gros MT, Weinhold P, Garrett WE, Yu B. Biomechanical risk factors of non-contact ACL injuries: A stochastic biomechanical modeling study. Journal of Sport and Health Science. 2012:36-42.
14. Frank CB, Jackson DW. Wat weten we over reconstructie van de voorste kruisband? 1998;17:253-7.
15. Button K, van Deursen R, Price P. Measurement of functional recovery in individuals with acute anterior cruciate ligament rupture. BR J Sports Med. 2005;39:866-71.
16. Anderson MJ, Browning WM, Urban CE, Kluczynski MA, Bisson LJ. A Systematic Summary of Systematic Reviews on the Topic of the Anterior Cruciate Ligament. The Orthopaedic Journal of Sports Medicine. 2016;4(3):1-23.
17. Janssen RPA, van der Wijk J, Fiedler A, Schmidt T, Sala HAGM, Scheffler SU. Remodelling of human hamstring autografts after anterior cruciate ligament reconstruction. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2011;19:1299-306.
18. Janssen RPA, Scheffler SU. Intra-articular remodelling of hamstring tendon grafts after anterior cruciate ligament reconstruction. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2013;22:2102-8.

19. Deehan DJ, Cawston TE. The biology of integration of the anterior cruciate ligament. *The Journal of Bone & Joint Surgery*. 2005;87-B(7):889-95.
20. Saris DBF, Diercks RL, al. e. Richtlijn Voorste kruisbandletsel. Nederlandse Orthopaedische Vereniging. 2011.
21. Mattacola CG, Perrin DH, Gansneder BM, Gieck JH, Saliba EN, McCue FC. Strength, Functional Outcome, and Postural Stability After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Journal of Athletic training*. 2002;37(3):262-8.
22. Hopper DM, Goh SC, Wentworth LA, Chan DYK, Chau JHW, Wootton GJ, et al. Test-retest reliability of knee rating scales and functional hop tests one year following anterior cruciate ligament reconstruction. *Physical Therapy in Sport*. 2002(3):10-8.
23. van Grinsven S, van Cingel REH, Holla CJM, van Loon CJM. Evidence-based rehabilitation following anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2010;1128-44.
24. Thomeé R, Kaplan Y, Kvist J, Myklebust G, Risberg MA, Theisen D, et al. Muscle strength and hop performance criteria prior to return to sports after ACL reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2011;19:1798-805.
25. Reid A, Birmingham TB, Stratford PW, Alcock GK, Giffin JR. Hop Testing Provides a Reliable and Valid Outcome Measure During Rehabilitation After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Journal of the American Physical Therapy Association* 2007;87(3):337-49.
26. Trigsted SM, Post EG, Bell DR. Landing mechanics during single hop for distance in females following anterior cruciate ligament reconstruction compared to healthy controls. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2015.
27. Skowronek A. Zijn de vier hoptesten een valide meetinstrument om de functionele beperkingen na een voorste kruisband reconstructie te bepalen? [Afstudeeropdracht]. Utrecht: Hogeschool Utrecht; 2012.
28. Dai B, Mao D, Garrett WE, Yu B. Anterior cruciate ligament injuries in soccer: Loading mechanisms, risk factors, and prevention programs. *Journal of Sport and Health Science*. 2014(3):299-306.
29. Hettler J, Myklebust G. Revision ACL Reconstruction. New York: Springer; 2014.
30. Bates NA, Nesbitt RJ, Shearn JT, Myer GD, Hewett TE. Relative Strain in the Anterior Cruciate Ligament and Medial Collateral Ligament During Simulated Jump landing and Sidestep Cutting Tasks: Implications for Injury Risk. *The American Journal of Sports Medicine*. 2015;43(9):2259-69.
31. Larsen JB, Farup J, Lind M, Dalgas U. Muscle strength and functional performance is markedly impaired at the recommended time point for sport return after anterior cruciate ligament reconstruction in recreational athletes. *Elsevier Human Movement Science*. 2014(39):73-87.
32. Gustavsson A, Neeter C, Thomeé P, Silbernagel KG, Augustsson J, Thomeé R, et al. A test Battery for evaluating hop performance in patients with an ACL injury and patients who have undergone ACL reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2006;14:778-88.
33. Von Porat A, Holström E, Roos E. Reliability and validity of videotaped functional performance tests in ACL-injured subjects. *Physiotherapy Research International*. 2008;13(2):119-30.
34. ProCare. Meetapparatuur voor professionals. Groningen 2014. p. 19.
35. Systems VM. Vicon Oxford, United Kingdom: Vicon Motion Systems. Available from: <http://www.vicon.com>.

36. McConkey MO, Bonasia DE, Amendola A. Pediatric anterior cruciate ligament reconstruction. *Curr Rev Musculoskelet Med.* 2011(4):37-44.
37. Collins NJ, Misra D, Felson DT, Crossley KM, Roos EM. Measures of Knee Function: International Knee Documentation Committee (IKDC) Subjective Knee Evaluation Form, Knee Injury and Osteoarthritis Outcome Score (KOOS), Knee Injury and Osteoarthritis Outcome Score Physical Function Short Form (KOOS-PS), Knee Outcome Survey Activities of Daily Living Scale (KOS-ADL), Lysholm Knee Scoring Scale, Oxford Knee Score (OKS), Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index (WOMAC), Activity Rating Scale (ARS), and Tegner Activity Score (TAS). *Arthritis Care Res (Hoboken).* 2011;1-43.
38. Open U. Routebeschrijving Heerlen 2015.
39. Johnson DS, Smith RB. Outcome measurement in the ACL deficient knee - what's the score? *The Knee* 2001;8(1):51-7.
40. Karla C, Kessel T, Swinkels R, van Engelen EISM, Jungen MJH. Lysholm Knee Scoring Scale Heerlen: Zuyd Hogeschool; 2014.
41. Ra HJ, Kim HS, Choi JY, Ha JK, Kim JY, Kim JG. Comparison of the ceiling effect in the Lysholm score and the IKDC subjective score for assessing functional outcome after ACL reconstruction. *The Knee.* 2014(21):906-10.
42. Yu B, Garrett WE. Mechanisms of non-contact ACL injuries. *Br J Sports Med.* 2007(41):47-51.
43. Boden BP, Sheehan FT, Torg JS, Hewett TE. Non-contact ACL Injuries: Mechanisms and Risk Factors. *J Am Acad Orthop Surg.* 2010;18(9):520-7.
44. Brotzman SB, Manske RC. Clinical Orthopaedic Rehabilitation: An evidence-based approach. 3, editor. Philadelphia: Elsevier Mosby; 2011.
45. Snijders CJ, Nordin M, Frankel VH. Biomechanica van het spier-skeletstelsel. 2004:591.
46. Shin CS, Chaudhari AM, Andriacchi TP. Valgus Plus Internal Rotation Moments Increase Anterior Cruciate Ligament Strain More Than Either Alone. *Medicine & Science in Sports & Exercise.* 2011;43(8):1484-91.

6. Bijlagen

Bijlage 1: Marker plaatsing



Bijlage 2: Proefpersoneninformatieformulier

Wie zijn wij?

Wij zijn Josh Hermans en Dave Velraeds, vierde jaars studenten fysiotherapie aan de Zuyd Hogeschool te Heerlen. Middels het MotionLab willen wij de krachten op het kniegewricht vergelijken tussen het geopereerde-en niet-geopereerde kniegewricht.

Wat is het MotionLab?

In het MotionLab worden bewegingen driedimensionaal geanalyseerd waardoor men mogelijk een uitspraak kan doen over de kracht op het kniegewricht tijdens het initiële grondcontact. Het is een ruimte met daarin meerderde sensoren/camera's die alle bewegingen vastleggen.

Wat wordt er van u verwacht?

Wij hopen dat u op tijd aanwezig zult zijn op de afgesproken datum en tijdstip. Tijdens het afnemen van het onderzoek wordt er van u gevraagd een of meerdere horizontale vertesprongen te maken. U zult plakkers op het lichaam krijgen, maar u zult hiervan geen enkele hinder ondervinden. Het gehele onderzoek duurt ca.1,5 uur. Dit is uiteraard inclusief uitleg etc.

Wat gebeurt er met uw onderzoeksgegevens?

De resultaten van het onderzoek zullen worden gebruikt voor de analyse van deze data. Echter zullen uw persoonsgegevens direct worden gewijzigd in een code daardoor bent u op geen enkele manier te herleiden als proefpersoon aan deze test en wordt uw privacy gewaarborgd. Bv. Jan Janssen wordt Persoon105caa.

Wat moet u meenemen?

Wij vragen u vriendelijk strakke kleding (runningbroek/legging/topje/sport BH) te dragen aangezien anders de plakkers mogelijk niet goed blijven zitten. U krijgt anti-slip sokken van ons waarmee de sprong gemaakt dient te worden. Vergeet a.u.b. niet het informed consent formulier mee te nemen. Als u deze niet bij u heeft kan het onderzoek helaas niet plaatsvinden.

Onkostenvergoeding?

Reiskosten zullen uiteraard worden vergoed. Graag in bijgaand ‘proefpersoon gegevens formulier’ aangeven met welk vervoersmiddel u reist en een indicatie van de te maken reiskosten. Het bedrag zal worden overgemaakt op het IBAN nummer dat u heeft genoteerd op het ‘proefpersoon gegevens formulier’. Graag bieden wij u een presentje aan als dank voor uw tijd en moeite.

Bijlage 3: Routebeschrijving & contact

Per openbaar vervoer

Vanaf het busstation vertrekken meerdere bussen per uur in de richting van de Valkenburgerweg. Uitstappen bij de halte Hogeschool Zuyd aan de weg Nieuw Eyckholt.

Per auto

Vanuit noordelijke richting (Eindhoven) Via A76/A79

- Houd rechts aan bij het Knooppunt Kerensheide en volg de borden E314/A76 richting Heerlen/Aachen
- Ga bij Knooppunt Ten Esschen rechtdoor richting Keulen/Aken/Kerkrade (en ga **niet** rechtsaf richting Heerlen N281)
- Ga bij Knooppunt Kunderberg rechtsaf naar A79 richting Voerendaal/Valkenburg/Maastricht
- Neem op de A79 meteen afrit 6 richting Voerendaal.
- Ga aan het einde van de afrit rechtsaf
- Neem op de rotonde de eerste afslag (rechtsaf).
- Neem op de volgende rotonde de tweede afslag, aan uw linker kant ligt vervolgens Zuyd Hogeschool.
- Sla na +/- 100 meter linksaf en aan het einde van de straat wederom linksaf. Hier is de parkeerplaats waar u kunt parkeren.

Vanuit westelijke richting (Maastricht) Via A2/A79

- Volg de borden A2/E25 richting Eindhoven
- Ga na ongeveer 1,5 km rechtsaf naar A79 richting Heerlen
- Houd de rechterrijstrook aan naar A79 richting Heerlen
- Neem bij Knooppunt Kunderberg afslag naar A76 richting Heerlen-Centrum
- Houd op de afslag de linkerrijstrook aan en neem afrit 7 richting Heerlen-Centrum.
- Ga aan het eind van de afrit linksaf richting Centrum/Brunssum (John F. Kennedylaan)
- Neem op de rotonde de eerste afslag, aan uw linker kant ligt vervolgens Zuyd Hogeschool.

- Sla na +/- 100 meter linksaf en aan het einde van de straat wederom linksaf.
Hier is de parkeerplaats waar u kunt parkeren.

Vanuit zuidelijke richting (Aken) Via A4/A79

- Volg de borden A76/E314 Heerlen
- Neem bij Knooppunt Kunderberg de afrit naar A79 richting Maastricht/Valkenburg/Voerendaal
- Neem op de A79 meteen afrit 6 richting Voerendaal
- Ga aan het einde van de afrit rechtsaf
- Neem op de rotonde de eerste afslag (rechtsaf). Neem op de volgende rotonde de tweede afslag, aan uw linker kant ligt vervolgens Zuyd Hogeschool.
- Sla na +/- 100 meter linksaf en aan het einde van de straat wederom linksaf.
Hier is de parkeerplaats waar u kunt parkeren.



Bijlage 4: Proefpersoon gegevens

Naam:.....

Adres:.....

Leeftijd:.....

Studie:.....

Werk/bijbaan:.....

Sport:.....

Niveau (topsport/prestatief/recreatief/anders nl.).....

Fysiotherapie praktijk:.....

Aantal revalidatie trainingen per week:

Operatie datum:.....

Geopereerde knie: Links/Rechts (graag omcirkelen welke van toepassing is)

Blessurevrij: Ja/Nee. Zo ja, welke blessure?.....

Overige informatie:

.....

.....

.....

.....

Vervoermiddel:.....

Te verwachten reiskosten:.....

IBAN nummer:.....

Ten name van:.....

Bijlage 5: Informed Consent formulier

Geachte heer/mevrouw,

In het kader van het afstuderen aan de opleiding Fysiotherapie, doen wij onderzoek naar de kracht op het kniegewricht na een voorste kruisband reconstructie middels driedimensionale beelden van het kniegewricht.

Wat gaan we precies doen?

Voor het onderzoek zult u een aantal 'reflectoren' op het lichaam geplakt krijgen die doormiddel van camera's in beeld kunnen worden gebracht en daardoor de kracht op het kniegewricht kunnen meten. Tijdens de test zal u gevraagd worden een sprong te maken op één been. Deze test wordt vaak toegepast aan het einde van een revalidatietraject na een voorste kruisband reconstructie. De resultaten van het onderzoek zullen worden gebruikt voor de analyse van deze data. Echter zullen uw persoonsgegevens direct worden gewijzigd in een code daardoor bent u op geen enkele manier te herleiden tot het deelnemen aan de test. Wanneer u niet meer wenst mee te doen, hebt u het recht op ieder gewenst moment te stoppen met deelname aan het onderzoek. Het onderzoek is op eigen risico, de Zuyd Hogeschool kan op geen enkele manier aansprakelijk worden gesteld.

Bij voorbaat dank voor uw medewerking.

Scriptiebegeleider: Dennis Odekerken MSc

Afstudeerders: Dave Velraeds & Josh Hermans

Ik ga akkoord en werk volledig mee aan dit onderzoek,

Datum:.....

Naam:.....

Plaats:.....

Handtekening:.....

Bijlage 6: Lysholm Knee Scoring Scale

Lysholm-score

J. Lysholm, 1982

Naam:	Geb. dat.:
Datum:	

Patiënteninstructie:

Met deze vragenlijst wordt in kaart gebracht wat uw mate van knie-instabiliteit is. Wij willen u verzoeken bij alle items de score aan te geven dat het meest uw situatie weergeeft.

Wanneer u één of meerdere van de beschreven items eigenlijk nooit uitvoert, beeld u zich dan in hoeveel moeite het u zou kosten wanneer u de activiteit op dit moment zou moeten uitvoeren.

Instabiliteit		Score
- nooit	25	
- soms bij sport	20	
- vaak bij sport	15	
- soms bij ADL	10	
- vaak bij ADL	5	_____
- elke stap	0	

zwelling		
- nooit	10	
- na zware belasting	6	
- in ADL	2	_____
- altijd	0	

mank lopen		
- nooit	5	
- soms	3	_____
- altijd	0	

slotverschijnselen		
- nooit	15	
- klikken	10	
- soms	6	
- vaak	2	_____
- blokkade tijdens onderzoek	0	

pijn

- | | | |
|----------------------------|----|-------|
| - nooit | 25 | |
| - soms bij zware belasting | 20 | |
| - vaak bij zware belasting | 15 | |
| - bij flinke wandeling | 10 | |
| - bij wandeling < 2 km | 5 | _____ |
| - altijd | 0 | |

traplopen

- | | | |
|------------------|----|-------|
| - geen problemen | 10 | |
| - licht beperkt | 6 | |
| - tree voor tree | 2 | _____ |
| - moeizaam | 0 | |

steun

- | | | |
|---------------------|---|-------|
| - geen stok of kruk | 5 | |
| - soms | 3 | _____ |
| - altijd | 0 | |

hurken

- | | | |
|-----------------|---|-------|
| - geen probleem | 5 | |
| - licht beperkt | 4 | |
| - < 90° | 2 | _____ |
| - onmogelijk | 0 | |

90-100 = uitstekend

84-90 = goed

65-83 = redelijk

< 65 = slecht

Totaalscore _____

Bijlage 7: Tegner Activity Score

Tegner-score

Tegner Y, Lysholm J (1985)

Wat kan/doet de patiënt?	Punten	Specificatie	
Zeer competitief sporten, dagelijks trainingsschema	10	Nationaal, internationaal voetbal	
Competitief sporten	9 en 8	9: Competitief sporten	Voetbal (lagere divisies), ijshockey, worstelen, turnen
		8: Competitief sporten	Hockey, squash, badminton, atletiek, alpineskiën
Sporten, 2-5x per week	7 en 6	7: Competitief	Tennis, atletiek (lopen), motorcross, handball, basketball
		7: Recreatief	Voetbal, ijshockey, hockey, squash, atletiek, cross-country
		6: recreatief	Tennis, badminton, handball, basketball, alpineskiën, joggen (minstens 5x/week)
Zware arbeid verrichten of wekelijks sporten	5	Werk Competitieve sporten Recreatieve sporten	Bouw, bosbouw Fietsen, off-piste skiën Joggen op oneffen terrein (minstens 2x/week)
Gemiddeld zware arbeid verrichten	4	Werk Recreatieve sporten	Vrachtwagenchauffeur, huishoudelijk werk Fietsen, joggen op vlak terrein minstens 2x/week
Licht werk verrichten, de hele dag staand	3	Werk Sporten	Verzorgend Zwemmen, lopen in het bos
Licht werk verrichten met af en toe lopen	2	Werk Sporten	Licht Lopen op oneffen terrein mogelijk maar lopen in het bos niet mogelijk
Zittend werk verrichten	1	Werk Sporten	Zittend. Lopen op vlak terrein, maar lopen in het bos niet mogelijk.
Niet in staat te werken vanwege knieproblemen	0	Ziekteverzuim en beperkingen	

Bijlage 8: Tabel antropometrische data

Code proefpersoon	Geslacht	Aangedane knie	Gewicht (kg)	Lengte (cm)	Beenlengte li (cm)	Kniebreedte li (cm)	Enkelbreedte li (cm)	Elleboogbreedte li (cm)	Polsbreedte li (cm)	Handdikte li (cm)	Beenlengte re (cm)	Kniebreedte re (cm)	Enkelbreedte re (cm)	Elleboogbreedte re (cm)	Polsbreedte re (cm)	Handdikte re (cm)
BB19G	Vrouw	Links	62	173	79.0	8.8	5.5	7.6	5.8	2.5	80.5	8.8	5.7	7.8	5.7	2.5
FL18K	Vrouw	Rechts	46	163	76.0	8.1	5.8	7.3	5.0	2.5	77.0	8.1	5.8	7.3	5.0	2.6
PH20R	Vrouw	Links	67	168	82.5	9.3	6.4	8.1	5.2	2.6	81.5	9.5	6.4	8.0	5.2	2.6
ED19K	Man	Links	90	179	84.0	9.9	7.0	8.8	6.1	3.1	83.0	9.9	7.1	8.9	6.1	3.1
RH16B	Man	Rechts	100	183.5	89.0	10.2	6.6	9.7	6.5	3.5	88.0	10.2	6.7	10.0	6.7	3.5
DH18H	Man	Links	72	195	97.0	10.3	8.0	8.6	6.1	3.0	96.0	10.3	7.8	9.0	6.0	3.1

Tabel 1: Antropometrische data van de proefpersonen. kg= Kilogram. cm= centimeter. li.= links. re.= rechts.

Bijlage 9: Tabel data proefpersonen

Naam	F_x (N)	Tijd (ms)	Kniehoek (°)	F_y (N)	Tijd (ms)	Kniehoek (°)	F_z (N)	Tijd (ms)	Kniehoek (°)	IGC (s)
BB19GG2	11,10	120	53	3,47	120	52	-24,00	30	34	1,01
BB19GG3	11,30	110	48	3,96	110	48	-24,10	40	36	1,40
BB19GG4	11,20	100	46	4,53	100	46	-22,60	20	33	0,93
BB19GNG1	10,90	110	54	-2,47	180	56	-25,60	50	38	1,16
BB19GNG2	9,88	110	53	-2,12	140	54	-28,90	30	33	0,83
BB19GNG4	11,00	110	53	-3,21	130	54	-22,40	40	33	0,56

Tabel 2: Verkregen data van één proefpersoon. De kracht, tijd, kniehoek en het initiële grondcontact worden beschreven. F_x (N)= kracht in ventrale richting, gemeten in Newton. Tijd (ms)= Het aantal milliseconden dat de hoogste kracht van F_x gemeten werd. Kniehoek (°)= De gemeten kniehoek van F_x tijdens de hoogst gemeten kracht. F_y (N)= kracht in zijwaartse richting, gemeten in Newton. Tijd (ms)= Het aantal milliseconden dat de hoogste kracht van F_y gemeten werd. Kniehoek (°)= De gemeten kniehoek van F_y tijdens de hoogst gemeten kracht. F_z (N)= kracht in craniale richting, gemeten in Newton. Tijd (ms)= Het aantal milliseconden dat de hoogste kracht van F_z gemeten werd. Kniehoek (°)= De gemeten kniehoek van F_z tijdens de hoogst gemeten kracht. IGC (s)= De tijd waarop het initiële grondcontact plaatsvond op de krachtenplaat.

Naam	F_x (N)	Tijd (ms)	Kniehoek (°)	F_y (N)	Tijd (ms)	Kniehoek (°)	F_z (N)	Tijd (ms)	Kniehoek (°)	IGC (s)
FL18KG1	9,29	120	42	-1,22	160	42	-21,20	80	38	1,76
FL18KG2	9,84	110	45	-2,12	130	45	-26,10	60	37	1,64
FL18KG4	9,90	110	42	-1,47	120	42	-29,50	50	32	2,52
FL18KNG1	9,11	120	41	4,06	120	41	-28,40	50	31	1,97
FL18KNG2	8,23	70	37	2,89	130	42	-36,00	50	32	1,87
FL18KNG3	10,00	90	38	4,00	110	40	-28,50	80	37	0,51

Tabel 3: Verkregen data van één proefpersoon. De kracht, tijd, kniehoek en het initiële grondcontact worden beschreven. F_x (N)= kracht in ventrale richting, gemeten in Newton. Tijd (ms)= Het aantal milliseconden dat de hoogste kracht van F_x gemeten werd. Kniehoek (°)= De gemeten kniehoek van F_x tijdens de hoogst gemeten kracht. F_y (N)= kracht in zijwaartse richting, gemeten in Newton. Tijd (ms)= Het aantal milliseconden dat de hoogste kracht van F_y gemeten werd. Kniehoek (°)= De gemeten kniehoek van F_y tijdens de hoogst gemeten kracht. F_z (N)= kracht in craniale richting, gemeten in Newton. Tijd (ms)= Het aantal milliseconden dat de hoogste kracht van F_z gemeten werd. Kniehoek (°)= De gemeten kniehoek van F_z tijdens de hoogst gemeten kracht. IGC (s)= De tijd waarop het initiële grondcontact plaatsvond op de krachtenplaat.

Naam	F_x (N)	Tijd (ms)	Kniehoek (°)	F_y (N)	Tijd (ms)	Kniehoek (°)	F_z (N)	Tijd (ms)	Kniehoek (°)	IGC (s)
PH20RG1	7,71	130	52	5,24	120	51	-20,20	20	24	1,31
PH20RG2	10,10	110	44	6,89	110	44	-19,40	80	17	1,83
PH20RG3	6,67	110	47	4,27	130	50	-20,50	30	24	1,85
PH20RNG1	7,48	90	33	-3,94	110	33	-21,00	80	33	0,45
PH20RNG2	7,65	120	41	-2,44	120	42	-26,30	30	21	0,98
PH20RNG3	8,39	140	37	-2,37	130	37	-21,80	50	22	1,07

Tabel 4: Verkregen data van één proefpersoon. De kracht, tijd, kniehoek en het initiële grondcontact worden beschreven. F_x (N)= kracht in ventrale richting, gemeten in Newton. Tijd (ms)= Het aantal milliseconden dat de hoogste kracht van F_x gemeten werd. Kniehoek (°)= De gemeten kniehoek van F_x tijdens de hoogst gemeten kracht. F_y (N)= kracht in zijwaartse richting, gemeten in Newton. Tijd (ms)= Het aantal milliseconden dat de hoogste kracht van F_y gemeten werd. Kniehoek (°)= De gemeten kniehoek van F_y tijdens de hoogst gemeten kracht. F_z (N)= kracht in craniale richting, gemeten in Newton. Tijd (ms)= Het aantal milliseconden dat de hoogste kracht van F_z gemeten werd. Kniehoek (°)= De gemeten kniehoek van F_z tijdens de hoogst gemeten kracht. IGC (s)= De tijd waarop het initiële grondcontact plaatsvond op de krachtenplaat.

Naam	F_x (N)	Tijd (ms)	Kniehoek (°)	F_y (N)	Tijd (ms)	Kniehoek (°)	F_z (N)	Tijd (ms)	Kniehoek (°)	IGC (s)
RH16BG1	7,77	80	40	-5,62	110	43	-26,50	30	25	1,93
RH16BG3	8,29	120	49	-5,64	120	49	-24,30	30	27	1,12
RH16BG4	8,37	120	52	-5,91	110	52	-20,80	20	28	1,58
RH16BNG1	0,00	0	0	0,00	0	0	0,00	0	0	0,00
RH16BNG2	6,25	130	52	8,05	130	51	-26,10	30	25	1,82
RH16BNG3	7,02	90	40	8,31	110	41	-22,70	80	37	1,46

Tabel 5: Verkregen data van één proefpersoon. De kracht, tijd, kniehoek en het initiële grondcontact worden beschreven. F_x (N)= kracht in ventrale richting, gemeten in Newton. Tijd (ms)= Het aantal milliseconden dat de hoogste kracht van F_x gemeten werd. Kniehoek (°)= De gemeten kniehoek van F_x tijdens de hoogst gemeten kracht. F_y (N)= kracht in zijwaartse richting, gemeten in Newton. Tijd (ms)= Het aantal milliseconden dat de hoogste kracht van F_y gemeten werd. Kniehoek (°)= De gemeten kniehoek van F_y tijdens de hoogst gemeten kracht. F_z (N)= kracht in craniale richting, gemeten in Newton. Tijd (ms)= Het aantal milliseconden dat de hoogste kracht van F_z gemeten werd. Kniehoek (°)= De gemeten kniehoek van F_z tijdens de hoogst gemeten kracht. IGC (s)= De tijd waarop het initiële grondcontact plaatsvond op de krachtenplaat.

Naam	F_x (N)	Tijd (ms)	Kniehoek (°)	F_y (N)	Tijd (ms)	Kniehoek (°)	F_z (N)	Tijd (ms)	Kniehoek (°)	IGC (s)
ED19KG1	8,67	120	47	4,29	120	47	-19,30	50	32	2,52
ED19KG2	8,61	130	53	4,05	140	53	-17,87	40	29	1,06
ED19KG3	8,28	130	54	4,61	130	54	-21,10	40	32	2,05
ED19KNG2	9,04	70	40	-4,90	120	47	-23,20	50	36	0,73
ED19KNG3	8,00	80	42	-4,93	120	50	-21,40	60	37	0,41
ED19KNG4	8,32	120	50	-5,04	110	49	-20,90	70	41	0,95

Tabel 6: Verkregen data van één proefpersoon. De kracht, tijd, kniehoek en het initiële grondcontact worden beschreven. F_x (N)= kracht in ventrale richting, gemeten in Newton. Tijd (ms)= Het aantal milliseconden dat de hoogste kracht van F_x gemeten werd. Kniehoek (°)= De gemeten kniehoek van F_x tijdens de hoogst gemeten kracht. F_y (N)= kracht in zijwaartse richting, gemeten in Newton. Tijd (ms)= Het aantal milliseconden dat de hoogste kracht van F_y gemeten werd. Kniehoek (°)= De gemeten kniehoek van F_y tijdens de hoogst gemeten kracht. F_z (N)= kracht in craniale richting, gemeten in Newton. Tijd (ms)= Het aantal milliseconden dat de hoogste kracht van F_z gemeten werd. Kniehoek (°)= De gemeten kniehoek van F_z tijdens de hoogst gemeten kracht. IGC (s)= De tijd waarop het initiële grondcontact plaatsvond op de krachtenplaat.

Naam	F_x (N)	Tijd (ms)	Kniehoek (°)	F_y (N)	Tijd (ms)	Kniehoek (°)	F_z (N)	Tijd (ms)	Kniehoek (°)	IGC (s)
DH17HG1	8,04	100	55	8,07	110	56	-40,10	30	31	0,86
DH17HG2	8,63	100	52	7,13	110	55	-38,10	40	33	1,27
DH17HG3	9,08	100	55	7,43	120	57	-37,50	40	39	0,60
DH17HNG1	8,02	110	53	-6,25	120	55	-34,50	40	29	1,63
DH17HNG2	7,25	120	53	-6,10	110	52	-30,20	40	32	0,86
DH17HNG4	7,19	130	49	-7,07	120	49	-34,50	40	28	1,33

Tabel 7: Verkregen data van één proefpersoon. De kracht, tijd, kniehoek en het initiële grondcontact worden beschreven. F_x (N)= kracht in ventrale richting, gemeten in Newton. Tijd (ms)= Het aantal milliseconden dat de hoogste kracht van F_x gemeten werd. Kniehoek (°)= De gemeten kniehoek van F_x tijdens de hoogst gemeten kracht. F_y (N)= kracht in zijwaartse richting, gemeten in Newton. Tijd (ms)= Het aantal milliseconden dat de hoogste kracht van F_y gemeten werd. Kniehoek (°)= De gemeten kniehoek van F_y tijdens de hoogst gemeten kracht. F_z (N)= kracht in craniale richting, gemeten in Newton. Tijd (ms)= Het aantal milliseconden dat de hoogste kracht van F_z gemeten werd. Kniehoek (°)= De gemeten kniehoek van F_z tijdens de hoogst gemeten kracht. IGC (s)= De tijd waarop het initiële grondcontact plaatsvond op de krachtenplaat.

Bijlage 10: Tabel LSI berekening

Naam	G1 (cm)	G2 (cm)	G3 (cm)	NG1 (cm)	NG2 (cm)	NG3 (cm)	LSI (%)
BB19G	67	66	66	73	77	66	87
FL18K	72	75	72	73	57	74	101
PH20R	68	65	76	57	65	60	117
RH16B	91	97	95	81	93	83	104
ED19K	55	69	66	47	52	48	133
DH17H	103	102	103	106	104	106	97

Tabel 9.: De gesprongen afstanden met het geopereerde- en niet-geopereerde been, berekend naar een percentage. G1 (cm)= 1^e sprong met het geopereerde been in centimeters. G2 (cm)= 2^e sprong met het geopereerde been in centimeters. G3 (cm)= 3^e sprong met het geopereerde been in centimeters. NG1 (cm)= 1^e sprong met het niet-geopereerde been in centimeters. NG2 (cm)= 2^e sprong met het niet-geopereerde been in centimeters. NG3 (cm)= 3^e sprong met het niet-geopereerde been in centimeters. LSI (%)= Limb Symmetry Index in percentage.