

Markerless motion capture binnen de bewegingsanalyse

Een validatie van de kinematische resultaten van de onderste extremiteiten uit OpenCap



Student: Steven Bruijn
Datum: 14-06-2023
Opleiding: Mens & Techniek |
Bewegingstechnologie

Docentbegeleider: Aad Lagerberg
1e examiner: Aad Lagerberg
2e examiner: Herre Faber

THE HAGUE
UNIVERSITY OF
APPLIED SCIENCES



Samenvatting

Aanleiding

Motion capture is een waardevol meetinstrument binnen de bewegingsanalyse. Markerless motion capture is een betaalbare variant van motion capture die de laatste jaren veel ontwikkeld is. Dit type motion capture bespaart onderzoekers veel tijd in de voorbereiding en dataverwerking en kan soms zelfs onderzoekers geheel overbodig maken. OpenCap is een voorbeeld van een markerless motion capture meetsysteem. In dit onderzoek is de kinematica van de onderste extremiteiten uit OpenCap gevalideerd voor toepassing binnen het onderwijs van de opleiding Mens & Techniek | Bewegingstechnologie.

Methode

Tien proefpersonen hebben elk drie activiteiten (gaan, hardlopen en golfswings) uitgevoerd terwijl zij gefilmd werden door OpenCap en door de gouden standaard, OptiTrack. De kinematica van de onderste extremiteiten is geanalyseerd voor alle drie de activiteiten. Doormiddel van visualisaties en onderbouwd door de RMSD, ICC en Pearson's correlatiecoëfficiënt is een uitspraak gedaan over de validiteit van OpenCap voor deze toepassingen.

Resultaten

De kinematica van OpenCap in de frontale as (flexie/extensie) voor de knie en enkel vertoont goede tot excellente overeenkomst ($ICC_{knie} = 0.922$ | $ICC_{enkel} = 0.865$). De kinematica in de heup toont voor flexie/extensie matige overeenkomst ($ICC = 0.721$), dit komt vooral door een systematisch verschil en niet zo zeer door de samenhang tussen de twee systemen ($r = 0.872$).

De exo-/endorotatie en ab-/adductie in de heup vertonen beide slechte overeenkomsten met ICC-waarden tussen de 0.119 en 0.231. Tot slot is de ruimtelijke rotatie van het bekken geanalyseerd, deze vertoont excellente resultaten ($ICC = 0.948$).

Conclusie

OpenCap kan binnen het onderwijs van Bewegingstechnologie een goede toevoeging zijn als innovatieve methode om bewegingen te registreren. De kinematica van het kniegewricht, enkelgewricht en het bekken zijn zo goed als foutloos en kunnen zonder problemen gebruikt worden binnen het onderwijs. Voor de flexie/extensie in de heup geldt dat de resultaten goed zijn, maar wel een systematisch verschil laten zien. Het gebruik hiervan moet daarom gepaard gaan met een waarschuwing voor een mogelijke systematische fout. De exo-/endorotatie en ab-/adductie in de heup zijn momenteel onbruikbare wegens de slechte resultaten.

Aanbevelingen

Verder onderzoek is nodig om de exo-/endorotatie en ab-/adductie beter te onderzoeken. Daarnaast moet het effect van de cameraopstelling van OpenCap beter in beeld gebracht worden. OpenCap kan binnen het onderwijs goed gebruikt worden voor het verkrijgen van kinematica. Het advies is wel om de studenten deze kinematica te laten exporteren. Zo kunnen zij er zelf mee aan de slag gaan, in plaats van dat zij het dashboard van OpenCap gebruiken.

Inhoudsopgave

Samenvatting	2
Inhoudsopgave	3
Inleiding.....	4
Methode	7
Uitkomstmaten.....	7
Definiëring van de hoeken	7
Gouden standaard & cameraopstelling	8
Dataverwerking	8
Schreden/slagen isoleren.....	9
Valideren van de uitkomsten	9
Kwalitatieve analyse.....	9
Kwantitatieve analyse	10
Resultaten	11
Gaan	11
Hardlopen.....	13
Golfswings	15
Discussie	16
Interpretatie van de resultaten	16
Het kniegewricht.....	16
Heup flexie/extensie	16
Het enkelgewricht.....	17
Bekkenrotatie.....	18
Vergelijking met literatuur	18
Beperkingen.....	19
Betrouwbaarheid & systematisch verschil.....	20
Cameraopstelling	20
Laboratorium omgeving.....	21
Conclusie.....	22
Aanbevelingen	22
Bronnenlijst	23
Bijlage 1: <i>Definiëring van de gewrichtshoeken en referentiehouding OpenCap</i>	26
Bijlage 2: <i>Meetprotocol</i>	27
Voorbereiding (software):.....	27
Voorbereiding (hardware):	27
Kalibratie OptiTrack	27
Kalibratie OpenCap	29
Meting gaan/hardlopen:	29
Meting golfswings:	29
Data exporteren	29
Bijlage 3: <i>Statistiek ICC/Pearson</i>	30
Bijlage 4: <i>Kinematische resultaten rechterbeen (gaan)</i>	32
Bijlage 5: <i>Kinematische resultaten rechterbeen (hardlopen)</i>	34
Bijlage 6: <i>Enkel afwijking Verwijderde proefpersoon</i>	36
Bijlage 7: <i>Voorbeeld van de meting met achtergrond + extra persoon</i>	37

Inleiding

Het analyseren van de kinematica van het menselijke lichaam wordt binnen de revalidatie- en sportbranche ingezet om belangrijke informatie te verkrijgen over de fysieke staat van een patiënt of sporter. Zo kan de kinematica een goede indicator zijn om op kwantitatieve wijze de voortgang van een patiënt weer te geven (Bigoni et al., 2016). In de sportwereld dient het onder meer als hulpmiddel om het effect van trainingen met prestatie bevorderende en blessurepreventieve doeleinden te evalueren (Tsai et al., 2020; Pollard et al., 2006). Het analyseren van kinematica is daarom een belangrijke vaardigheid voor professionals die zich verdiepen in de mogelijkheden om het functioneren van het bewegingsapparaat te verbeteren.

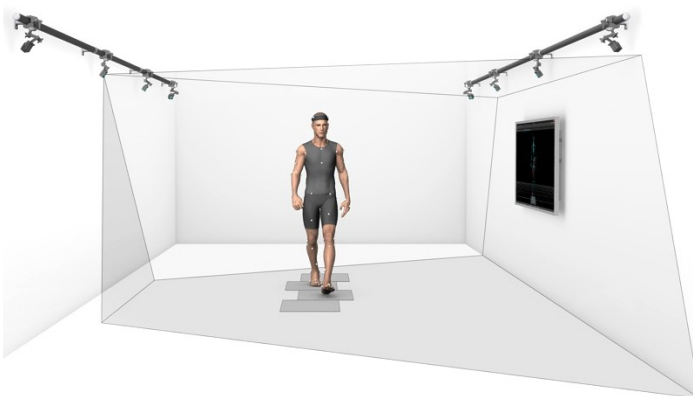
Momenteel zijn er twee technologieën die veelvuldig gebruikt worden om de bewegingen van het lichaam te registreren; optische motion capture systemen en IMU's.

Optische motion capture (Figuur 1) systemen maken gebruik van camera's die markers volgen op het lichaam. Deze markers worden op 'anatomical landmarks' geplaatst (Rácz et al., 2018). Vervolgens kan met behulp van de geregistreerde locatie van deze markers een lichaamsmodel geconstrueerd worden. Dergelijke motion capture systemen zijn zeer accuraat en kunnen markers tracken met een gemiddelde fout kleiner dan 0,2 mm (Aurand et al., 2017).

Tegenover deze nauwkeurigheid staat wel dat er gewerkt wordt met een systeem dat weinig flexibiliteit biedt (Seaman & McPhee, 2012). Metingen kunnen, over het algemeen, alleen in een laboratorium uitgevoerd worden en daarnaast neemt de voorbereiding van het systeem redelijk wat tijd in beslag. Hierdoor worden de metingen, vooral voor sporters, nagenoeg nooit in een natuurlijke omgeving uitgevoerd.

De andere optie, het registreren van bewegingen met behulp van IMU's (Figuur 2), lost een aantal van de obstakels op die de motion capture systemen ervaren. Zo bieden IMU's juist veel flexibiliteit en kunnen ze makkelijk gedurende een wedstrijd gedragen worden door sporters (Van Der Kruk & Reijne, 2018). Zo kan er een kinematische analyse gedaan worden van spelers in hun 'natuurlijke' omgeving. Deze technologie wordt in veel sporten toegepast, maar komt ook gepaard met een aantal nadelen. Zo vertoont IMU-data na een zekere tijd een afwijking die bekend staat als IMU-drift (Arlotti et al., 2022). De verwerking van IMU-data met dit soort afwijkingen is erg uitgebreid, zeker in het geval dat er meerdere IMU's nodig zijn. Hierdoor is de verwerking vaak een tijdrovende activiteit waar een professional met specialistische kennis voor nodig is.

Zowel optische motion capture als IMU's zijn goede, betrouwbare methoden om kinematische analyses uit te voeren, maar ze zijn niet zonder nadelen. Het voorbereiden van de meting en de verwerking van de data vragen beide veel tijd van een specialist. Daarnaast geldt ook dat voor deze systemen hardware en software vereist zijn die de onderzoekers al snel duizenden euro's kost. Dit zijn de voornaamste redenen waarom dit soort systemen niet veelvuldig gebruikt worden in de klinische wereld (Scott et al., 2022). De technologie staat echter niet stil, zo is er op het gebied van motion capture de afgelopen jaren veel vooruitgang geboekt.



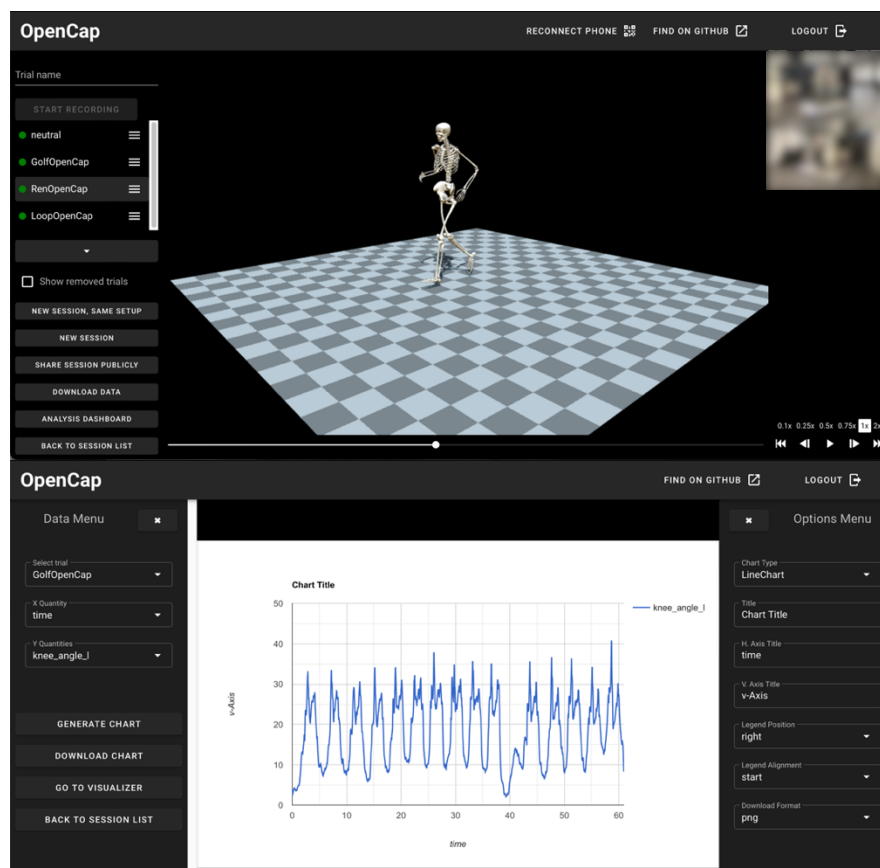
Figuur 1: Voorbeeld van een marker based motion capture opstelling



Figuur 2: Voorbeeld van hoe een IMU tijdens het sporten gedragen kan worden

De verbetering van markerless motion capture systemen is een belangrijke ontwikkeling. Markerless motion capture kan zonder het gebruik van markers de bewegingen van het menselijke lichaam herkennen en registreren. De technologie wordt voornamelijk binnen de entertainment sector gebruikt om geanimeerde karakters in games en films natuurlijk te laten bewegen. Naast de entertainment sector is er ook in de sport en revalidatie steeds meer aandacht voor. Door de snelle ontwikkeling van 'deep learning' in AI (Artificial Intelligence) kunnen algoritmes genaamd 'pose estimation algorithms' getraind worden voor biomechanische toepassingen (Wade et al., 2022). Deze algoritmes zijn getraind om bepaalde lichaampunten te herkennen in foto's en video's. Hoe meer foto's of video's gebruikt zijn om het algoritme te trainen, des te beter de herkenning van de lichaampunten zal zijn. Wade et al. (2022) kaart aan dat momenteel nog veel pose estimation algorithms getraind zijn voor de entertainment branche. De eisen die er zijn voor de herkenning van het lichaam zijn voor videogames en films anders dan voor biomechanische toepassingen. Een pose estimation algorithm die niet getraind is volgens biomechanische principes kan daarom niet ingezet worden binnen sport en revalidatie. Dit zorgt ervoor dat het grootste deel van de pose estimation algorithms op dit moment niet toepasbaar is in een klinische setting. Toch zijn er inmiddels een aantal markerless motion capture opties die gebruik maken van algoritmen die getraind zijn voor klinische toepassingen.

Een voorbeeld hiervan is de in 2022 gelanceerde opensource software OpenCap. De software is ontwikkeld door Stanford University. Het systeem biedt markerless motion capture aan zonder dat de onderzoeker de dataverwerking hoeft te doen. De software vraagt daarnaast nauwelijks materiaal, OpenCap kan namelijk al gebruikt worden met slechts twee smartphones/tablets. Deze twee aspecten in combinatie met het feit dat er geen markers nodig zijn, maakt het een potentieel geschikt systeem voor dagelijks gebruik zonder dat er een kostbaar bewegingslab voor nodig is en zonder dat er experts aan te pas hoeven te komen voor de verwerking van de data.



Figuur 3: De webapplicatie van OpenCap. Boven is het 3D dashboard zichtbaar, onder is het data dashboard te zien.

Zoals aangegeven werkt OpenCap met pose estimation algorithms die getraind zijn voor biomechanische toepassingen. De lichaamshouding van het model op de videobeelden wordt door deze algoritmes herkend en omgezet in een aantal 2D 'keypoints'. Deze keypoints worden vervolgens met een algoritme omgezet in 3D posities van 'anatomical landmarks'. Met behulp van OpenSim, een andere opensource software ontwikkeld door Stanford University, worden deze posities gebruikt om de kinematica en zelfs de kinetika van het model te berekenen. Deze stappen worden na de opname door OpenCap uitgevoerd zonder dat de gebruiker hier zelf iets aan hoeft te doen. Als de verwerking voltooid is wordt de kinematica van alle beschikbare gewrichtshoeken aan de gebruiker getoond in de webapplicatie van OpenCap (Figuur 3). De kinematica kan in de applicatie meteen onderzocht, geanalyseerd of geëxporteerd worden.

Het doel van OpenCap is om bewegingsanalyse toegankelijker te maken voor zowel onderzoekers als voor gezondheidszorgspecialisten. De opleiding Mens & Techniek | Bewegingstechnologie streeft ernaar om de studenten in het onderwijs kennis te laten maken met de nieuwste ontwikkelingen in het vakgebied. De ontwikkelingen van markerless motion capture bieden de potentie om het proces van bewegingsanalyse te versimpelen. Gezien de grote rol van gangbeeld- en bewegingsanalyse binnen het onderwijs van Bewegingstechnologie is het belangrijk om te zorgen dat de studenten op de hoogte zijn van dergelijke innovatieve hulpmiddelen binnen deze analyses. Voordat OpenCap echter een plaats in het onderwijs kan krijgen, is het van belang dat de resultaten van de software gevalideerd worden. De ontwikkelaars van OpenCap hebben zelf al een validatieonderzoek uitgevoerd met positieve resultaten voor de onderste extremiteiten (Uhlrich, 2022), maar zij adviseren iedereen voorafgaand aan gebruik de resultaten zelf nogmaals te valideren. Daarom wordt in dit onderzoek de kinematica van de onderste extremiteit van de software OpenCap gevalideerd voor het onderwijs van de opleiding Bewegingstechnologie. Zoals eerder benoemd is OpenCap ook in staat om de kinetika te berekenen, dit onderdeel van OpenCap wordt in dit onderzoek buiten beschouwing gelaten.

Tijdens het onderzoek zullen proefpersonen gefilmd worden OpenCap en OptiTrack, terwijl zij elk drie activiteiten uitvoeren. Deze activiteiten zijn; gaan, hardlopen en het uitvoeren van een golfswing. De kinematische resultaten die verkregen worden door OpenCap en OptiTrack zullen met elkaar vergeleken worden. Met behulp van deze vergelijking kan zo een uitspraak gedaan worden over de validiteit van de kinematica van OpenCap voor deze activiteiten.

Methode

De kinematica van dit onderzoek is verkregen door tien proefpersonen (Leeftijd $24,6 \pm 2,0$, lengte $1,80 \text{ m} \pm 0,08 \text{ m}$, gewicht $69,8 \text{ kg} \pm 8,6 \text{ kg}$) te filmen terwijl zij drie activiteiten uitvoerden. Alle proefpersonen hebben één minuut gewandeld, één minuut hardgelopen en één minuut golfswings uitgevoerd. Het gaan en hardlopen is uitgevoerd op een loopband op snelheden van respectievelijk $3,6 \text{ km/u}$ en $8,6 \text{ km/u}$. Tijdens deze activiteiten zijn zij door zowel de camera's van OpenCap als de camera's van OptiTrack systeem gefilmd. Belangrijk was dat de proefpersonen geen lichamelijke klachten hadden, zij moesten in staat zijn om alle drie de activiteiten probleemloos uit te voeren. Daarnaast was het een vereiste dat de proefpersonen geen lichamelijke deformaties hadden die een afwijkende lichaamshouding zouden kunnen veroorzaken. Het validatieonderzoek van OpenCap geeft namelijk aan te weinig onderzoek gedaan te hebben naar de werking van hun software bij mensen met een standsafwijking (Uhlrich, 2022).

Voorafgaand aan het onderzoek zijn een aantal keuzes gemaakt om zo goed als mogelijk het systeem te kunnen valideren in de context van de opdrachtgever. De keuzes voor; de uitkomstmaten, de gouden standaard, de dataverwerking en de validatie van de resultaten zijn hieronder verder beargumenteerd.

Uitkomstmaten

Voor het gaan en hardlopen is gekozen om vijf gewrichtshoeken van de onderste extremiteiten (10 in totaal, 5 per been) te analyseren; alle gewrichtshoeken in de heup (flexie/extensie, ab-/adductie en exo-/endorotatie) en de flexie/extensie hoeken van de knie en enkel. De gangbeeldanalyse is voor deze gewrichtshoeken veelvuldig uitgevoerd en terug te vinden in de literatuur (Berkelman et al., 2007; Gates et al., 2012; Williams et al., 2018). De resultaten in dit onderzoek zijn hierdoor te vergelijken met de eerder gevonden resultaten uit de literatuur. Deze vijf gewrichtshoeken zijn tijdens het gaan en hardlopen geregistreerd. Deze activiteiten passen goed binnen het onderwijs van de studenten. Zo sluit het goed aan op de vaardigheden die van studenten gevraagd worden bij bijvoorbeeld het vak Clinical Gait Analysis. De keuze om naast het gaan ook een hogere snelheid te analyseren komt voort uit eerder validatieonderzoek naar markerless motion capture systemen, hieruit bleek namelijk dat op een hogere snelheid deze systemen meer afwijking vertoonden (Van Hooren et al., 2023).

Naast de gangbeeld activiteiten, die klinisch nog vaak in 2D geanalyseerd worden, is er ook gekozen voor een activiteit die meer nadruk legt op de driedimensionale bewegingen van de onderste extremiteiten. Er is gekozen om de proefpersonen een serie golfswings uit te laten voeren (**Error! Reference source not found.**

Bij deze activiteit zijn er drie gewrichtshoeken geanalyseerd; de ruimtelijke bekkenrotatie en de exo-/endorotatie in de heup voor allebei de benen.



Figuur 4: Voorbeeld van de uit te voeren golfswing

Definiëring van de hoeken

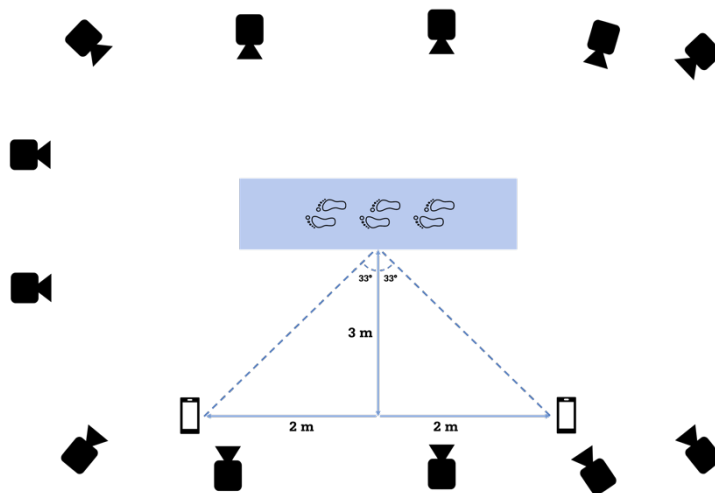
De gehanteerde decompositievolgorde is belangrijk om te zorgen dat de definities van de gewrichtshoeken tussen beide meetsystemen overeenkomen. De decompositievolgorde van OpenCap ('xzy') is leidend aangezien deze vooraf vaststaat en niet aangepast kan worden, OptiTrack (origineel 'zxy') zal deze decompositievolgorde daarom moeten volgen om gelijke resultaten te verkrijgen. De definiëring van de hoeken in OpenCap is herleid vanuit OpenSim, hierin is het door OpenCap gebruikte model in te laden en is er gekeken naar de gebruikte referentiehouding. De referentiehouding is een neutrale houding die gebruikt wordt om de gewrichtshoeken van het lichaam te kalibreren. In de software OpenSim is er onderzocht welke beweging positief en negatief

(bijvoorbeeld flexie of extensie) is ten opzichte van deze referentiehouding. De referentiehouding en de definiëring van de hoeken is te vinden in bijlage 1.

Gouden standaard & cameraopstelling

Als gouden standaard is gekozen voor het markerbased motion capture systeem OptiTrack. Er zijn in totaal twaalf OptiTrack camera's (Flex 13, NaturalPoint Inc., Corvallis, Oregon, USA) gebruikt in dit onderzoek. Hoewel OptiTrack zeer nauwkeurig is kan een verkeerd geplaatste marker afwijkende kinematische resultaten veroorzaken (Della Croce et al., 2005). Er is daarom veel aandacht besteed aan de plaatsing van de markers, zo is de plaatsing telkens door dezelfde persoon uitgevoerd. Voor de OptiTrack metingen is gebruik gemaakt van de Helen Heyes markerset (Kadaba et al., 1990). De markerset van Helen Heyes is een veelgebruikte markerset die de onderste extremiteiten van het bewegingsapparaat representeert. Het is daarnaast één van de standaard markersets die beschikbaar is in OptiTrack. Zie Afbeelding 3 in bijlage 2 voor de exacte locatie van de markers en Afbeelding 4 voor de gebruikte beschrijving van deze locaties.

In Figuur 5 is een schematische weergave zichtbaar van de cameraopstelling voor het onderzoek. Hierin is te zien dat er voor OpenCap twee smartphone camera's gebruikt zijn. Het validatieonderzoek van OpenCap geeft aan dat bij gebruik van slechts twee camera's het systeem al valide resultaten oplevert (Uhlrich, 2022). De twee smartphones die gebruikt zijn voor OpenCap (iPhone SE (2020) & iPad Air (2022), Apple Inc., Cupertino, California, USA) zijn in een hoek van $\sim 33^\circ$ gezet. Dit is gedaan volgens de gebruiksaanwijzing van OpenCap, zij adviseren om de camera's in een hoek tussen de 30° en 45° te plaatsen (Best practices, z.d.). De stappen die doorlopen zijn om op een consistente manier de metingen uit te voeren staan beschreven in bijlage 2 in het meetprotocol.



Figuur 5: Systematische weergave van de meetopstelling: de zwarte camera's zijn de 12 OptiTrack camera's. De twee smartphones zijn de OpenCap camera's

Dataverwerking

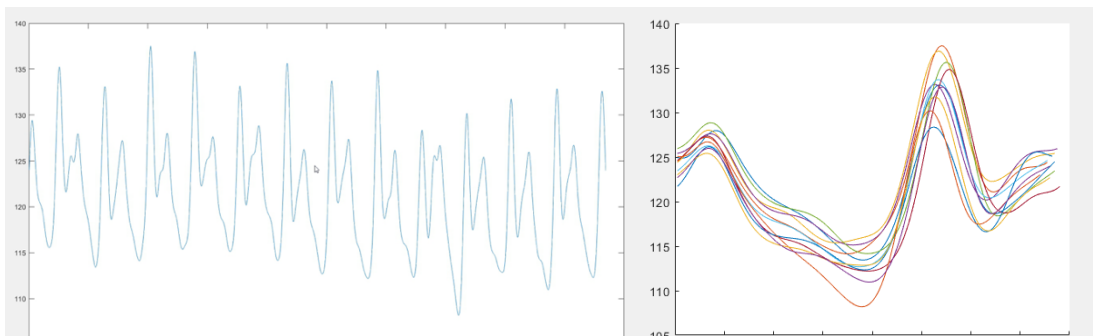
De gewrichtshoeken zijn met behulp van een Matlab script uit de data verkregen. De doorlopen stappen in het script zijn hieronder kort beschreven. Het complete script met uitleg is te vinden in het aanvullende document: 'Dataverwerking Matlab'.

Het doel van het Matlab script is om de kinematica in de goede vorm te kunnen presenteren. Zo is het doel om de onbewerkte kinematica om te vormen naar één gemiddelde schrede/slag (gebaseerd op alle schreden/slagen van alle proefpersonen). Hieruit komen voor zowel OpenCap als Optitrack drie gemiddelde waarden voor het gaan, hardlopen en voor de golfswings. Dit is vervolgens gevisualiseerd zoals de grafieken in Figuur 7. Om dit te bereiken zijn er een aantal tussenstappen gevolgd. Allereerst is de onbewerkte kinematica geknipt zodat alle schreden apart over elkaar heen gelegd konden worden (Figuur 6). Vervolgens zijn al deze schreden genormaliseerd. Dit maakt het mogelijk om de kinematische resultaten van de verschillende schreden/slagen met elkaar te vergelijken, ook tussen de verschillende proefpersonen.

Schreden/slagen isoleren

Het herkennen van de schreden (bij het gaan en het hardlopen) is gedaan door de hielcontacten uit de data te halen. Het moment van hielcontact is in dit onderzoek beschreven als het framenummer waar de coördinaat van de teenmarker op de maximale waarde is in de looprichting. Het frame zit in werkelijkheid waarschijnlijk tussen de fases 'terminal swing' en 'heelstrike' in, maar doordat deze beschrijving van het hielcontact het hele onderzoek door aangehouden is zal een mogelijke afwijking ten opzichte van het exacte moment van het hielcontact geen problemen leveren. De periode tussen het framenummer van het eerste en tweede hielcontact van een proefpersoon levert zo een geïsoleerde schrede. Door al deze schreden te isoleren ontstaat een grafiek zoals de rechter grafiek in Figuur 6. Deze schreden zijn vervolgens genormaliseerd.

Voor de golfswings is het herkennen van de slagen lastiger dan de herkenning van de schreden. De start en het eind van een golfslag volgen elkaar minder consistent op dan de hielcontacten elkaar opvolgen bij de gangbeelden. Daarom is aan de proefpersonen gevraagd om de hiel van het achterste been mee te nemen in de zwaai, zoals de eindstand van het rechterbeen van de golfer in Figuur 4. Het moment dat de hiel van het achterste been start met deze beweging is zo gebruikt als herkenning voor de start van de golfswings.



Figuur 6: voorbeeld van onbewerkte kinematische data (links) en bewerkte kinematische data die genormaliseerd kan worden (rechts)

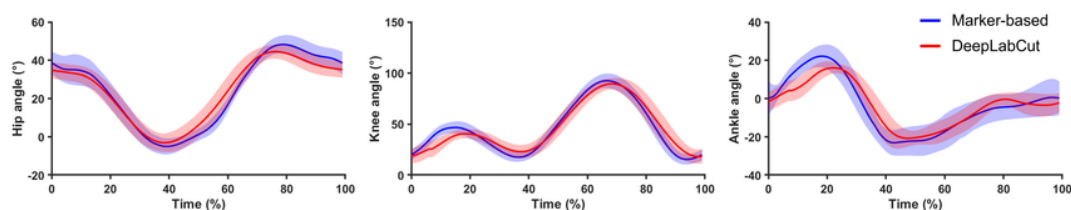
Valideren van de uitkomsten

Er is gekozen om de kwalitatieve/visuele analyse leidend te maken voor de validatie. Als markerless motion capture wordt vergeleken met markerbased motion capture zijn er altijd systematische verschillen gevonden (Needham et al., 2021). Doormiddel van een visuele analyse zijn dit soort verschillen in één oogopslag zichtbaar.

In de validatie van OpenCap zijn daarom de visualisaties van de metingen het belangrijkste. De statistiek is gebruikt om het oordeel op basis van deze visualisaties te onderbouwen.

Kwalitatieve analyse

De visualisaties die gebruikt zijn in dit onderzoek tonen de gemiddelde gewrichtshoeken van alle proefpersonen van één activiteit door de twee meetsystemen. Zo is er bijvoorbeeld een visualisatie met één lijn voor het hardlopen door OpenCap en één lijn met het hardlopen door OptiTrack. Deze twee lijnen geven zo de gemiddelde gewrichtshoeken weer van alle proefpersonen voor het hardlopen. Naast het gemiddelde is ook de standaarddeviatie op elk punt van de activiteit weergegeven in de vorm van een 'shaded' gebied om de gemiddelde waarden heen. Deze manier van visualiseren is in eerder gepubliceerde motion capture validatieonderzoeken ook toegepast. Een voorbeeld van een vergelijkbare visualisatie uit het onderzoek van Van Hooren et al. (2023) is in Figuur 7 weergegeven. Op deze manier zijn zowel het systematische verschil, de mate van samenhang en de betrouwbaarheid gevisualiseerd.



Figuur 7: Visualisatie van de gemiddelde gewrichtshoeken met de bijbehorende standaarddeviatie door twee meetsystemen

Kwantitatieve analyse

De beoordeling op basis van de visualisaties is verder onderbouwd door een statistische analyse. Van elke proefpersoon is per activiteit de gemiddelde schrede/slag berekend per meetsysteem. Dit levert voor elke proefpersoon twee gemiddelde wandelschreden, twee gemiddelde hardloopschreden en twee gemiddelde slagen, steeds één gemiddelde waarde van OpenCap en één gemiddelde waarde van Optitrack. Deze gemiddelden zijn gebruikt om twee statistische toetsen uit te voeren. De statistische toets van bijvoorbeeld het gaan vergelijkt tien gemiddelde schreden door OpenCap met tien gemiddelde schreden door OptiTrack. Met behulp van de flowchart van Koo & Li (2016) (Bijlage 3, afbeelding 6) is gekozen om een ICC (2,1 | Two-way random) uit te voeren met aanvullend hierop Pearson's correlatiecoëfficiënt. Omdat het gebruik van één enkele toets geen goed genoeg beeld weergeeft van de werkelijke situatie is gekozen om twee toetsen uit te voeren (Bruton et al., 2000). Het gebruik van deze twee toetsen maakt het mogelijk om te beredeneren of een slecht resultaat het gevolg is van een slechte samenhang of een slechte absolute overeenkomst. In bijlage 3, Afbeelding 7 en 8 staan de gebruikte interpretaties van de waarden van de ICC en Pearson's coëfficiënt beschreven. Deze interpretaties worden aangehouden tijdens de bespreking van de resultaten.

Naast deze toetsen is ook de root mean square difference (RMSD) gebruikt. De RMSD toont het gemiddelde verschil tussen twee variabelen over een gehele dataset. De RMSD laat in dit onderzoek het gemiddelde verschil in graden zien tussen de gewrichtshoeken van OpenCap en OptiTrack. Het is een veel voorkomende waarde binnen validatieonderzoeken (op het gebied van bewegingsanalyse) (Drazan et al., 2021; Needham et al., 2022; Uhlich et al., 2022; Van Hooren et al., 2023). De RMSD is voor alle schreden/golfswings van de proefpersonen berekend, om vervolgens tot één gemiddelde RMSD te komen van de gewrichtshoek tijdens het gaan, hardlopen of golfen. De waarde geeft zo het gemiddelde verschil tussen de twee systemen weer per activiteit.

Naast RMSD wordt deze waarde ook wel RMSE (root mean square error) genoemd. Vanwege de onzekerheid die de markerplaatsing meebrengt bij de gouden standaard in dit onderzoek kan het verschil ten opzichte van de gouden standaard niet met zekerheid als 'fout' gezien worden, maar toont het een verschil tussen de twee meetsystemen. Daarom is in dit onderzoek gekozen om de term RMSD te gebruiken in plaats van RMSE.

De RMSD is niet alleen in graden weergegeven, maar ook als percentage getoond. Dit percentage laat zien hoe groot de fout is in vergelijking met de range of motion van het gewricht.

Het percentage geeft zo een idee van het verschil in context van het desbetreffende gewricht.

De RMSD in graden is zo beschreven als de absolute RMSD en de RMSD als percentage van de range of motion als de relatieve RMSD.

Resultaten

In dit hoofdstuk zijn de resultaten van het onderzoek weergegeven. Hier en daar is er in dit hoofdstuk al kort discussie gevoerd over deze resultaten, dit is gedaan ter verduidelijking van de resultaten en de context waar deze in gezien moeten worden.

De resultaten zijn alleen voor het linkerbeen weergegeven. OpenCap registreert de activiteiten met twee camera's aan één zijde van de proefpersoon. Dit heeft als gevolg dat (met deze opstelling) het rechterbeen door occlusie van het linkerbeen uit het zicht kan verdwijnen, met mogelijk dataverlies tot gevolg. In dit onderzoek zijn allebei de benen geanalyseerd om het effect van deze occlusie in kaart te kunnen brengen. Uit de resultaten is gebleken dat er geen patroon in de afwijking tussen de zijden aanwezig te herkennen was. Voor sommige waarden waren de resultaten voor het rechterbeen beter, voor andere waarden juist die van het linkerbeen. Daarom is besloten, omwille van de overzichtelijkheid, hier alleen de linkerzijde weer te geven. De resultaten van de rechterzijde zijn te vinden in bijlagen 4-5.

Gaan

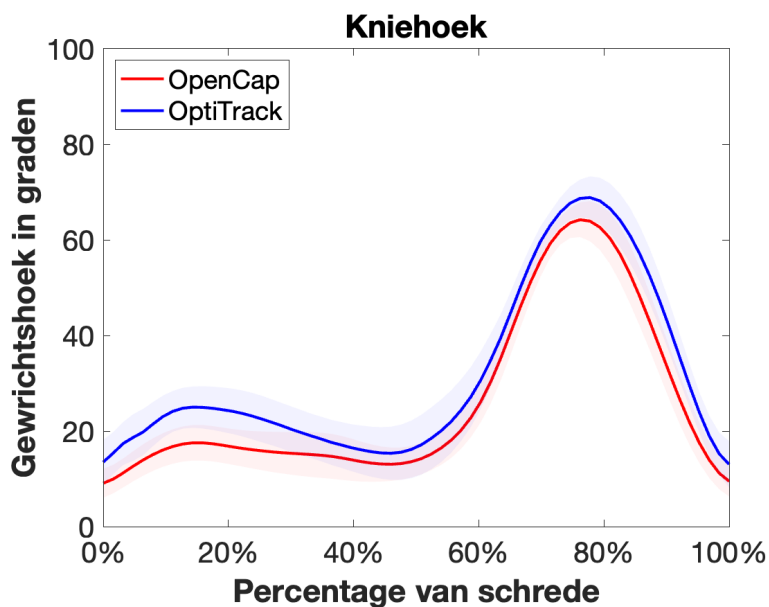
In Tabel 1 zijn de kinematische resultaten van het gaan weergegeven. In figuur 8a-8e zijn de gemiddelde gewrichtshoeken met de bijbehorende standaarddeviatie gedurende de beweging gevisualiseerd. Er zijn 487 schreden gebruikt voor de analyse van de gewrichtshoeken tijdens het gaan.

De gewrichtshoeken om de frontale as (flexie/extensie in de knie, heup en enkel) tonen matige tot uitstekende ICC-waarden ($ICC_{knie} = 0.904$, $ICC_{heup} = 0.610$, $ICC_{enkel} = 0.888$) en een sterke tot uitstekende correlatie ($r_{knie} = 0.942$, $r_{heup} = 0.820$, $r_{enkel} = 0.892$). Figuur 8b (heup flexie/extensie) toont een duidelijk systematisch verschil tussen de twee systemen, desondanks is de correlatie hoog ($r = 0.820$, $p < 0.001$).

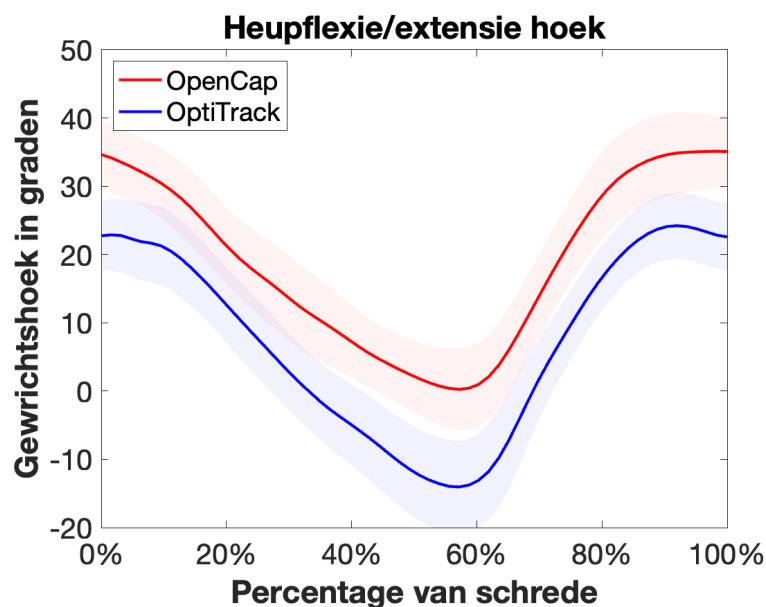
De heupgewrichtshoeken exo-/endorotatie en ab-/adductie tonen een slechte ICC en een zwakke Pearson's coëfficiënt. De ICC-waarden zijn respectievelijk 0.197 en 0.119 met een correlatie van 0.354 en 0.170. De figuren 8c-8d tonen deze gewrichtshoeken. Hierin is duidelijk zichtbaar dat OptiTrack bij de exo-/endorotatie een ontzettend hoge standaarddeviatie toont. Dit is terug te zien in de relatieve RMSD-waarde van 79% met een standaarddeviatie van $\pm 66\%$.

Tabel 1: Kinematische resultaten van het gaan

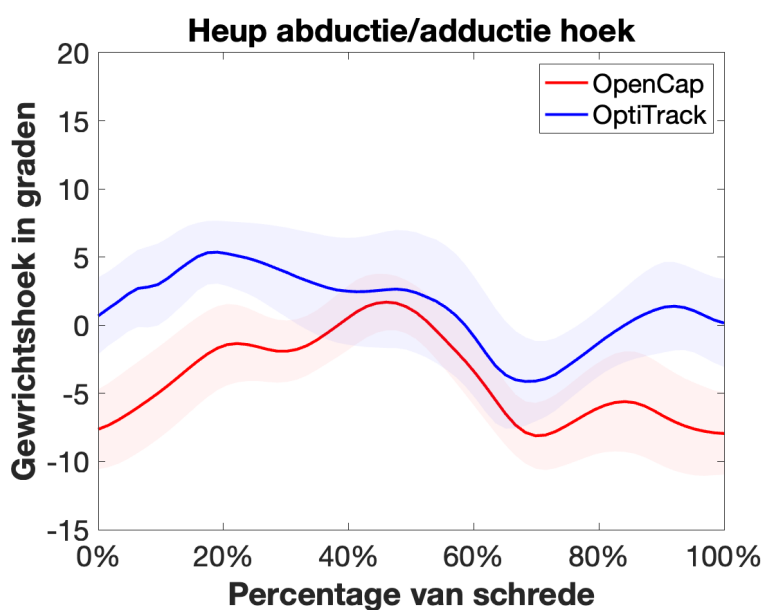
	Gaan linkerzijde (n = 487)					
	Absolute RMSD (in graden)	Relatieve RMSD (% in verhouding tot de range of motion)	ICC	p	Pearson	p
Knie flexie/extensie	8.2° ± 4.35°	14.27% ± 6.54%	0.904	<0.001	0.942	<0.001
Heup flexie/extensie	12.17° ± 8.08°	31.99% ± 20.12%	0.610	<0.001	0.820	<0.001
Heup abductie/adductie	6.76° ± 2.99°	53.88% ± 16.33%	0.197	<0.001	0.354	<0.001
Heup endorotatie/exorotatie	9.10° ± 6.08°	79.10% ± 66.04%	0.119	<0.001	0.170	<0.001
Enkel flexie/extensie	4.81° ± 1.73°	13.99% ± 4.52%	0.888	<0.001	0.892	<0.001



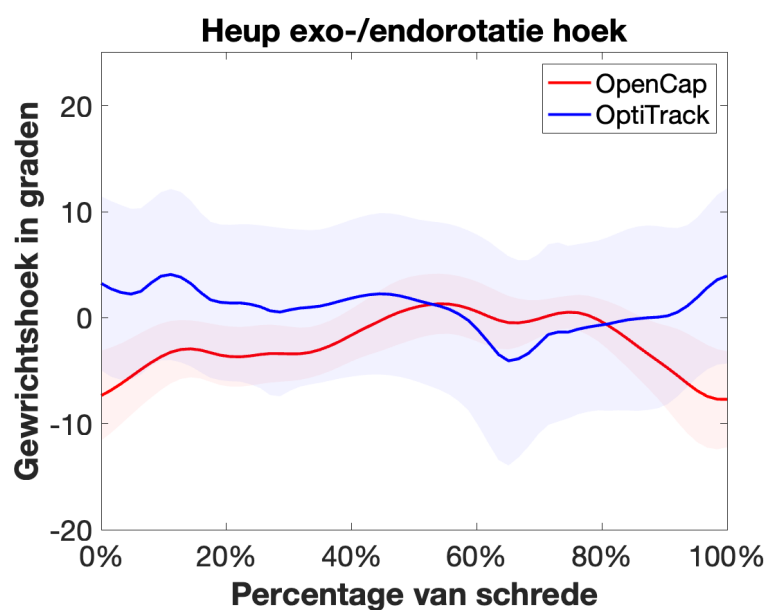
Figuur 8a: Gemiddelde knie flexie/extensie met standaarddeviatie per systeem. (Gaan)



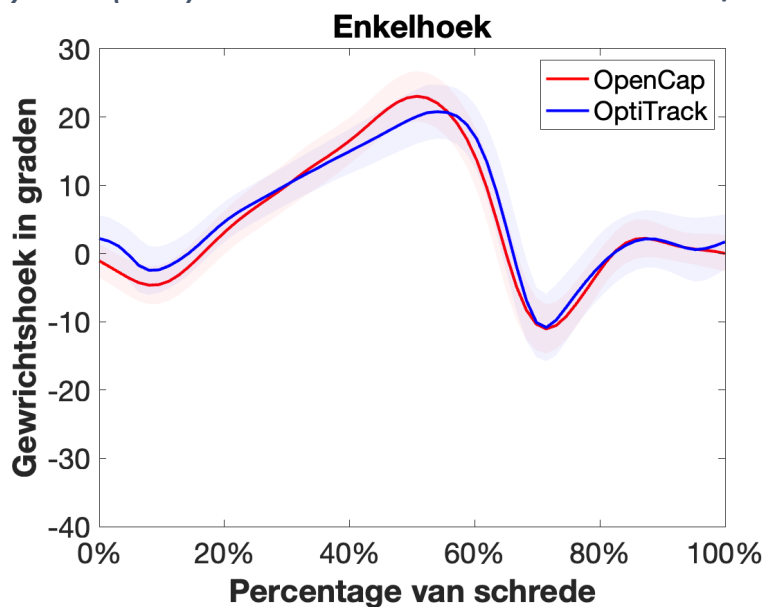
Figuur 8b: Gemiddelde heupflexie/extensie met standaarddeviatie per systeem. (Gaan)



Figuur 8a: Gemiddelde heupabductie/adductie met standaarddeviatie per systeem. (Gaan)



Figuur 8b: Gemiddelde heup exo-/endorotatie met standaarddeviatie per systeem. (Gaan)



Figuur 8c: Gemiddelde enkelhoek met standaarddeviatie per systeem. (Gaan)

Hardlopen

Het hardlopen heeft bij de helft van de proefpersonen bruikbare data opgeleverd. Alle verzamelde data van het hardlopen door OpenCap op de eerste dag was namelijk onbruikbaar.

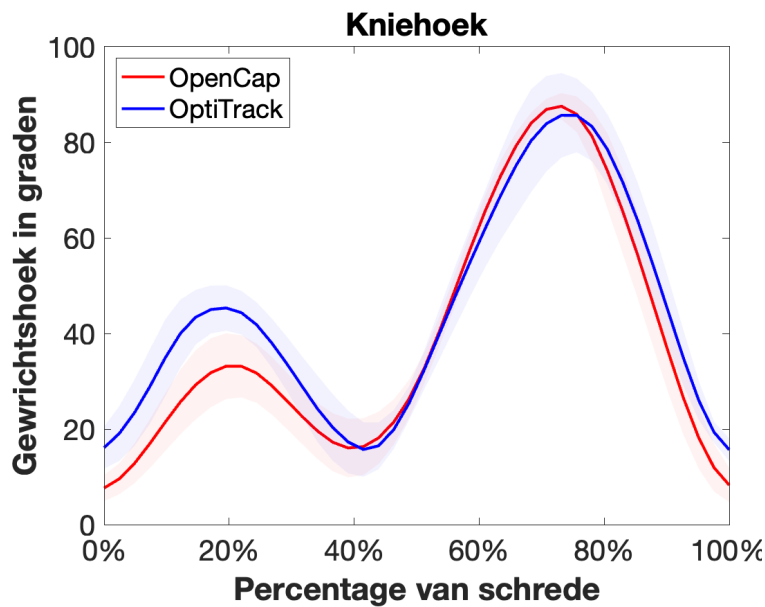
Hoogstwaarschijnlijk is de oorzaak hier van een suboptimale cameraopstelling. Op de tweede dag is deze opstelling aangepast (Figuur 11), met deze nieuwe opstelling is het bij de vijf andere proefpersonen gelukt om goede OpenCap data te verkrijgen. Van deze vijf proefpersonen bleek de OptiTrack data van één proefpersoon onbruikbaar (zie afbeelding 9 bijlage 6). Dit heeft tot gevolg dat de analyse van het hardlopen gebaseerd is op de schreden vier proefpersonen.

Voor het analyseren van de hardloop kinematica zijn er in totaal 243 schreden gebruikt. Dit is minder dan verwacht vanwege de hierboven genoemde problemen. Vergelijkbaar met het gaan tonen de gewrichtshoeken om de frontale as goede tot excellente ICC-waarden ($ICC_{knie} = 0.940$, $ICC_{heup} = 0.832$, $ICC_{enkel} = 0.841$) en uitstekende Pearson's coëfficiënten ($r_{knie} = 0.963$, $r_{heup} = 0.923$, $r_{enkel} = 0.890$). Als figuur 8b en 9b vergeleken worden is te zien dat het systematische verschil ook bij het hardlopen terug te vinden is, al is het verschil ditmaal kleiner.

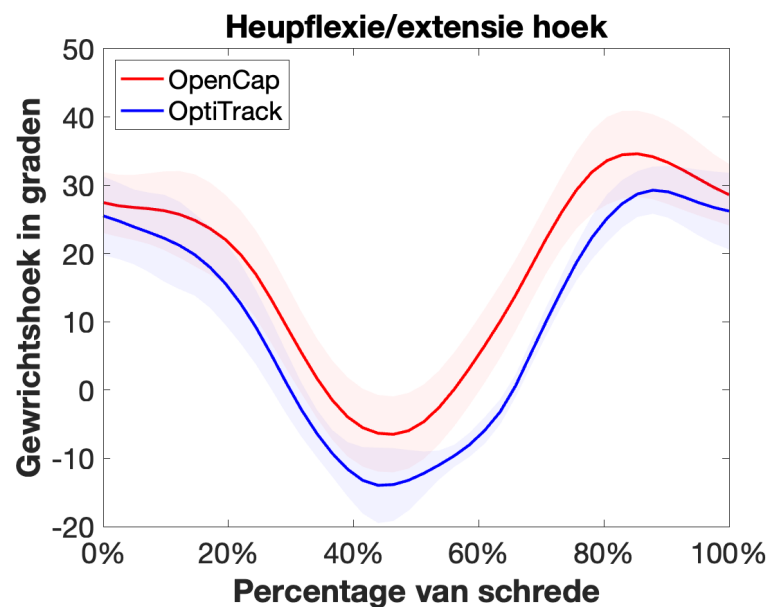
Voor de exo-/endorotatie en ab/adductie in de heup geldt opnieuw dat er grote afwijkingen gevonden zijn met slechte ICC's van 0.231 en 0.191 en zwakke Pearson's coëfficiënten tussen de 0.334 en 0.378. De grote standaarddeviatie in de kinematica van OptiTrack die bij het gaan zichtbaar was in exo-/endorotatie is ook hier weer zichtbaar.

Tabel 2: Kinematische resultaten van het hardlopen

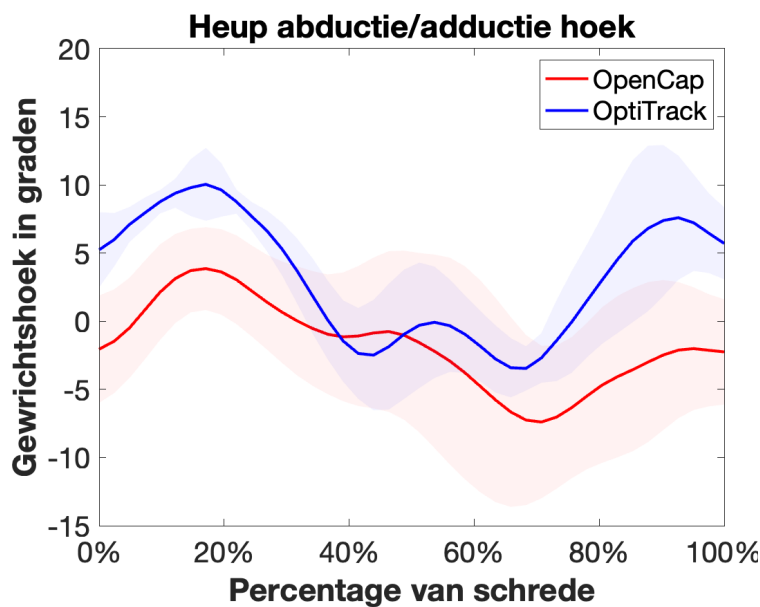
	Hardlopen linkerzijde (n = 243)					
	Absolute RMSD (in graden)	Relatieve RMSD (% in verhouding tot de range of motion)	ICC	p	Pearson	p
Knie flexie/extensie	10.96° ± 4.69°	13.18% ± 11.24%	0.940	<0.001	0.963	<0.001
Heup flexie/extensie	7.63° ± 4.73°	18.90% ± 9.23%	0.832	<0.001	0.923	<0.001
Heup abductie/adductie	7.25° ± 4.31°	43.53% ± 20.47%	0.231	<0.001	0.334	<0.001
Heup endorotatie/exorotatie	12.90° ± 6.27°	59.26% ± 17.19%	0.191	<0.001	0.378	<0.001
Enkel flexie/extensie	9.47° ± 2.08°	20.96% ± 7.21%	0.841	<0.001	0.890	<0.001



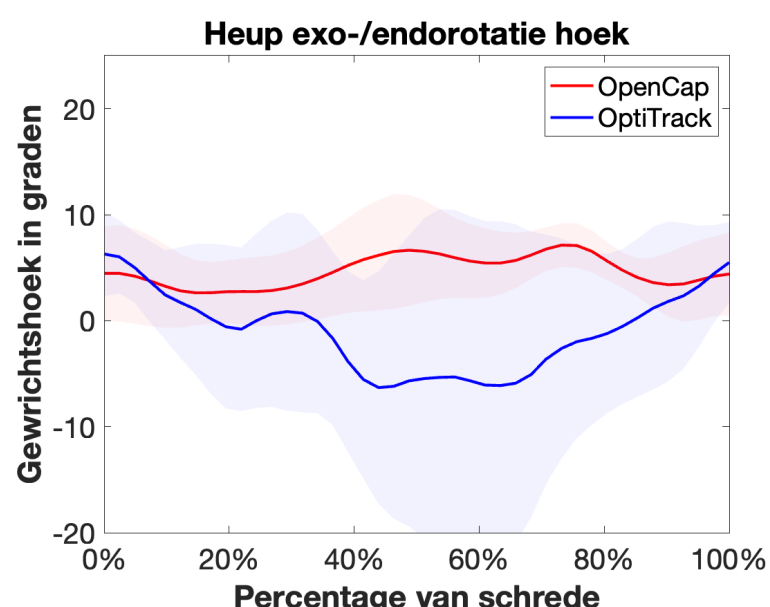
Figuur 9a: Gemiddelde kniehoeken met standaarddeviatie per systeem. (Hardlopen)



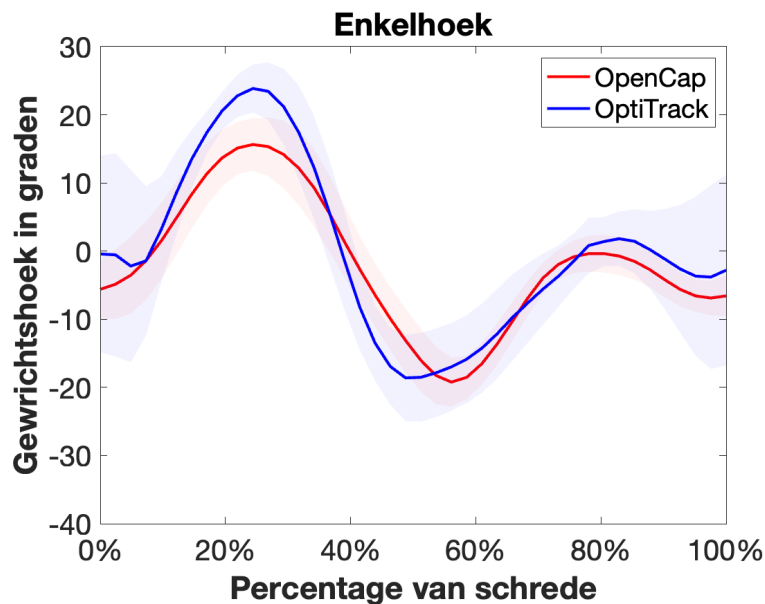
Figuur 9b: Gemiddelde heupflexie/extensie met standaarddeviatie per systeem. (Hardlopen)



Figuur 9c: Gemiddelde heup ab-/adductie met standaarddeviatie per systeem. (Hardlopen)



Figuur 9a: Gemiddelde heup exo-/endorotatie met standaarddeviatie per systeem. (Hardlopen)



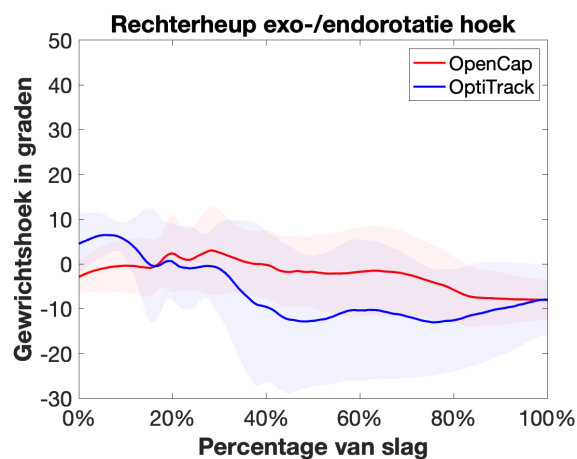
Figuur 9e: Gemiddelde enkelhoeken met standaarddeviatie per systeem. (Hardlopen)

Golfswings

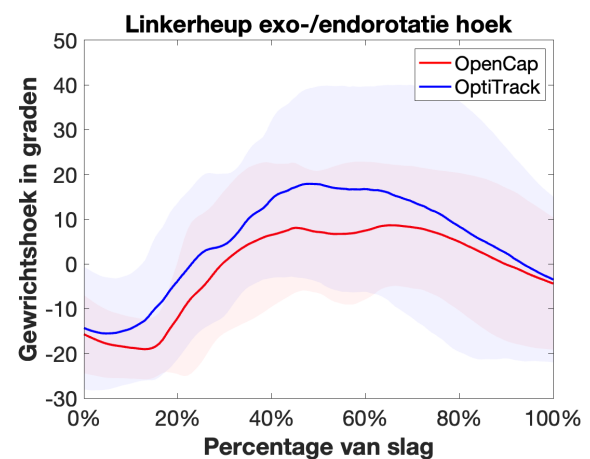
In totaal zijn er 109 golfswings gebruikt voor de statistische analyse. Bij de golfswings is er op een ander onderdeel van de kinematica gefocust, namelijk de rotaties in de heup en de ruimtelijke rotatie van het bekken. De rotaties bij een golfswing zijn groter dan de rotaties tijdens het gaan of hardlopen. Dit is vooral bij de linkerheup en de ruimtelijke bekkenrotatie te zien. In alle figuren is een grote spreiding te zien bij zowel de kinematica van OptiTrack als OpenCap. Kijkend naar de statistiek in Tabel 3 toont de exo-/endorotatie in de rechterheup een zwakke correlatie (ICC = 0.305, $r = 0.344$), de exo-/endorotatie in de linkerheup een matige correlatie (ICC = 0.687, $r = 0.71$) en de ruimtelijke bekkenrotatie een excellente correlatie (ICC = 0.948, $r = 0.953$). De RMSD varieert tussen deze gewrichtshoeken tussen de 11.7° en 13.5° . De ruimtelijke rotatie van het bekken heeft de hoogste absolute RMSD, maar de relatieve RMSD is in vergelijking met de exo-/endorotaties in de heup aanzienlijk kleiner.

Tabel 3: Kinematische resultaten van de golfswings

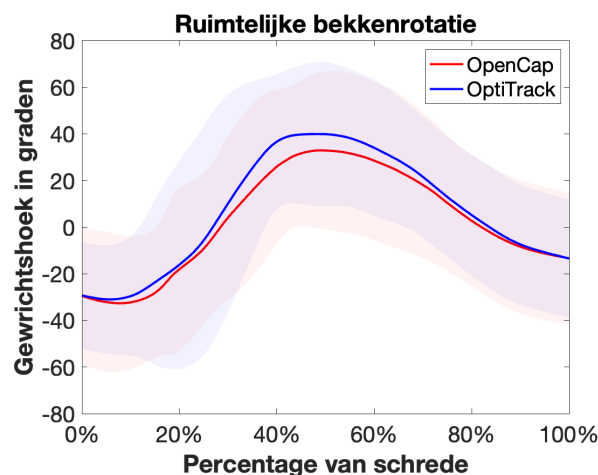
	Golf (n = 109)					
	Absolute RMSE (in graden)	Relatieve RMSE (% in verhouding tot de range of motion)	ICC	p	Pearson	p
Rechterheup endorotatie/exorotatie	$11.67^\circ \pm 5.54^\circ$	$43.54\% \pm 16.64\%$	0.305	<0.001	0.344	<0.001
Linkerheup endorotatie/exorotatie	$12.93^\circ \pm 4.74^\circ$	$31.11\% \pm 16.31\%$	0.687	0	0.71	0
Ruimtelijke bekkenrotatie	$13.49^\circ \pm 5.52^\circ$	$16.19\% \pm 7.13\%$	0.948	0	0.953	0



Figuur 10a: Gemiddelde exo-/endorotatie hoek met standaarddeviatie per systeem. (Golfswings rechterheup)



Figuur 10 b: Gemiddelde exo-/endorotatie hoek met standaarddeviatie per systeem. (Golfswings linkerheup)



Figuur 10 c: Gemiddelde ruimtelijke bekkenrotatie hoek met standaarddeviatie per systeem. (Golfswings)

Discussie

In dit onderzoek zijn de kinematische resultaten van de onderste extremiteiten van de app OpenCap gevalideerd voor gebruik binnen het onderwijs van de opleiding Mens & Techniek | Bewegingstechnologie. Tien proefpersonen hebben elk drie activiteiten uitgevoerd. De hieruit verkregen kinematica is vergeleken met de gekozen gouden standaard, OptiTrack. De resultaten laten goede tot excellente correlatie zien voor de kinematica in het sagittale vlak, met systematische verschillen in enkele gevallen. Voor de de exo-/endorotatie en de ab-/adductie in de heup is er geen correlatie tot een zwakke correlatie te vinden.

Interpretatie van de resultaten

Zoals in de methode beschreven zijn de resultaten vooral aan de hand van de visualisaties geïnterpreteerd, met de RMSD, ICC(2,1) en Pearson's correlatiecoëfficiënt als aanvulling op de visualisaties. Met behulp van de visualisaties in figuren 8-10 is voor veel gewrichtshoeken in één oogopslag te zien of er sprake is van een (goede) overeenkomst en/of samenhang. De ICC en Pearson's correlatie helpen hierbij om de indrukken van deze visuele beoordeling te onderbouwen. De geanalyseerde gewrichtshoeken vertonen over de verschillende activiteiten (gaan, hardlopen en golfswing) een vergelijkbaar beeld. Daarom zijn de resultaten per gewrichtshoek geïnterpreteerd.

Het kniegewricht

De flexie en extensie in de knie toont de meest betrouwbare van alle gewrichtshoeken in dit onderzoek, zowel bij het gaan als bij het hardlopen is de overeenkomst en samenhang tussen de twee systemen uitstekend ($ICC_{\text{gaan}} = 0.90$ | $ICC_{\text{hardlopen}} = 0.94$). Voor zowel het gaan als hardlopen geldt dat OpenCap de knieflexie licht lijkt te onderschatten in vergelijking met OptiTrack. Vooral bij de loading response tijdens het hardlopen (figuur 8a-9a) laat OpenCap een duidelijk lagere knieflexie zien dan OptiTrack. De absolute RMSD laat een grotere afwijking zien bij het hardlopen ($RMSD_{\text{hardlopen}} = 11.0^\circ$) in vergelijking met het gaan ($RMSD_{\text{gaan}} = 8.2^\circ$). Kijkend naar de relatieve RMSD wordt duidelijk dat deze hogere afwijking veroorzaakt wordt door een hogere ROM tijdens het hardlopen, de relatieve RMSD-waarden vertonen namelijk een minimaal verschil ($RMSD_{\text{wandelen}} = 14.3\%$ | $RMSD_{\text{hardlopen}} = 13.2\%$). De Pearson's coëfficiënten zijn hoger dan de ICC, dit toont aan dat de ICC deels lager uitgevallen is door een systematisch verschil ($r = 0.942$ | $r = 0.963$).

OpenCap is goed in staat om niet de samenhang van de kniehoek uitstekend te volgen, maar ook om deze met een hoge absolute overeenkomst weer te geven. Het analyseren van de flexie en extensie van het kniegewricht is daarom uitstekend mogelijk met OpenCap. De snelheid lijkt geen effect te hebben op de accuraatheid van de kinematica van de knie.

Heup flexie/extensie

De tweede beweging in het sagittale vlak, heup flexie/extensie, toont in vergelijking met het kniegewricht minder goede resultaten. Vooral bij het gaan is in figuur 8b een duidelijk systematisch verschil te zien. Deze afwijking is ook terug te zien in de grotere afwijking van de absolute RMSD (10.5°) en de matige ICC-waarde (0.610). De goede Pearson's correlatie ($r = 0.820$) verklaart echter dat deze lagere waarde voornamelijk afkomstig is van het systematische verschil en niet van een slechte correlatie tussen de twee systemen. Bij het hardlopen is dit systematische verschil in mindere mate aanwezig, met als gevolg een hogere ICC (0.832), een lagere absolute RMSD (7.2°) en een iets hogere Pearson's correlatie ($r = 0.923$).

De correlatie van de heupflexie/extensie hoek toont goede resultaten voor OpenCap. Het systematische verschil dat zichtbaar is vraagt wel om enige voorzichtigheid in het gebruik van de kinematica die OpenCap levert voor deze gewrichtshoek. Het hardlopen levert betere resultaten dan het gaan. Mogelijk is dit veroorzaakt door de aangepaste cameraopstelling die gebruikt is op de tweede dag.

Het enkelgewricht

De laatste beweging in het sagittale vlak is de dorsaal-/plantairflexie in het enkelgewricht. Tijdens het gaan toont OpenCap goede samenhang met OptiTrack, met een hoge betrouwbaarheid (kijkend naar de standaarddeviatie). De statistiek bevestigt dit met een hoge ICC en een sterke Pearson's correlatie ($ICC_{gaan} = 0.89$ en $r = 0.89$). Hierdoor is duidelijk dat de twee systemen goed correleren en dat de systematische fout ertussen klein is. Bij het hardlopen is er visueel opnieuw een goede overeenkomst te zien. Afgezien van een hogere top aan het eind van de standfase bij OptiTrack zijn er verder weinig systematische verschillen te herkennen. De ICC en Pearson's coëfficiënt tijdens het hardlopen zijn respectievelijk 0.84 en $r = 0.89$. Dit geeft net als bij het gaan een goede correlatie aan met een kleine systematische fout.

Opvallend in figuur 12e is dat bij de start en aan het eind van de schrede van OptiTrack een grote standaarddeviatie zichtbaar is. Dit is te verklaren door te kijken naar alle schreden die gebruikt zijn om dit gemiddelde samen te stellen (Afbeelding 10 in bijlage 6). Deze schreden laten duidelijk zien dat de kinematica van OptiTrack grote uitschieters toont. Deze uitschieters kwamen maar bij één proefpersoon voor tijdens het hardlopen, maar hebben zo wel een effect op de gemiddelde gewrichtshoek en de standaarddeviatie hiervan. Hoogstwaarschijnlijk zijn deze uitschieters veroorzaakt door 'gaps' in de data van OptiTrack die verkeerd opgevuld zijn.

De correlatie die het enkelgewricht vertoont is goed tot uitstekend en kan gebruikt worden voor bewegingsanalyse binnen het onderwijs. Naast de goede correlatie wijst de kleine standaarddeviatie door de beweging heen op een goede betrouwbaarheid. Er is geen aanzienlijk verschil te vinden tussen de resultaten van het gaan en hardlopen.

Heup exo-/endorotatie & ab-/adductie

De resultaten van de exo-/endorotatie en ab-/adductie in de heup kunnen samen besproken worden. De resultaten zijn namelijk vergelijkbaar en de beoordeling van allebei de gewrichtshoeken is slecht. Zowel de ICC-waarde als Pearson's coëfficiënt laten zien dat er geen correlatie of een zwakke correlatie te vinden is tussen de twee meetsystemen bij beide gangbeelden. Met een hoogste Pearson's coëfficiënt van $r = 0.378$ en een hoogste ICC van 0.231.

De correlatie bij de golfswings laat betere resultaten zien voor de linkerheup, maar de rechterheup toont nog steeds weinig correlatie. De afwijkingen bij deze activiteit zijn echter te verklaren. Geen van de proefpersonen was een ervaren golfer en de techniek van de golfswing varieerde hierdoor van slag tot slag en van proefpersoon tot proefpersoon, met als gevolg veel afwijking in de verschillende slagen. Bij de golfswings is deze afwijking minder problematisch omdat deze afwijkingen te verwachten waren en te verklaren zijn.

De afwijkingen bij de gangbeelden zijn lastiger te verklaren, maar de resultaten tonen hier en daar wel een aantal opvallende uitkomsten. Allereerst is in de figuren 8cd en 9d te zien dat OptiTrack grote standaarddeviaties vertoont, groter dan de afwijkingen die OpenCap laat zien. Bij gaan/hardlopen is een standaarddeviatie met zulke grote afwijkingen bij gezonde proefpersonen niet te verwachten (Kadaba et al., 1990b). Mogelijk was de gekozen markerset in OptiTrack niet geschikt om deze gewrichtshoeken in de heup op een goede manier te kunnen berekenen. Een andere verklaring zou de plaatsing van de markers kunnen zijn. Een klein verschil in de markerpositie per proefpersoon kan op deze gewrichtshoeken, met een kleine range of motion, grote kinematische verschillen tot gevolg hebben (Della Croce et al., 2005). De afwijkingen die hierdoor bij de 'gouden' standaard aanwezig zijn, bieden hierdoor mogelijk geen goede vergelijking voor OpenCap.

Een interessante variabele die verschilt tussen de gangbeeld metingen en de golfswings is de stand van de proefpersoon ten opzichte van de camera's. Waar tijdens het gaan en hardlopen de proefpersoon voornamelijk gefilmd werd van de zijkant, was dit tijdens de golfswings juist meer van de voorkant. Mogelijk is het laatstgenoemde voor OpenCap een makkelijkere positie om de rotatie en ab-/adductie te registreren en levert dit daarom betere resultaten.

Er kan geconcludeerd worden dat dit onderzoek slechte resultaten op heeft geleverd voor de ab-/adductie en exo-/endorotatie hoeken in de heup. Deze slechte resultaten zorgen ervoor dat op dit moment afgeraden wordt om deze gewrichtshoeken in het onderwijs toe te passen. De vertoonde correlatie is hier te slecht voor. Wel is te zien in de figuren dat de gewrichtshoeken van de proefpersonen volgens OpenCap een redelijk goede betrouwbaarheid laat zien, de gemiddelde waarden wijken ook niet veel af van eerder gevonden waarden voor deze gewrichtshoeken (Kadaba et al., 1990b).

Het validatieonderzoek van OpenCap (Uhlrich, 2022) laat goede resultaten zien voor deze gewrichtshoeken. Verder onderzoek naar deze gewrichtshoeken is daarom waardevol en kan andere resultaten bieden. Een vervolgonderzoek kan leren van de bevindingen van dit onderzoek en de methode hierop aanpassen. Een andere gouden standaard, nauwkeurigere omgang met de gouden standaard of een extra smartphone toevoegen aan de opstelling zijn voorbeelden van verbeteringen die mogelijk andere resultaten op kunnen leveren.

Bekkenrotatie

Tot slot is tijdens de golfswings de ruimtelijke rotatie van het bekken geanalyseerd. De beweging van de golfswing vraagt om veel rotatie in en is daarom een goede oefening om de bekkenrotatie in beeld te krijgen. In figuur 10c valt op dat de gemiddelden van de twee systemen elkaar voor de volledige duur van de beweging bijna perfect opvolgen. Er is wel een grote standaarddeviatie te zien voor beide systemen, maar zoals beschreven is dit te verklaren door de verschillende golfswing technieken die de proefpersonen gebruikt hebben. De grote standaarddeviatie is daarom niet anders dan verwacht en doet niks af aan de resultaten. De uitstekende overeenkomst is ook terug te zien in de ICC, de bekkenrotatie vertoont met een ICC van 0.948 zelfs de beste waarde van alle onderzochte variabelen.

Er kan met veel zekerheid geconcludeerd worden dat de kinematische resultaten van OpenCap voor de bekkenrotatie uitstekend zijn en niet onder doen voor de resultaten van markerbased motion capture systemen.

Vergelijking met literatuur

In vergelijking met eerder uitgevoerd onderzoek naar de kinematica van markerless motion capture en specifiek OpenCap lijken de resultaten uit dit onderzoek slechter. Zowel het validatieonderzoek van OpenCap (Uhlrich, 2022) als een validatie onderzoek naar de kinematica van OpenPose (Van Hooren et al. 2023), tonen lagere RMSD/RMSE-waarden voor alle gewrichtshoeken, behalve het enkelgewricht. In Tabel 4 staan deze waarden tegen elkaar uitgezet. Hier zijn een paar mogelijke verklaringen voor.

De markerdata van het markerbased systeem is in het validatieonderzoek van OpenCap van Uhlrich (2022) door exact hetzelfde proces (dezelfde 'pipeline') verwerkt als de markerdata verzameld door de markerless motion capture van OpenCap. Zo houden zij de bewerking tussen de twee meetmethoden zo veel mogelijk verwant aan elkaar, met als gevolg dat de verwerking geen reden kan zijn voor verschillen tussen de kinematica van de twee meetmethoden. In dit onderzoek is dit niet op dezelfde manier gedaan, de markerbased data is door OptiTrack verwerkt. De metingen zijn namelijk geëxporteerd als .BVH-file (BioVision Hierarchy). Hierdoor is veel tijd bespaard, dit bestand genereert namelijk meteen alle kinematica voor de gebruiker. OptiTrack geeft wel aan dat de gewrichtshoeken die gegenereerd zijn voor een .BVH-file vooral geschikt zijn voor simpele visualisaties en zij adviseren deze idealiter niet te gebruiken voor biomechanische/klinische analyses. De validatie is door deze keuze mogelijk kwalitatief minder goed, maar deze beslissing is gezien de beperkte tijd van het onderzoek een verstandige keus geweest om de haalbaarheid te waarborgen.

Naast het verschil in de berekening van de kinematica is er nog een andere reden waarom de gouden standaard voor afwijkende resultaten hebben gezorgd. OptiTrack is in dit onderzoek gezien als de gouden standaard omdat het een gevalideerde en veelgebruikte techniek is om bewegingen te registreren. Echter, het feit dat de markers geplaatst zijn door een mens komt gepaard met onzekerheid. Het plaatsen van de markers op de exact juiste anatomische locatie is met veel aandacht gedaan, maar veroorzaakt hoogstwaarschijnlijk alsnog afwijkingen in de kinematica.

Vervolgens is in de figuren 8c-e en 9b-e te zien dat OptiTrack een grotere spreiding vertoont dan OpenCap. Dit is gezien de precisie van OptiTrack niet te wijten aan de technologie van OptiTrack, maar wel aan markers die niet telkens op dezelfde locatie geplaatst zijn. Afwijkende markerplaatsing zorgt ook voor een afwijkende berekening van de kinematische waarden. Dit zorgt ervoor dat de resultaten die absolute waarden vergelijken, niet even betrouwbaar zijn.

Tabel 4: Resultaten vergeleken met eerder onderzoek | Met en zonder offset correctie

	Knie flexie/extensie	Heup flexie/extensie	Heup abductie/adductie	Heup endorotatie/exorotatie	Enkel flexie/extensie	Bekken rotatie
RMSD waarden door Uhlrich (2022) <i>Zonder offset correctie</i>	5.9	7.2	3.7	4.9	6.6	3.4
RMSD waarden dit onderzoek <i>Zonder offset correctie</i>	8.1	12.2	7.2	8.7	4.6	13.8
RMSD waarden door Van Hooren et al. (2023) <i>Met offset correctie</i>	7.0	6.2	-	-	6.1	-
RMSD waarden dit onderzoek <i>Met offset correctie</i>	5.1	3.3	5.1	9.8	4.7	13.6

Tot slot hebben de onderzoekers in het onderzoek van Van Hooren et al. (2023) ervoor gekozen om gebruik te maken van een offset correctie. Hierdoor start de kinematica van beide systemen op hetzelfde punt. Dit zorgt ervoor dat de RMSD-waarde lager zal liggen dan wanneer deze aanpassing niet gedaan wordt. Hier hebben zij voor gekozen omdat een systematisch verschil gevonden was tussen de twee systemen, door dit systematische verschil te compenseren kan deze fout weggewerkt worden. Het wegwerken van deze fout levert zo betere ICC-waarden en Pearson's coëfficiënten op. In dit onderzoek is ervoor gekozen om deze aanpassing niet te doen. Er is geprobeerd om de data zo min mogelijk te manipuleren. Om toch een goede vergelijking te kunnen maken met het onderzoek van Van Hooren et al. (2023) is de RMSD met offset correctie ook berekend voor de resultaten van dit onderzoek. Deze zijn zichtbaar in tabel 4. Hiermee wordt duidelijk dat de resultaten van dit onderzoek voor alle drie de gewrichtshoeken betere resultaten tonen dan de RMSD-waarden van hun onderzoek.

Deze toelichtingen tonen aan dat de 'betere' resultaten van andere onderzoeken de uitkomsten van dit onderzoek niet meteen als slecht kunnen bestempelen. Er zijn andere keuzes gemaakt en/of er is een andere bewerking gebruikt om de data te verwerken. Met de keuzes die gemaakt zijn in dit onderzoek is het daarom niet onverwacht dat de resultaten 'slechter' zijn.

Beperkingen

Het onderzoek heeft een aantal beperkingen gehad. Vervolgonderzoeken kunnen leren van deze beperkingen om beter te begrijpen wat het effect van deze beperkingen is geweest op de resultaten. De beperkingen die veroorzaakt zijn door de gouden standaard zijn al meermaals besproken en zijn hier daarom buiten beschouwing gelaten.

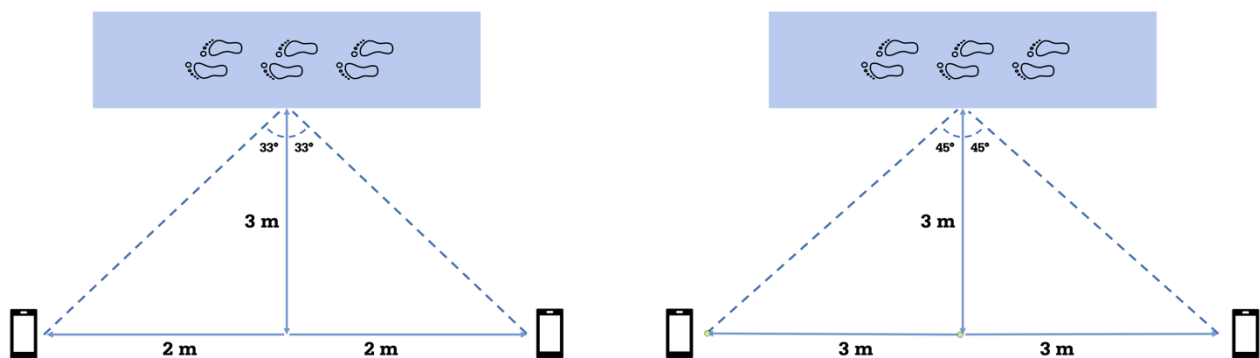
Betrouwbaarheid & systematisch verschil

Allereerst de betrouwbaarheid van de kinematische resultaten van OpenCap. Deze lijkt in de visualisaties, kijkend naar de standaarddeviatie, niet onder te doen voor de betrouwbaarheid van de kinematica van OptiTrack. Maar dit onderzoek heeft niet als doel gehad om de betrouwbaarheid van het systeem te analyseren. Een harde conclusie over de betrouwbaarheid is daarom niet gedaan in dit onderzoek.

Desalniettemin is de betrouwbaarheid van het meetsysteem ontzettend belangrijk, zeker gezien het systematische verschil dat er is gevonden voor een aantal gewrichtshoeken. Dit systematische verschil hoeft namelijk geen probleem te zijn voor het gebruik van OpenCap, mits dit een 'betrouwbaar' verschil is. Een vervolgonderzoek dat de resultaten binnen één proefpersoon analyseert, kan daarom waardevolle informatie leveren over de betrouwbaarheid van en zo het gevaar van het systematische verschil in kaart brengen. Daarnaast kan er een onderzoek opgezet worden om kleine kinematische verschillen af te dwingen bij een proefpersoon door bijvoorbeeld de helling aan te passen (Lay et al., 2006). Zo kan duidelijk worden of OpenCap kleine kinematische verschillen op een betrouwbare manier kan herkennen.

Cameraopstelling

Ten tweede is er op de tweede dag van dit onderzoek afgeweken van de oorspronkelijke methode en meetprotocol. Op dag twee is de cameraopstelling namelijk aangepast. De reden hiervoor is dat de OpenCap opnames van de eerste dag van het hardlopen niet goed verwerkt werden door OpenCap. Na een aantal extra proefmetingen aan het eind van de eerste dag werd duidelijk dat de camerahoek een effect heeft op de verwerking. Met een camerahoek van 30° werden de hardloop metingen niet goed geregistreerd, maar met een camerahoek van 45° was dit probleem verdwenen (OpenCap raadt zelf aan een camerahoek tussen de 30°-45° te gebruiken (Best practices, z.d.)) Er is daarom besloten om de metingen van dag twee uit te voeren met deze grotere camerahoek. Dit heeft als gevolg dat de resultaten van de eerste en tweede dag mogelijk verschillen zouden tonen. De helft van de proefpersonen was op dag één geregistreerd en de andere helft op dag twee. Er is een korte analyse uitgevoerd om het effect hiervan bij de proefpersonen vast te stellen. In tabel 5 zijn de resultaten van het gaan met elkaar vergeleken. Over het algemeen laat dit betere resultaten zien voor de eerste groep (30°). Gemiddeld genomen is hun RMSD-waarde 1° lager, de ICC bijna 0.10 hoger en de Pearson's correlatiecoëfficiënt zelfs 0.15 hoger. Hierdoor ontstaat het vermoeden dat OpenCap betere resultaten levert bij een camerahoek van 30°. Aangezien het aanpassen van de cameraopstelling niet gepland was, is het onderzoek ook niet gefocust op het effect van een aanpassing in de cameraopstelling. Vervolgonderzoek kan mogelijk beter in beeld brengen wat de optimale cameraopstelling is voor OpenCap.



Figuur 11: Originele cameraopstelling dag één (links). Nieuwe cameraopstelling dag twee (rechts).

Tabel 5: Verschil in resultaat tussen de groepen met een 30°/45° camera opstelling

	Groep 30°			Groep 45°		
	RMSD-waarden	ICC	Pearson	RMSD-waarden	ICC	Pearson
Gaan (gemiddeld)	8.62	0.58	0.70	9.43	0.50	0.56
Knie	9.55	0.91	0.96	7.39	0.90	0.93
Heup flexie/extensie	8.62	0.69	0.85	11.96	0.55	0.80
Heup ab/adductie	9.58	0.32	0.59	8.93	0.12	0.13
Heup exo-/endorotatie	9.03	0.10	0.18	12.65	0.16	0.16
Enkelhoek	6.32	0.89	0.92	6.20	0.89	0.90

Laboratorium omgeving

Tot slot de meetomgeving. Eén van de grootste voordelen van OpenCap is de flexibiliteit die het met zich meebrengt. Deze manier van motion capture maakt het mogelijk om bewegingsanalyse uit te voeren buiten een laboratorium omgeving. In dit onderzoek is de werking van OpenCap niet onderzocht buiten een laboratorium setting. Hier is voor gekozen omdat de vergelijking maken met de gouden standaard makkelijker is in een klinische omgeving waar het OptiTrack systeem goed functioneert.

De verwachting is dat OpenCap geen problemen zal laten zien in een andere omgeving. Het validatieonderzoek van Uhlrich (2022) geeft dit zelf ook aan. Daarnaast is de achtergrond van de proefpersoon in dit onderzoek ook niet een egale kleur geweest en zat er zelfs een andere persoon in het beeld (zie de afbeeldingen in bijlage 7). Dit lijkt allemaal geen effect gehad te hebben op de metingen. Desondanks kan het geen kwaad om de werking van OpenCap in de buitenlucht eerst een keer te testen.

Conclusie

Het gebruik van de kinematische resultaten van de onderste extremiteiten van OpenCap binnen het onderwijs van Bewegingstechnologie is grotendeels aan te raden.

De resultaten van het kniegewricht, enkelgewricht en de ruimtelijke bekkenrotatie vertonen een uitstekende correlatie en absolute overeenkomst waardoor zij met vol vertrouwen gebruikt kunnen worden. OpenCap analyseert deze gewrichtshoeken goed en er mag vanuit gegaan worden dat de absolute hoeken overeenkomen met de kinematica van markerbased motion capture.

Voor de heup/flexie extensie geldt dat de correlatie goed is maar dat het er wel grote systematische verschillen gevonden zijn. Deze functiecomponent kan daarom gebruikt worden om de gewrichtshoek te registreren, mits hierbij duidelijk wordt gemaakt dat er niet met volledige zekerheid vastgesteld kan worden dat de absolute waarden van deze gewrichtshoek klopt.

Tot slot geldt voor de ab-/adductie en exo-/endorotatie dat dit onderzoek onvoldoende duidelijkheid heeft gegeven over de validiteit van deze resultaten. Het advies is daarom ook om deze gewrichtshoeken voorlopig niet mee te nemen in het onderwijs. Verder onderzoek is nodig om uitsluitsel te bieden over de validiteit van deze functiecomponenten.

OpenCap is zo een goede toevoeging aan het onderwijs van Mens & Techniek | Bewegingstechnologie. Het stelt studenten in staat om kennis te maken met een innovatieve technologie die het uitvoeren van bewegingsanalyse makkelijker, sneller en betaalbaarder maakt.

Aanbevelingen

Bij implementatie van OpenCap in het onderwijs is het aan te raden om het in te zetten voor situaties waar een systeem als OptiTrack niet geschikt is, bijvoorbeeld een meting op een atletiek- of tennisbaan. Het kan zo de functie van een IMU-motion capture systeem als Xsens overnemen. OpenCap is namelijk makkelijker in gebruik en toont goede resultaten.

De inzet van OpenCap kan ook gebruikt worden om in samenwerking met de studenten het systeem verder te valideren. De validiteit van de exo-/endorotatie en ab-/adductie kan op deze manier mogelijk verder verkend worden. Daarnaast is het aan te raden om het effect van de camerahoek verder te onderzoeken. Een verkeerde camerahoek kan tot foute metingen leiden, met mogelijk frustratie als gevolg. Door te onderzoeken welke camerahoek de beste resultaten oplevert en deze hoek aan te houden kunnen deze foute metingen voorkomen worden.

Aangezien de studenten van Bewegingstechnologie zichzelf ontwikkelen tot experts op het gebied van bewegingsanalyse is het belangrijk dat zij niet het dashboard van OpenCap gebruiken voor hun resultaten. OpenCap is een goede manier om de kinematica te verkrijgen, maar de mogelijkheden met deze kinematica in de webapplicatie zijn beperkt. Het advies is daarom om de data te exporteren zodat zij er vervolgens zelf verder aan kunnen werken in Matlab/Python. Dit biedt meer mogelijkheden en daagt uit om de data beter te begrijpen.

Voor het gebruik van OpenCap binnen het onderwijs is het advies om minimaal vier geschikte smartphones/tablets aan te schaffen. Met vier apparaten wordt het mogelijk om twee groepen tegelijkertijd metingen uit te laten voeren, maar kan er ook één meting gedaan worden met drie of vier camera's. Gezien de populariteit van iPhone zullen ook veel studenten zelf al hun eigen 'motion capture' camera op zak bij zich dragen. Zo kan OpenCap ingezet worden in het onderwijs zonder dat hier een grote investering voor nodig is.

Bronnenlijst

- Arlotti, J. S., Carroll, W. L., Afifi, Y., Talegaonkar, P., Albuquerque, L. C., Burch, R. F., Ball, J. E., Chander, H., & Petway, A. J. (2022). Benefits of IMU-based Wearables in Sports Medicine: Narrative Review. *International Journal of Kinesiology and Sports Science*, 10(1), 36–43. <https://doi.org/10.7575/aiac.ijkss.v.10n.1p.36>
- Aurand, A., Dufour, J. S., & Marras, W. S. (2017). Accuracy map of an optical motion capture system with 42 or 21 cameras in a large measurement volume. *Journal of Biomechanics*, 58, 237–240. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.05.006>
- Berkelman, P., Rossi, P., Lu, T., & Ma, J. (2007). *Passive Orthosis Linkage for Locomotor Rehabilitation*. <https://doi.org/10.1109/icorr.2007.4428460>
- Best practices. (z.d.). <https://www.opencap.ai/best-practices>
- Bigoni, M., Baudo, S., Cimolin, V., Annino, G., Sforza, C., Pianta, L., Tacchini, E., Marzullo, P., & Mauro, A. (2016). Does kinematics add meaningful information to clinical assessment in post-stroke upper limb rehabilitation? A case report. *Journal of Physical Therapy Science*, 28(8), 2408–2413. <https://doi.org/10.1589/jpts.28.2408>
- Bruton, A., Conway, J., & Holgate, S. T. (2000). Reliability: What is it, and how is it measured? *Physiotherapy*, 86(2), 94–99. [https://doi.org/10.1016/s0031-9406\(05\)61211-4](https://doi.org/10.1016/s0031-9406(05)61211-4)
- Della Croce, U., Leardini, A., Chiari, L., & Cappozzo, A. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry. *Gait & Posture*, 21(2), 226–237. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.05.003>
- Drazan, J. F., Phillips, W. D., Seethapathi, N., Hullfish, T. J., & Baxter, J. R. (2021). Moving outside the lab: markerless motion capture accurately quantifies sagittal plane kinematics during the vertical jump. *bioRxiv (Cold Spring Harbor Laboratory)*. <https://doi.org/10.1101/2021.03.16.435503>
- Gates, D. H., Darter, B. J., Dingwell, J. B., & Wilken, J. M. (2012). Comparison of walking overground and in a Computer Assisted Rehabilitation Environment (CAREN) in individuals with and without transtibial amputation. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 9(1). <https://doi.org/10.1186/1743-0003-9-81>

- Kadaba, M. P., Ramakrishnan, H. K., & Wootten, M. E. (1990). Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *Journal of Orthopaedic Research*, 8(3), 383–392. <https://doi.org/10.1002/jor.1100080310>
- Koo, T. K., & Li, M. Y. (2016). A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. *Journal of Chiropractic Medicine*, 15(2), 155–163. <https://doi.org/10.1016/j.jcm.2016.02.012>
- Lay, A. N., Hass, C. J., & Gregor, R. J. (2006). The effects of sloped surfaces on locomotion: A kinematic and kinetic analysis. *Journal of Biomechanics*, 39(9), 1621–1628. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.05.005>
- Needham, L., Evans, M., Cosker, D., Wade, L., McGuigan, P. M., Bilzon, J. L. J., & Colyer, S. L. (2021). The accuracy of several pose estimation methods for 3D joint centre localisation. *Scientific Reports*, 11(1). <https://doi.org/10.1038/s41598-021-00212-x>
- Needham, L., Evans, M., Wade, L., Cosker, D. P., McGuigan, M. P., Bilzon, J. L., & Colyer, S. L. (2022). The development and evaluation of a fully automated markerless motion capture workflow. *Journal of Biomechanics*, 144, 111338. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2022.111338>
- Pollard, C. D., Sigward, S. M., Ota, S., Langford, K., & Powers, C. M. (2006). The Influence of In-Season Injury Prevention Training on Lower-Extremity Kinematics during Landing in Female Soccer Players. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 16(3), 223–227. <https://doi.org/10.1097/00042752-200605000-00006>
- Rácz, K., Palya, Z., Takács, M., Nagymáté, G., & Kiss, R. M. (2018). Evaluation of anatomical landmark calibration accuracy of a motion capture based analysis protocol. *Materials Today: Proceedings*. <https://doi.org/10.1016/j.matpr.2018.08.113>
- Scott, B. J., Seyres, M., Philp, F., Chadwick, E. K., & Blana, D. (2022). Healthcare applications of single camera markerless motion capture: a scoping review. *PeerJ*, 10, e13517. <https://doi.org/10.7717/peerj.13517>
- Seaman, A., & McPhee, J. (2012). Comparison of Optical and Inertial Tracking of Full Golf Swings. *Procedia Engineering*, 34, 461–466. <https://doi.org/10.1016/j.proeng.2012.04.079>

- Tsai, Y., Chia, C. C., Lee, P. C., Lin, L., & Kuo, Y. J. (2020). Landing Kinematics, Sports Performance, and Isokinetic Strength in Adolescent Male Volleyball Athletes: Influence of Core Training. *Journal of Sport Rehabilitation*, 29(1), 65–72. <https://doi.org/10.1123/jsr.2018-0015>
- Uhlich, S. D., Falisse, A., Kidziński, Ł., Muccini, J., Ko, M. L., Chaudhari, A. S., Hicks, J. L., & Delp, S. L. (2022). OpenCap: 3D human movement dynamics from smartphone videos. *bioRxiv (Cold Spring Harbor Laboratory)*. <https://doi.org/10.1101/2022.07.07.499061>
- Van Der Kruk, E., & Reijne, M. M. (2018). Accuracy of human motion capture systems for sport applications; state-of-the-art review. *European Journal of Sport Science*, 18(6), 806–819. <https://doi.org/10.1080/17461391.2018.1463397>
- Van Hooren, B., Pecasse, N., Meijer, K., & Essers, J. M. N. (2023). The accuracy of markerless motion capture combined with computer vision techniques for measuring running kinematics. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. <https://doi.org/10.1111/sms.14319>
- Wade, L., Needham, L., McGuigan, P. M., & Bilzon, J. L. J. (2022). Applications and limitations of current markerless motion capture methods for clinical gait biomechanics. *PeerJ*, 10, e12995. <https://doi.org/10.7717/peerj.12995>
- Williams, G., Mentiplay, B. F., Kahn, M., Clark, R. A., & Banky, M. (2018). The Effect of Walking Speed on Lower Limb Angular Velocity. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 99(10), e12–e13. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2018.07.041>
- Zou, K. H., Tuncali, K., & Silverman, S. G. (2003). Correlation and Simple Linear Regression. *Radiology*, 227(3), 617–628. <https://doi.org/10.1148/radiol.2273011499>

Bijlage 1: Definiëring van de gewrichtshoeken en referentiehouding OpenCap

Knie flexie/extensie

Maximale flexie +140° | Maximale extensie 0° | Neutraal 0°

Heup flexie/extensie

Maximale flexie +120° | Maximale extensie -30° | Neutraal 0°

Heup abductie/adductie

Maximale abductie -50° | Maximale adductie +30° | Neutraal 0°

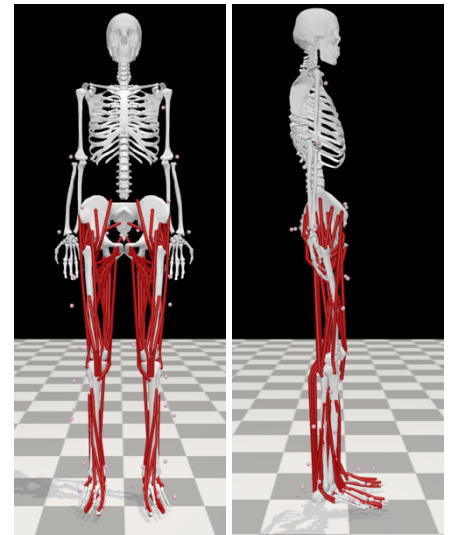
Heup exorotatie/endorotatie

Maximale endorotatie +40° | Maximale exorotatie -40° | Neutraal 0°

Enkel plantairflexie/dorsaalflexie

Maximale plantairflexie -50° | Maximale dorsaalflexie +50° | Neutraal 0°

De neutrale/referentiehouding van OpenCap is te vinden in Afbeelding 1.



Afbeelding 1

Bijlage 2: Meetprotocol

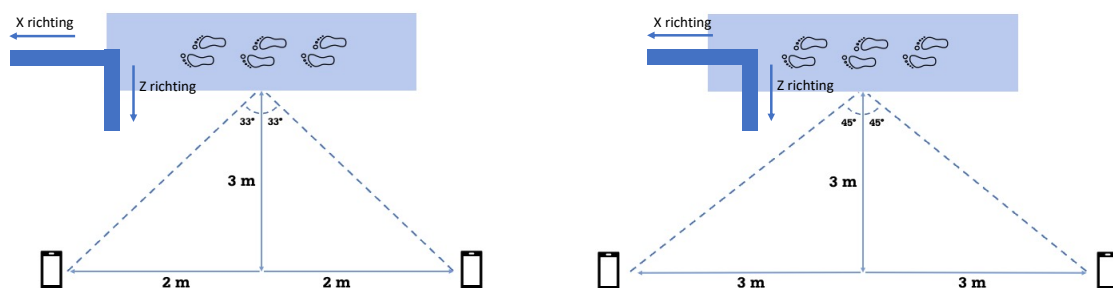
Dit meetprotocol beschrijft de stappen die doorlopen moeten worden om succesvol een meting te registreren met behulp van OpenCap en OptiTrack. Na het doorlopen van dit meetprotocol kan de data van de metingen met elkaar vergeleken worden om conclusies te trekken over de gebruikte meetsystemen.

Voorbereiding (software):

1. Voorafgaand aan de meting moeten op allebei de smartphones die gebruikt zullen worden de applicatie TestFlight geïnstalleerd worden.
2. Met de TestFlight app kan de OpenCap applicatie geïnstalleerd worden via de volgende link: <https://testflight.apple.com/join/IOlnKWBf>

Voorbereiding (hardware):

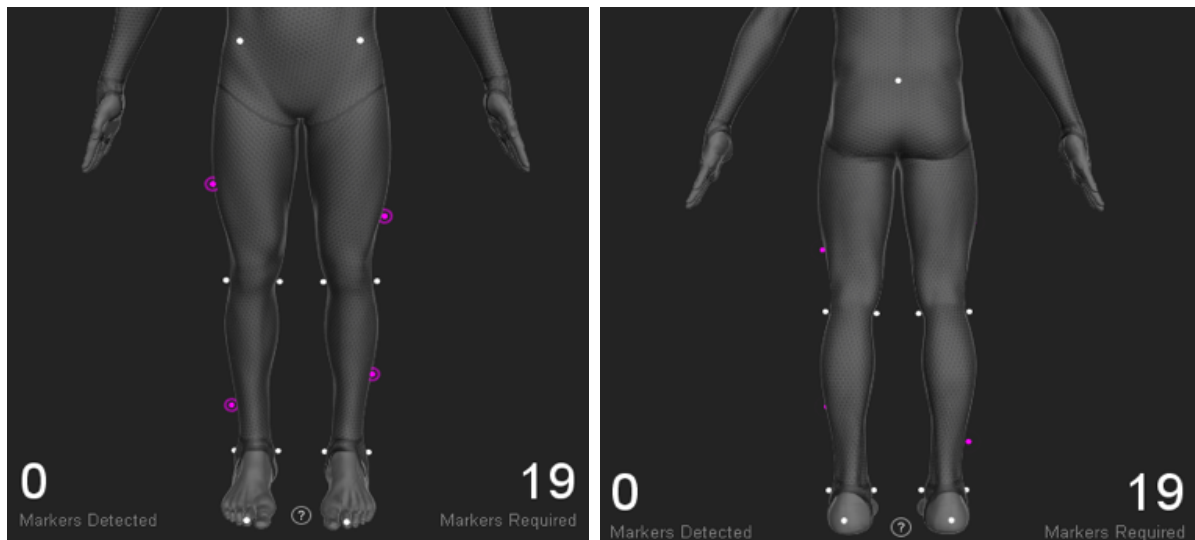
1. Zet de smartphones op een statief zodat zij in een hoek van 30-45° staan ten opzichte van de proefpersoon (zie Afbeelding 2).
2. Plaats het A4'tje met het schaakbordpatroon loodrecht t.o.v. de vloer op een vlakke wand. Het A4'tje moet duidelijk in beeld zijn voor beide camera's en niet verder dan 5 meter er vandaan staan.
3. Plaats de loopband op de locatie waar de meting gedaan zal worden.



Afbeelding 2

Kalibratie OptiTrack

1. Sluit de USB-kabel van de OptiTrack prime opstelling aan op de PC en start de Motive software.
2. Kalibreer OptiTrack met behulp van de wand. Klik op 'Start Wandering' en loop in het beeld van de camera met de OptiTrack wand. Zodra alle camera's tussen de 1500-2000 samples tonen in het 'Calibration' menu kan er op 'Calculate' geklikt worden. Als het resultaat 'Exceptional' is de kalibratie goed en kan er op 'Apply' geklikt worden. Als het resultaat slechter is moet het wanden opnieuw gebeuren.
3. Leg de Ground Plane op de vloer met de x-as in de richting van de camera's en de z-as hierdoor loodrecht op de lijn waarin de camera's staan (zie blauwe hoek in Afbeelding 2).
4. Selecteer de 'Helen Hayes lower (19)'. Plaats de markers die bij deze skeleton weergegeven worden op de proefpersoon. Verdere uitleg voor het plaatsen van de markers (Afbeelding 4) en een afbeelding van de marker locaties is te zien op de volgende pagina (Afbeelding 3).



Afbeelding 3: Helen Hayes markerset in OptiTrack

Lower Extremity Markers

Related Segment	Anatomical Location	Placement Description
Upper Leg	Left Femur Lateral Epicondyle Right Femur Lateral Epicondyle	Place the marker on the lateral prominence of the knee joint axis. More specifically, the marker should be placed on the femur epicondyle. You may need to ask the subject to flex and extend the knee few times to locate the axis.
Upper Leg	Left Femur Medial Epicondyle Right Femur Medial Epicondyle	Place the marker on the Medial prominence of the knee joint axis. Ask the subject to flex and extend the knee few times to locate the knee axis.
Upper Leg	Left Thigh Right Thigh	Place the markers at the front center of the thigh near the midline. This marker is placed for distinguishing left and right side of the Skeleton. For best results, slightly offset the height of right and left marker to introduce an asymmetry.
Upper Leg	Left Superior Knee Right Superior Knee	Place the markers on the shin bone near the midline of the lower leg. This marker is placed for distinguishing left and right side of the Skeleton. For best results, slightly offset the height of right and left marker to introduce an asymmetry.

Waist Markers

Related Segment	Anatomical Location	Additional Description
Pelvis	Left Iliac Anterior Spine Right Iliac Anterior Spine	Place the marker on the protruding bones located on the left and right side of the pelvis front.
Sacrum	Lower spine	Place this marker in the lower spine over the S2 vertebrae.

Foot Markers

Related Segment	Anatomical Location	Placement Description
Lower Leg/Foot	Left Fibula Ankle Lateral Right Fibula Ankle Lateral	Place the maker on the lateral side of the ankle axis; on the lateral prominence of the lateral malleolus bone.
Lower Leg/Foot	Left Talus Ankle Medial Right Talus Ankle Medial	Place the maker on the medial side of the ankle axis; on the medial prominence of the medial malleolus bone
Foot	Left Foot Calcaneus Right Foot Calcaneus	Place the marker on center of the heel, where the Achilles tendon attaches to the calcaneus bone.
Toe	Left Foot 2nd Distal Phalanx Right Foot 2nd Distal Phalanx	Place the marker on the 2nd Distal Phalanx between the

Afbeelding 4

Kalibratie OpenCap

1. Start de webapp van OpenCap op een laptop of tablet.
2. Start de OpenCap applicatie op beide smartphones.
3. Houd de QR-code, zichtbaar in de webapp, voor de smartphone camera's en klik op 'Next' in de webapp.
4. Plaats het schaakbordpatroon op ~4-5 meter afstand van de camera's zodat het zichtbaar is voor beide camera's.
5. Geef de afmetingen van het schaakbordpatroon aan. Als het schaakbordpatroon gebruikt wordt dat meegeleverd is, zijn de standaardwaarden die in de webapp staan al kloppend. (4 rows, 5 columns, 35 mm square size).
6. Druk op 'Calibrate' en wacht tot de kalibratie voltooid is.
7. In het volgende scherm kunnen de gegevens van de proefpersoon ingevuld worden (lengte, gewicht en geslacht). Zet de proefpersoon in een neutrale houding in het beeld van beide camera's en klik door naar de volgende pagina. OpenCap is nu gekalibreerd en klaar voor gebruik. Het is van belang dat de proefpersoon vanaf dit moment **niet** meer uit het beeld van de camera's stapt, anders moet de laatste kalibratie opnieuw uitgevoerd worden.

Meting gaan/hardlopen:

Er kan met de meting gestart worden zodra alle stappen van de kalibratie van OptiTrack en OpenCap doorgelopen zijn en allebei de systemen klaar staan om te meten.

1. Zet de loopband op een wandeltempo (3.8 km/u) en laat de proefpersoon alvast lopen.
2. Start als eerst de OpenCap opname en vervolgens de OptiTrack opname. Laat de proefpersoon 2 seconden hierna de arm voor korte tijd voor zich uit strekken (als herkenning in de data).
3. Laat de proefpersoon 60 seconden lopen.
4. Stop de opnames en stop ook de proefpersoon.
5. Herhaal na een minuut stappen 1-4 voor het hardlopen (8.6 km/u) en daarna het hardlopen.

Meting golfswings:

1. Laat de proefpersoon op de loopband staan, maar nu 90° gedraaid, met het gezicht naar de OpenCap smartphones.
2. De proefpersoon moet nu een minuut lang golfswings uitvoeren op een rustig tempo met rust tussen de slagen. Het is van belang dat de proefpersoon de hiel van de achterste voet tijdens de beweging meeneemt zoals de golfer in Afbeelding 5.



Afbeelding 5

Data exporteren

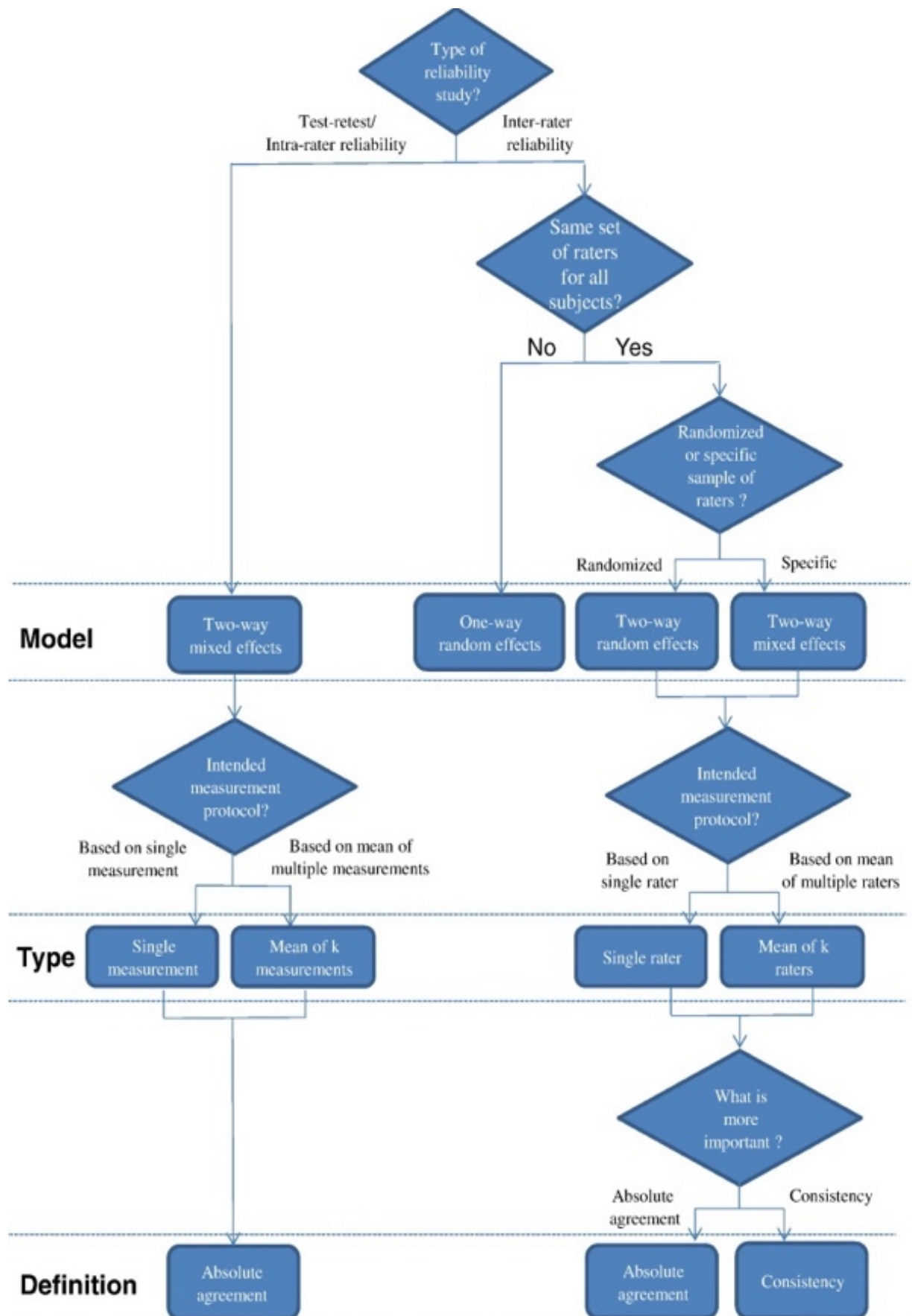
OpenCap:

1. De data exporteren uit OpenCap gaat via de knop 'Download data'. Alle data van de verschillende metingen in de sessie worden zo geëxporteerd.

OptiTrack:

1. De data vanuit OptiTrack moet met behulp van de grafieken gecontroleerd worden op bruikbaarheid. Er mogen niet te grote gaten in de data te vinden zijn.
2. Korte 'gaten' in de data kunnen opgevuld worden met de tool 'Fill gap'.
3. De data moet geëxporteerd worden via File -> 'Export Tracking Data'. De meting moet als .BVH en .TRC geëxporteerd worden. (units = cm)

Bijlage 3: Statistiek ICC/Pearson



Afbeelding 6: Flowchart voor keuze van de type Intraclass correlation (Koo & Li, 2016)

ICC	Interpretation
<0.5	Poor agreement
0.5 to <0.75	Moderate agreement
0.75 to <0.9	Good agreement
0.9 - 1.0	Excellent agreement

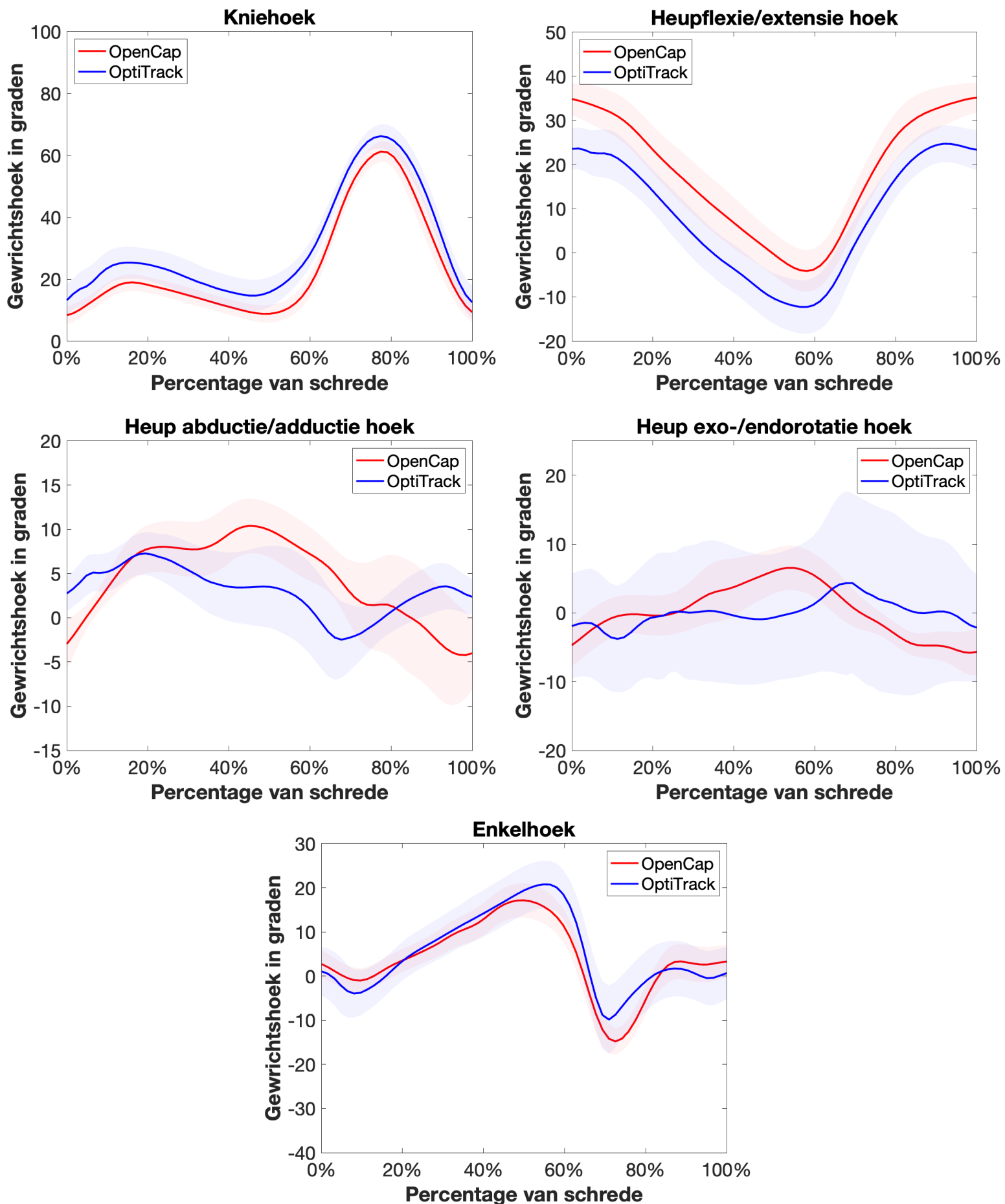
Afbeelding 7: gebruikte interpretatie voor de ICC-waarden (Koo & Li, 2016)

Interpretation of Correlation Coefficient

Correlation Coefficient Value	Direction and Strength of Correlation
−1.0	Perfectly negative
−0.8	Strongly negative
−0.5	Moderately negative
−0.2	Weakly negative
0.0	No association
+0.2	Weakly positive
+0.5	Moderately positive
+0.8	Strongly positive
+1.0	Perfectly positive

Afbeelding 8: gebruikte interpretatie voor de Pearson's correlatiecoëfficiënt (Zou et al., 2003)

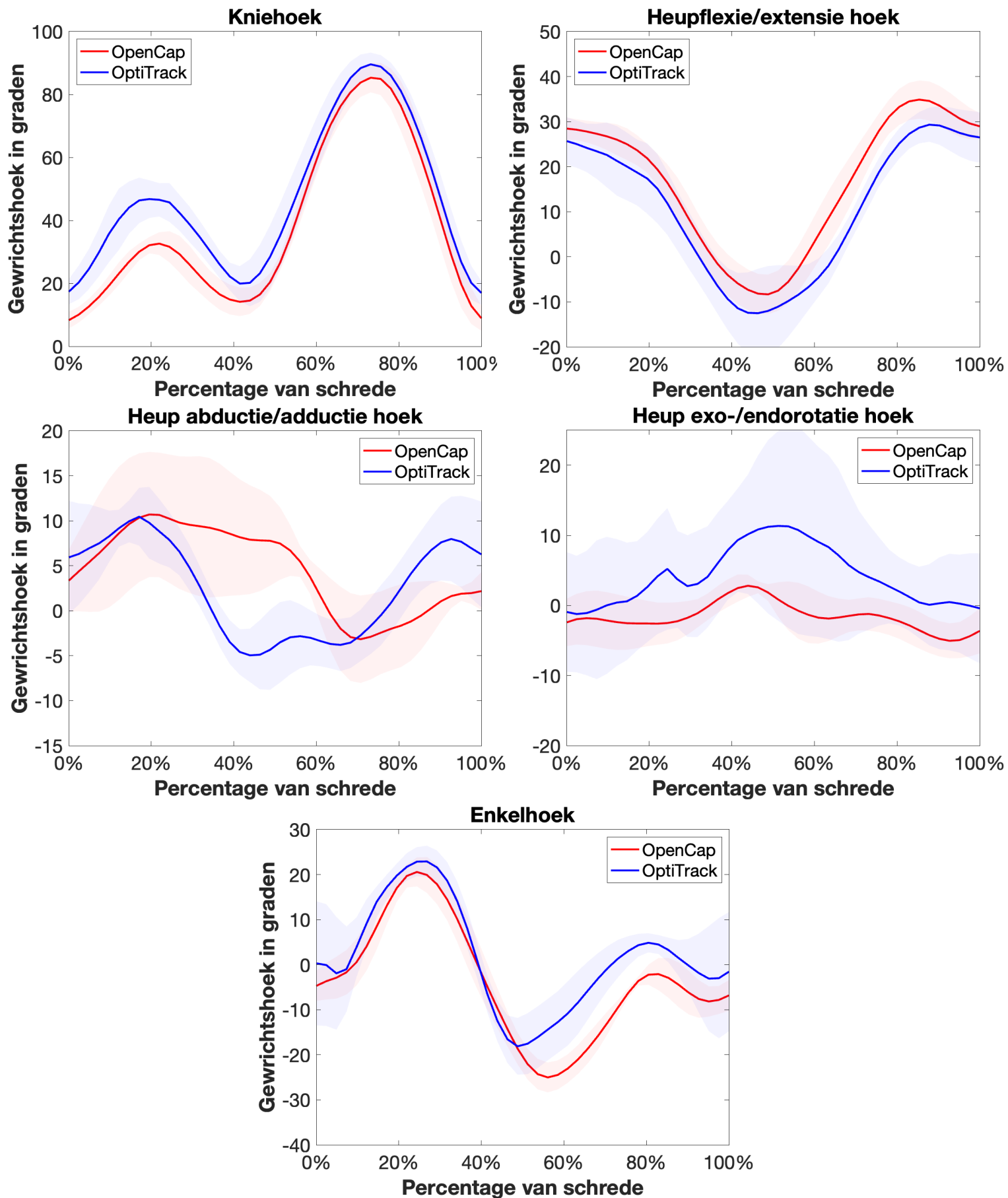
Bijlage 4: Kinematische resultaten rechterbeen (gaan)



Gaan rechterzijde (n = 487)

	Absolute RMSD (in graden)	Relatieve RMSD (% in verhouding tot de range of motion)	ICC	p	Pearson	p
Knie flexie/extensie	8.92° ± 2.07°	16.19 ± 3.95%	0.88	0	0.941	<0.00
Heup flexie/extensie	10.45° ± 6.66°	26.51% ± 16.64%	0.701	<0.001	0.865	<0.001
Heup abductie/adductie	10.29° ± 2.94°	44.17% ± 13.36%	0.081	0.015	0.089	0.02
Heup endorotatie/exorotatie	11.53° ± 6.27°	79.10% ± 39.38%	-0.147	1	-0.183	<0.001
Enkel flexie/extensie	6.41° ± 2.93°	19.27% ± 8.48%	0.749	<0.001	0.761	<0.001

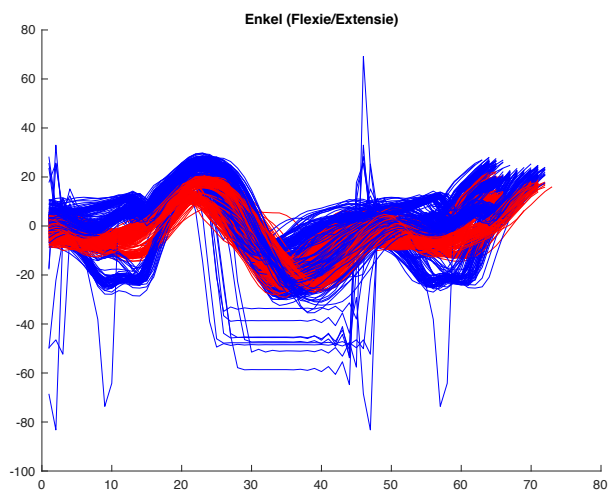
Bijlage 5: Kinematische resultaten rechterbeen (hardlopen)



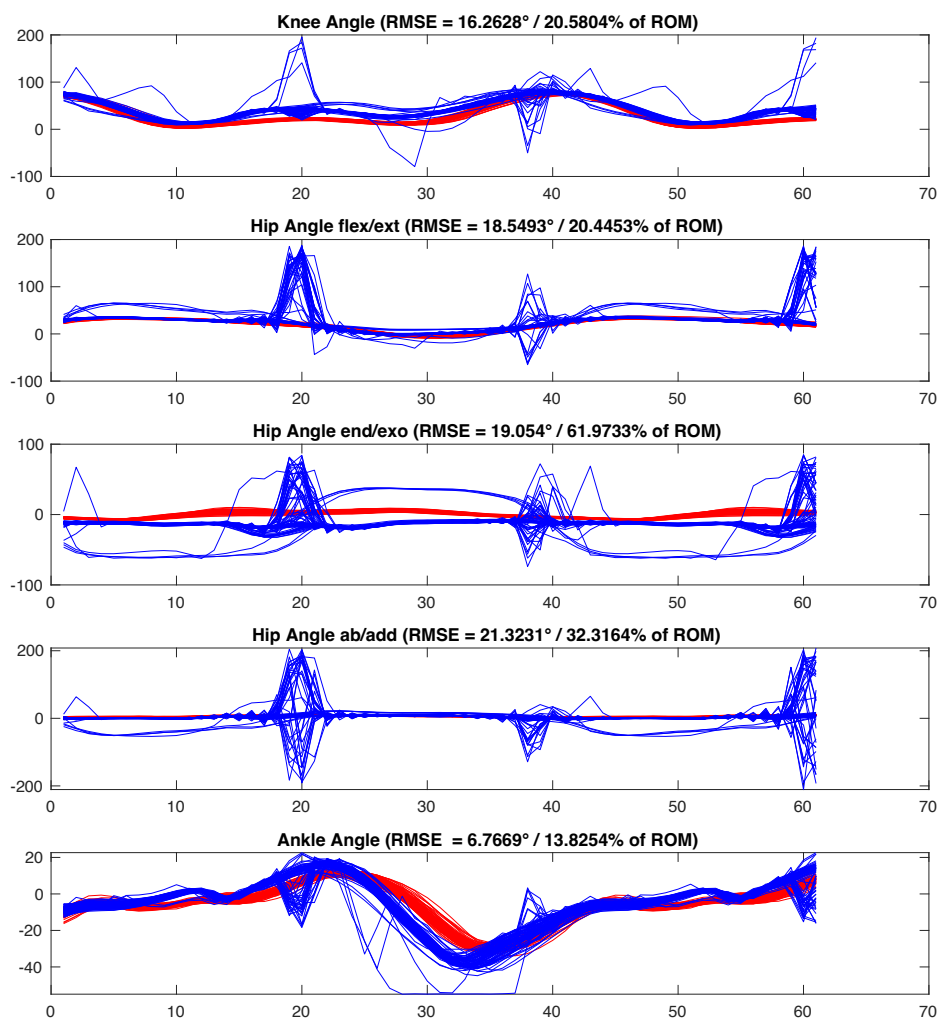
Hardlopen rechterzijde (n = 242)

	Absolute RMSD (in graden)	Relatieve RMSD (% in verhouding tot de range of motion)	ICC	p	Pearson	p
Knie flexie/extensie	12.70° ± 4.74°	14.73 ± 3.18%	0.911	<0.001	0.972	<0.001
Heup flexie/extensie	11.44° ± 8.97°	16.87% ± 9.07%	0.849	<0.001	0.905	<0.001
Heup abductie/adductie	15.91° ± 9.51°	45.30% ± 11.08%	0.047	0.255	0.049	0.511
Heup endorotatie/exorotatie	13.59° ± 7.80°	52.05% ± 23.07%	0.067	0.117	0.14	0.06
Enkel flexie/extensie	8.66° ± 2.52°	21.86% ± 6.48%	0.785	<0.001	0.852	<0.001

Bijlage 6: Enkel afwijking | Verwijderde proefpersoon



Afbeelding 9: Afwijking in het enkelgewricht bij het hardlopen



Afbeelding 10: Afwijkende resultaten OptiTrack bij proefpersoon 3.

Bijlage 7: Voorbeeld van de meting met achtergrond + extra persoon

