

17 juni 2016

TECHNISCHE GENEESKUNDE: MULTIDISCIPLINAIRE OPDRACHT

IN HOEVERRE IS DE KINECT GESCHIKT OM MET BEHULP VAN KNIE- EN HEUP- HOEKEN EEN KWANTITATIEVE BEWE- GINGSANALYSE UIT TE VOEREN?

Jonas Riksen (s1455702)
Maaïke Roks (s1439200)
Laura Treurniet (s1452754)
Mitchel van der Waard (s1370243)

Faculteit Technische Natuurwetenschappen

Beoordelingscommissie:
Prof. Dr. D.B.F. Saris
Prof. Dr. Ir. H.F.J.M. Koopman
Mw. E. Bus

UNIVERSITY OF TWENTE.

Inhoudsopgave

1	Samenvatting	4
2	Inleiding	5
	2.1 Aanleiding	5
	2.2 Doel	5
	2.3 Vraagstelling	6
	2.4 Verwachtingen	6
3	Achtergrondinformatie	7
	3.1 Anatomie, fysiologie en pathofysiologie	7
	3.1.1 De knie	7
	3.1.2 De heup	9
	3.1.3 Ganganalyse	10
	3.2 Techniek	15
	3.2.1 Visualeyeyz	15
	3.2.2 Kinect	15
4	Methode	18
	4.1 Software	18
	4.2 Metingen	18
	4.3 Gegevensverwerking	19
	4.3.1 Berekenen van gewrichtshoeken	19
	4.3.2 Vergelijking tussen Visualeyeyz en Kinect	21
	4.3.3 Statistische analyse	22
5	Resultaten	23
	5.1 Eerste meetmoment	23
	5.2 Tweede meetmoment	24
6	Applicatie	27
	6.1 Arts	27
	6.2 Patiënt	28
	6.3 Stickfiguur	29
7	Discussie	30
	7.1 Meetmethode	30
	7.1.1 Gezonde proefpersonen en kniepatiënten	31
	7.1.2 Offsets	31
	7.1.3 Kledingvoorwaarden	31
	7.1.4 Liggend meten	32
	7.1.5 Spiermodel	33
8	Conclusie	34
9	Aanbevelingen	35
10	Referenties	36
11	Bijlagen	38
	11.1 Stappenplan voor hoekenbepaling met de Kinect	38
	11.2 Matlabscript om kniehoeken te berekenen met de Visualeyeyz	40
	11.3 Matlabscript om kniehoeken te berekenen met de Kinect	41
	11.4 Matlabscript om heuphoeken te berekenen met de Visualeyeyz	42
	11.5 Matlabscript om heuphoeken te berekenen met de Kinect	43
	11.6 Matlabscript om minima en maxima te bepalen	44
	11.7 Matlabscript om een combinatieplot te maken van Visualeyeyz en Kinect	45
	11.8 Matlabscript om het stickfiguur te bepalen	46

1 Samenvatting

Knieklachten en -blessures zijn veel voorkomende problemen waarmee patiënten bij een orthopeed of fysiotherapeut komen. Voor een zo goed mogelijke begeleiding is het belangrijk om de ontwikkeling van patiënten goed te kunnen monitoren. De huidige methodes om patiënten te monitoren zijn vrij subjectief. Met behulp van een bewegingsanalysesysteem met markers zoals de Visualeyze of VICON kan een meer kwantitatieve beoordeling van de functie van de knie worden gemaakt. Deze systemen worden in de kliniek echter nauwelijks gebruikt vanwege de gebruiksonvriendelijkheid en hoge kosten. De aanleiding voor dit onderzoek is de behoefte aan een klinisch bruikbaar, kwantitatief en kosteneffectief bewegingsanalysesysteem met als doel het volgen van de ontwikkeling van patiënten met knieproblemen voor een zo goed mogelijk advies in begeleiding. Vandaar dat de vraag luidt: 'In hoeverre is de Kinect geschikt om met behulp van knie- en heuphoeken een kwantitatieve bewegingsanalyse uit te voeren?'

In dit onderzoek wordt de Kinect gevalideerd voor een kwantitatieve bewegingsanalyse van de knie, met behulp van de Visualeyze als gouden standaard. Binnen dit onderzoek wordt geprobeerd de Kinect te valideren voor lopen en squaten. Daarnaast wordt er gekeken naar de mogelijkheid om een direct feedback systeem te maken. Dit helpt de patiënt bij oefeningen en kan de arts helpen een meer objectieve beoordeling van de progressie te maken.

Uit de resultaten is gebleken dat de Kinect bij loop- en squatbewegingen gebruikt kan worden om nauwkeurige hoeken van de knie te bepalen. Voor de loopbeweging is hier een correctie voor nodig, voor de squat niet. De heuphoeken konden alleen gevalideerd worden voor loopbewegingen, hieruit is gebleken dat de hoeken van de Kinect nauwkeurig zijn bij een loopbeweging op 3.2 km/h, na een correctie. Voor het berekenen van hoeken uit statische posities bleek de Kinect niet geschikt. Daarnaast is gebleken dat de Kinect gemakkelijk in gebruik te nemen is.

2 Inleiding

Voordat gestart wordt met dit onderzoek zal eerst de aanleiding en het doel worden besproken waaruit de onderzoeksvraag zal volgen. Vervolgens zal er relevante achtergrondinformatie worden gegeven over anatomie, fysiologie en de gebruikte technieken. Daarna zal in de methode uitgelegd worden hoe het onderzoek is uitgevoerd waarna de resultaten zullen worden gepresenteerd en besproken. Na de resultaten volgt een hoofdstuk over de gemaakte applicatie, als vervolg op het onderzoek dat is gedaan. Deze applicatie is een voorbeeld van een toepassing waar de resultaten van het onderzoek in gebruikt kunnen worden. Afgesloten zal worden met een discussie en conclusie waarna nog enkele aanbevelingen gedaan zullen worden.

2.1 Aanleiding

Knieklachten en -blessures zijn veel voorkomende problemen waarmee patiënten bij een orthopeed of fysiotherapeut komen. Voor een zo goed mogelijke begeleiding is het belangrijk om de ontwikkeling van patiënten goed te kunnen monitoren. Deze begeleiding is bijvoorbeeld nodig na blessures of operaties aan de knie.

In de Mobility Clinic van het UMC Utrecht krijgen patiënten de mogelijkheid om in een middag onderzoek te worden door een team van verschillende artsen, fysiotherapeuten en gipsverbandmeesters. Het grote voordeel van deze multidisciplinaire opzet, is dat patiënten binnen een middag naar huis kunnen met een persoonlijk behandelplan.

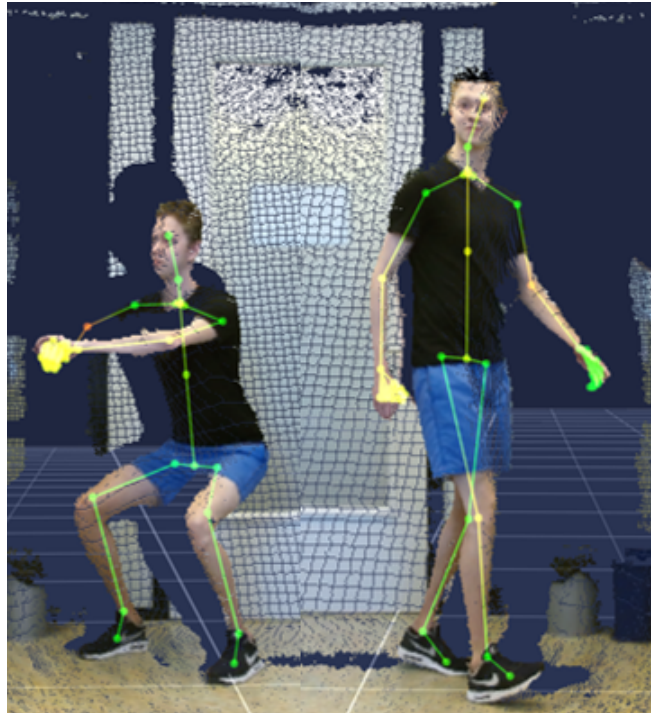
Door middel van vragenlijsten, observaties, lichamelijk en eventueel beeldvormend onderzoek wordt door behandelaars geprobeerd om de ontwikkelingen in het herstel bij te houden. Het afnemen van vragenlijsten en trekken van conclusies uit observaties is echter vrij subjectief. Ook de conclusies van het lichamelijk onderzoek kunnen afhankelijk zijn van de persoon die het onderzoek uitvoert. Beeldvormend onderzoek is meer objectief, maar geeft minder informatie over de functie van het kniegewricht. Uit dit onderzoek blijkt vaak wel een anatomische afwijking die waarschijnlijk zekere functionele klachten geeft, maar hoe deze klachten zich in de kniefunctie van de patiënt uiten wordt niet duidelijk. Met behulp van een bewegingsanalysesysteem met markers zoals de Visualeyze of VICON kan een meer kwantitatieve beoordeling van de functie van de knie worden gemaakt. Deze systemen worden in de kliniek echter nauwelijks gebruikt vanwege de gebruiksonvriendelijkheid en hoge kosten. De systemen nemen veel ruimte in en de metingen kosten veel voorbereidingstijd door het plakken van de markers en het kalibreren van het systeem. Deze eigenschappen maken het systeem ongeschikt voor dagelijks gebruik in de kliniek en daardoor voor het monitoren van het herstel van patiënten.

De aanleiding voor dit onderzoek is de behoefte aan een klinisch bruikbaar, kwantitatief en betaalbaar bewegingsanalysesysteem met als doel het volgen van de ontwikkeling van patiënten met knieproblemen voor een zo goed mogelijk advies in begeleiding.

2.2 Doel

Een systeem dat mogelijk geschikt zou zijn als klinisch bruikbaar, kwantitatief en betaalbaar bewegingsanalysesysteem is de Kinect van Xbox. Dit is een camera die vooral gebruikt wordt voor het spelen van games, maar veel technologie bevat die mogelijk ook in de gezondheidszorg toegepast zou kunnen worden. Deze camera is in staat om diepte te meten en kan zo de positie van alle gewrichten in de ruimte opnemen zoals weergegeven in figuur 1. Met dit systeem zou bij ieder bezoek van de patiënt een bewegingsanalyse gemaakt kunnen worden. Deze analyses kunnen met elkaar vergeleken worden om zo de progressie van de patiënt te kwantificeren. Naast het primaire doel, het gebruik in de kliniek, kan dit systeem uiteindelijk door de patiënt gebruikt worden als begeleiding in een revalidatietraject, dit is een mogelijke toepassing van EHealth.

EHealth is een begrip dat steeds belangrijker wordt in de gezondheidszorg. Het gaat hierbij om het gebruik van digitale toepassingen in de zorg. Hierbij kan gedacht worden aan het uitwisselen van informatie en begeleiden van de patiënt zonder direct contact met de arts. Bij de Mobility Clinic zou dit een toevoeging kunnen zijn op verschillende gebieden. Een patiënt kan begeleid worden in zijn revalidatie door gebruik van de Kinect. Een applicatie of game kan een oefening laten zien, waarna de patiënt de oefening kan uitvoeren. De applicatie kan vervolgens feedback geven op de uitvoering van de oefening, hierbij kan gedacht worden aan het sneller of langzamer uitvoeren van de oefening of het meer of minder buigen van de knieën. Door de applicatie zou de arts of fysiotherapeut kunnen zien wat de patiënt aan oefeningen doet en hoe hij deze oefeningen uitvoert. Op deze manier kan de arts op meer afgaan



Figuur 1: Gewrichtsposities gemeten met de Kinect

dan alleen wat de patiënt vertelt.

De eerste stap die in dit onderzoek gezet wordt, is de validatie van de Kinect voor een kwantitatieve bewegingsanalyse van de knie, met behulp van een gouden standaard. Verder wordt gekeken naar de mogelijkheid om een direct feedback systeem te maken. Dit helpt de patiënt bij oefeningen en kan de arts helpen een meer objectieve beoordeling van de progressie te maken.

2.3 Vraagstelling

Uit de voorgaande analyses en beschrijvingen is de volgende vraagstelling tot stand gekomen:

In hoeverre is de Kinect geschikt om met behulp van knie- en heuphoeken een kwantitatieve bewegingsanalyse uit te voeren?

2.4 Verwachtingen

Er zijn al verschillende onderzoeken gedaan naar het gebruik van de Kinect in bewegingsanalyses. De onderzoekopzet en resultaten van deze onderzoeken lopen uiteen. De meeste onderzoeken wijzen uit dat basisgegevens zoals loopsnelheid, loopritme, staplengte en staptijd gemeten met de Kinect zeer goed overeenkomen met de waarden gemeten met een gouden standaard [1, 2]. Het bepalen van de hoeken met behulp van de Kinect blijkt in sommige onderzoeken een afwijking van meer dan 5° te hebben, waar de klinisch geaccepteerde afwijking $0-5^\circ$ is [3]. Andere onderzoeken stellen dat de Kinect wel nauwkeurig genoeg gewrichtshoeken zou kunnen bepalen [4], of wel in staat zou zijn de schouderhoek nauwkeurig te bepalen (afwijking minder dan 1%), maar de hoeken van de onderste extremiteiten een afwijking van ongeveer 10% hebben [5].

De meeste onderzoeken zijn uitgevoerd met de Kinect V1 sensor. Er wordt aangegeven dat de kwaliteit van deze metingen beperkt wordt door de hardware [3]. Door het gebruik van de Kinect V2 is dus de verwachting preciezere hoeken te kunnen bepalen.

Op basis van deze eerder uitgevoerde onderzoeken is er voor dit onderzoek de verwachting dat de Kinect een betrouwbare methode kan zijn voor een bewegingsanalyse van de knie.

3 Achtergrondinformatie

3.1 Anatomie, fysiologie en pathofysiologie

In deze paragraaf wordt de anatomie en pathofysiologie besproken. Ondanks dat dit onderzoek vooral gericht is op patiënten met knieklachten is naast de knie ook de heup van belang in de bewegingsanalyse. Om deze reden wordt deze besproken. Omdat dit onderzoek vooral ingaat op knieklachten en niet op heupklachten is de pathofysiologie van de heup hier niet beschreven.

3.1.1 De knie

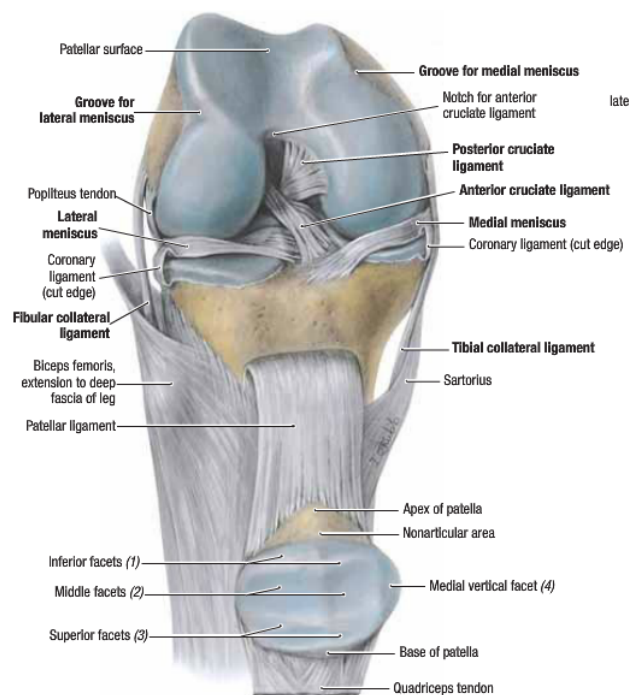
3.1.1.1 Anatomie

Het kniegewricht is een complex scharniergewricht dat de *femur* verbindt met de *tibia* en de *fibula*. Aan de ventrale zijde wordt het gewricht beschermd door de *patella*. De *patella* ligt ingebed in de pees van de *m. quadriceps*, distaal van de *patella* wordt deze ook wel het *ligamentum patellae* of patellapees genoemd. De *patella* heeft als functie de krachtenoverdracht van de *m. quadriceps* op het onderbeen te verbeteren door de afstand tussen de pees van de *m. quadriceps* en het draaipunt van het kniegewricht zo groot mogelijk te houden, hierdoor wordt een hefboomeffect veroorzaakt.

De gewrichtsvlakken van *tibia* en *fibula* zijn bedekt met hyalien kraakbeen. Tussen de gewrichtsvlakken van *tibia* en *femur* bevinden zich de *menisci*. Dit zijn twee schijven van fibreus kraakbeen. Deze zitten vast aan het gewrichtskapsel, daarnaast zit de mediale *meniscus* vast aan het mediale collaterale ligament. Naast het dieper maken van de tibiale gewrichtsoppervlakken zorgen de *menisci* voor het voorkomen van het zijwaarts bewegen van de *femur* op de *tibia* en vangen ze de schokken in het kniegewricht op.

De collaterale ligamenten bevinden zich mediaal en lateraal van het kniegewricht en lopen vanaf de epicondyles van de *femur* naar respectievelijk de *tibia* en *fibula*. De functie van deze extracapsulaire ligamenten is het voorkomen van laterale en mediale rotatie bij extensie van de knie. De intracapsulaire ligamenten van de knie worden de kruisbanden of *ligamenta cruciata* genoemd omdat ze elkaar kruisen in de inkeping tussen de *condyli* van de *femur*. De anterieure kruisband loopt vanaf de mediale zijde van de laterale *condylus* van de *femur* naar de ventrale zijde van de *tibia*, terwijl de posterieure kruisband vanaf de laterale zijde van de mediale *condylus* van de *femur* naar dorsaal op de *tibia* loopt. De voorste kruisband voorkomt het naar voren schuiven van de *tibia* ten opzichte van de *femur* en voorkomt zo hyperextensie van de knie. De achterste kruisband voorkomt het achterwaarts schuiven van de *tibia* en het voorwaarts schuiven van de *femur*. Beide kruisbanden komen op spanning te staan bij extensie van de knie. [6, 7]

Om het gewricht heen bevindt zich het gewrichtskapsel. Het gewrichtskapsel bestaat uit een synoviaal en fibreus deel. Het synoviale deel, dat zich aan de binnenzijde bevindt, produceert gewrichtsvloeistof. De buitenzijde, het fibreuze deel, zorgt voor stabiliteit en weerstaat trekkrachten. Het gewrichtskapsel van de knie wordt versterkt door pezen van de omliggende spieren. De belangrijkste pezen zijn die van de *m. quadriceps* en de *m. semimembranosus*. Hoe sterker deze spieren zijn, des te kleiner is het risico op blessures. Het kniegewricht kan zichzelf op slot zetten om zo het lichaamsgewicht stabiel te kunnen dragen in een staande positie. Bij het strekken van de knie rollen de femorale *condyli* als het ware over de tibiale *condyli*. Doordat de laterale femorale *condylus* eerder stopt met rollen dan de mediale *condylus* roteert de *femur* mediaal op de *tibia*. Het op spanning komen van de kruisbanden en collaterale ligamenten stopt deze mediale rotatie en hierdoor zit het gewricht 'op slot'.



Figuur 2: De anatomie van de knie [6]

Het van slot afhalen van de knie gebeurt door de *m. popliteus*, deze roteert de *femur* lateraal en zorgt dat de ligamenten weer minder gespannen staan.

De flexie en extensie van de knie worden vooral veroorzaakt door de spieren in het bovenbeen. Deze spieren zijn verdeeld in drie loges: de ventrale, dorsale en mediale loge. De ventrale loge bestaat uit de volgende spieren:

1. *M. rectus femoris*
2. *M. vastus lateralis*
3. *M. vastus intermedius*
4. *M. vastus medialis*
5. *M. sartorius*

De eerste vier hiervan zorgen voor extensie van de knie en worden samen ook de *m. quadriceps* genoemd, de *m. sartorius* zorgt voor flexie in de knie doordat de insertie ervan in de anteromediale oppervlakte van de *tibia* is. De dorsale loge van het bovenbeen bestaat uit de volgende spieren:

1. *M. biceps femoris*
2. *M. semitendinosus*
3. *M. semimembranosus*

Samen worden deze spieren ook wel de hamstrings genoemd, hun functie is de flexie van de knie. Van de mediale loge spelen de meeste spieren geen rol in het bewegen van de knie, alleen de *m. gracilis* zorgt voor flexie van de knie door zijn insertie op de *tibia*. Naast de spieren in het bovenbeen zorgt ook de *m. gastrocnemius* in de dorsale loge van het onderbeen voor flexie in de knie. [6, 8]

3.1.1.2 Pathofysiologie

De knieën zijn, doordat ze het lichaamsgewicht dragen, erg vatbaar voor blessures. Ze kunnen een verticale kracht van ongeveer zeven keer het lichaamsgewicht dragen, maar zijn erg kwetsbaar voor horizontale krachten [7]. De meeste knieblessures worden opgelopen door laterale klappen tegen een knie in extensie, hierbij kunnen de voorste kruisband, het laterale collaterale ligament en de meniscus die hieraan vast zit scheuren. Ook het scheuren van alleen de voorste kruisband komt regelmatig voor, dit wordt meestal veroorzaakt door een snelle wisseling van richting waardoor de knie, die zich in extensie bevindt, roteert.

Blessures van de collaterale ligamenten kunnen meestal genezen met rust en fysiotherapie, waarbij het laterale collaterale ligament meestal minder snel geneest dan het mediale collaterale ligament. Blessures van de achterste kruisband moeten vaak genezen met rust en fysiotherapie, ook voor voorste kruisbandletsel is dit meestal de eerste stap. Wanneer bij voorste kruisbandletsel sprake is van blijvende instabiliteit wordt ook vaak chirurgisch ingegrepen, hierbij wordt de voorste kruisband gereconstrueerd vanuit bijvoorbeeld de patellapees of de pees van de hamstrings. Schade aan de meniscus levert meestal pijnklachten en mechanische klachten zoals klikken of op slot gaan van de knie op. De beschadigde meniscus kan zich niet goed vanzelf herstellen doordat alleen de buitenkant van de meniscus door minimale vaatjes doorbloed wordt. Wanneer fysiotherapie niet leidt tot vermindering van de klachten kan chirurgisch worden ingegrepen. Hierbij kan de meniscus gerepareerd worden, een beschadigd deel van de meniscus verwijderd worden of een meniscustransplantatie plaatsvinden. Naast schade opgelopen door trauma kan ook artrose optreden. Dit houdt in dat het kraakbeen tussen de botoppervlakken slijtage op heeft gelopen en de botoppervlakten dus steeds dichter tegen elkaar komen te liggen. Artrose geeft vaak pijnklachten. Om deze klachten te verhelpen kan een knieprothese worden geplaatst. Dit is echter een ingreep die het liefst niet op te vroege leeftijd uitgevoerd wordt, omdat revisie ervan een moeilijker operatie met minder goede resultaten is. Om het plaatsen van een prothese zo lang mogelijk uit te stellen en de pijnklachten te verhelpen kan eerst geprobeerd de valgus- of varusstand van de benen te corrigeren of distractie toe te passen. Bij de laatst genoemde ingreep wordt ruimte gecreëerd in het gewricht waardoor weefselgroei plaatsvindt. [6, 7]

3.1.2 De heup

3.1.2.1 Anatomie

De heup is een kogelgewricht met een grote range of motion(ROM) net als de schouder. Het gewricht wordt gevormd door de kop van het femur met het *acetabulum* van het *os coxae*. Dit *acetabulum* is dieper dan de *cavitas glenoidalis* van de schouder. Hierdoor is de ROM van de heup kleiner dan die van de schouder, maar is de heup stabiel. Rondom het *acetabulum* bevindt zich een fibreuze kraakbeenring, het acetabulaire *labrum*, deze zorgt voor nog meer stabiliteit doordat de diameter ervan kleiner is dan de diameter van het *caput femur*. Doordat het heupgewricht zo stabiel is vinden er maar zelden luxaties plaats. [6, 7]

De heup heeft een dik gewrichtskapsel dat vanaf de rand van het *acetabulum* naar de nek van het *femur* loopt en het hele gewricht bedekt. Het kapsel wordt versterkt door het iliofemorale ligament aan de voorzijde, het pubofemorale ligament aan de onderzijde en het ischiofemorale ligament aan de achterzijde. Het *ligamentum teres* is een ligament dat vanaf de femurkop naar de holte van het *acetabulum* loopt, de mechanische functie ervan is onduidelijk, maar het bevat de arterie die de femurkop voorziet van bloed. [7] De spieren die een functie hebben voor het heupgewricht kunnen grofweg ingedeeld worden naar hun verschillende functies: flexie, extensie, adductie, abductie, laterale rotatie en mediale rotatie.

Flexoren:

1. *M. Iliopsoas*, bestaande uit de *m. iliacus* en *m. psoas major*. De laatste genoemde zorgt ook voor laterale flexie van de wervelkolom,
2. *M. Sartorius*, deze zorgt ook voor abductie en laterale rotatie van het dijbeen,
3. *M. Adductor magnus, longus en brevis, m. pectineus* en *m. gracilis*, deze zorgen ook voor adductie en mediale rotatie van het dijbeen,
4. *M. Rectus femoris*, deze zorgt ook voor extensie in de knie.

Extensoren:

1. *M. Gluteus maximus*;
2. Hamstrings, deze zorgen ook voor flexie in de knie.

Adductoren en mediale rotators:

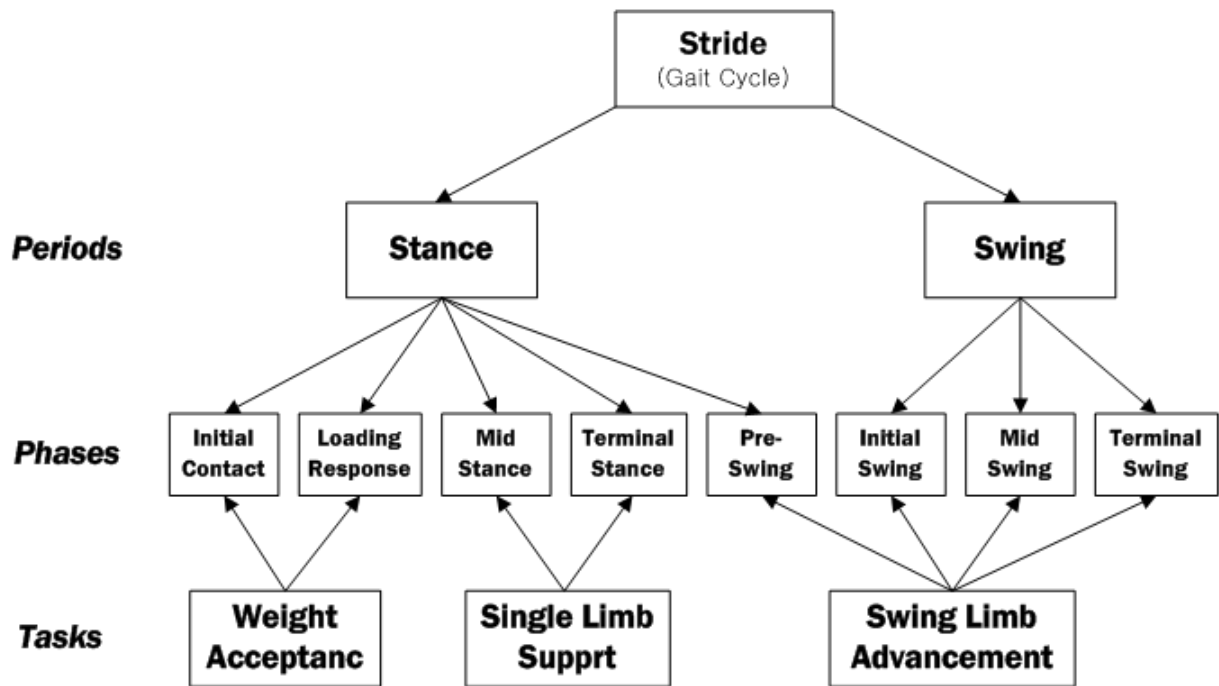
1. *M. Adductor magnus, m. Longus en brevis*;
2. *M. Pectineus*;
3. *M. Gracilis*.

Abductoren:

1. *M. Gluteus maximus, minimus en medius*;
2. *M. Tensor fascia latae*;
3. *M. Piriformis, m. obturator externus internus* en *m. gemellus*(wanneer de heup zich in flexie bevindt).

Laterale rotators:

1. *M. Piriformis*;
2. *M. Obturator externus en internus*;
3. *M. Gemellus*;
4. *M. Quadratus femoris*. [6, 8]



Figuur 3: Overzicht loopbeweging [9]

3.1.3 Ganganalyse

Een ganganalyse is een goede manier om afwijkingen in het looppatroon vast te stellen. Ingewikkelde afwijkingen kunnen niet enkel door observaties worden vastgesteld, daarom is er een kwantitatieve analyse nodig. Om meer inzicht te krijgen in de loopbeweging en de analyse hiervan wordt hierover een korte uitleg gegeven.

3.1.3.1 Fasen loopbeweging

Een loopbeweging bestaat uit twee periodes, de stand- en zwaaiperiode. Deze periodes bestaan uit verschillende fasen, zie hiervoor figuur 3. Hieronder zullen kort de verschillende fasen beschreven worden.

Fase 1 Initieel contact

Dit is het eerste moment dat de voet de grond raakt en de directe reactie van het lichaamsgewicht dat op de gewrichten gaat werken.

Fase 2 Ladingsrepons

In deze fase staan beide benen op de grond. Het doel van deze fase is het absorberen van de schok die ontstaat doordat het lichaamsgewicht op de gewrichten neerkomt.

Fase 3 Mid-standfase

Deze fase begint wanneer er nog maar een been op de grond staat en eindigt wanneer het gehele lichaamsgewicht op de voorvoet rust. Het doel in deze fase is het behouden van stabiliteit van romp en ledematen.

Fase 4 Terminale standfase

Deze fase begint wanneer de hiel van de grond komt en eindigt als de andere voet de grond raakt. Ook in deze fase is het doel het behouden van stabiliteit van romp en ledematen.

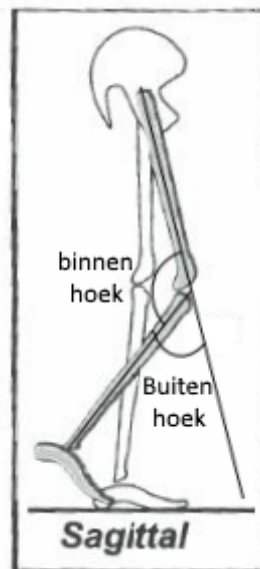
Fase 5 Pre-zwaaifase

Dit is de laatste fase van de standperiode. Deze fase begint wanneer het andere been initieel contact maakt en eindigt wanneer de grote teen van de grond loskomt. Deze fase positioneert ledematen om

te gaan zwaaien.

Fase 6 Initiële zwaafase

Deze fase begint wanneer de voet helemaal van de grond loskomt en eindigt wanneer de voet zich naast de standvoet bevindt.



Figuur 4: Definitie kniehoek [9]

Fase 7 Mid-zwaafase

Deze fase begint wanneer de zwaai voet zich naast de standvoet bevindt en eindigt wanneer het zwaaiende ledemaat naar voren is gezwaaid en de tibia verticaal is.

Fase 8 Terminale zwaafase

Deze fase begint als de tibia verticaal is en eindigt als de hak de vloer raakt. Deze fase bereidt het ledemaat voor op de standfase.

Een overzicht van de stand van het been in de verschillende fasen is te zien in figuur 5.

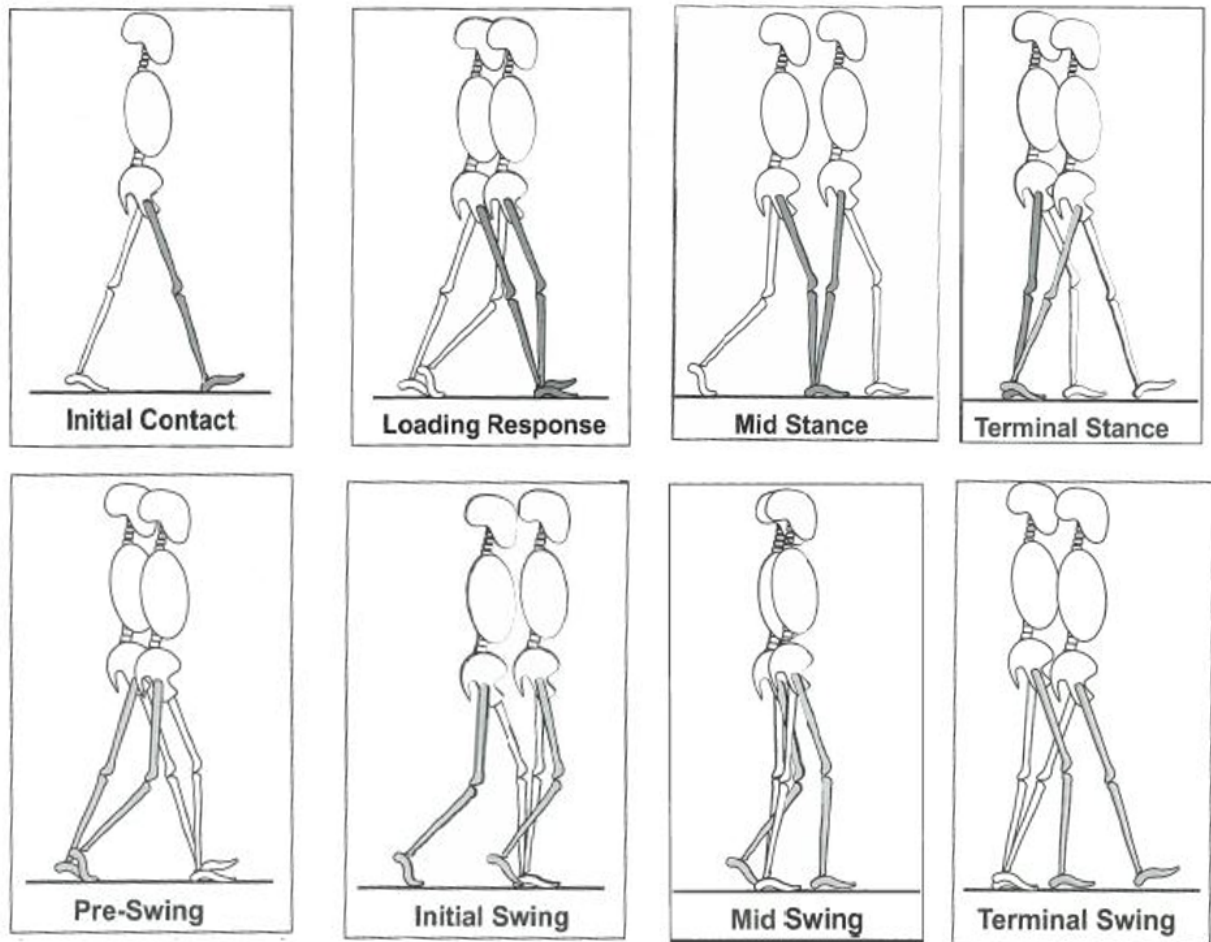
De kniehoek wordt in de literatuur gedefinieerd als de buitenhoek tussen de femur en de tibia. In het verdere onderzoek zal de kniehoek gedefinieerd worden als de binnenhoek, wat betekent 180°-buitenhoek, zie hiervoor figuur 4. Deze hoek verschilt in de verschillende fasen van de loopbeweging, zie voor de waarden van de kniehoeken in de verschillende fasen figuur 6. Hierin is te zien dat er twee momenten zijn waarop de kniehoek groot is, tijdens de ladingsrespons en de initiële zwaafase. De kniehoek is minimaal tijdens de terminale zwaafase, het been is daar helemaal gestrekt. De normale ROM van de knie tijdens de loopbeweging is ongeveer vanaf 0° tot 60°.

De heuphoek wordt gedefinieerd als de hoek van het bovenbeen ten opzichte van het bekken. Deze hoek verschilt in de verschillende fasen van de loopbeweging, zoals zichtbaar in figuur 7 en is het grootste tijdens de ladingsrespons en de mid-zwaafase. De hoek is het kleinste in de pre-zwaafase. De normale ROM van de heuphoek tijdens een loopbeweging is ongeveer van -10° tot 30°.

3.1.3.2 Oorzaken van verschillende afwijkingen in kniehoeken

Er zijn een aantal verschillende afwijkingen af te leiden vanuit hoeken van de knie tijdens de loopbeweging. Dit zijn gelimiteerde knieflexie, knie hyperextensie, 'extensor thrust', overmatige knieflexie, overmatige collaterale knieflexie en wiebelen. Hieronder zullen deze afwijkingen kort worden uitgelegd, en er wordt beschreven wat de mogelijke oorzaken van de afwijkingen zijn.

Gelimiteerde knieflexie betekent dat de flexie in een bepaalde fase minder is dan normaal. Dit uit zich vooral tijdens de ladingsrespons waar het de schokabsorptie vermindert en tijdens de pre-zwaafase



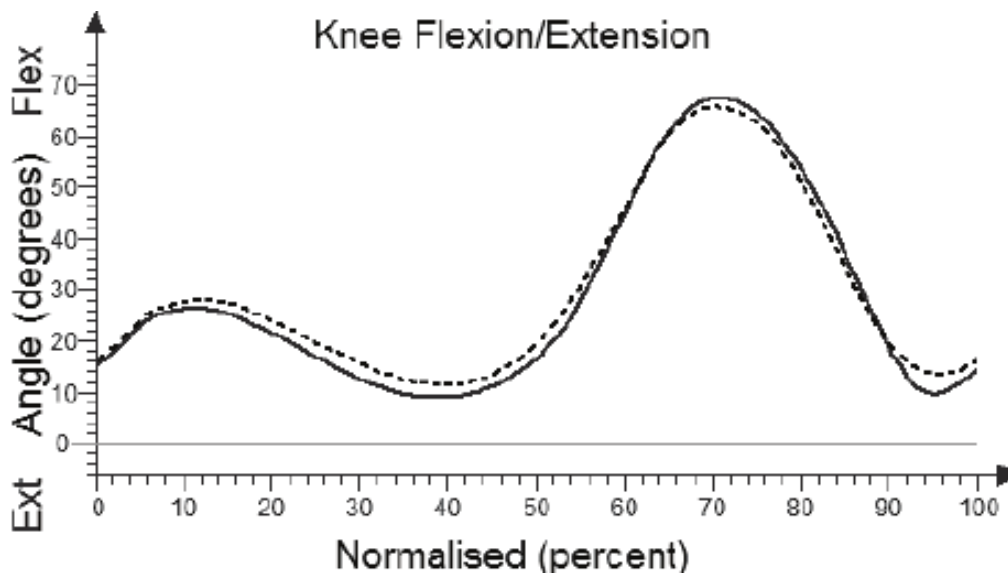
Figuur 5: Stand van het been in verschillende fasen van een loopbeweging [9]

en initiële zwaai fase waar het invloed heeft op het loskomen van de voet van de vloer, ook wel 'foot clearance', en bij kan dragen aan een sleepvoet. Oorzaken voor deze afwijking kunnen zijn:

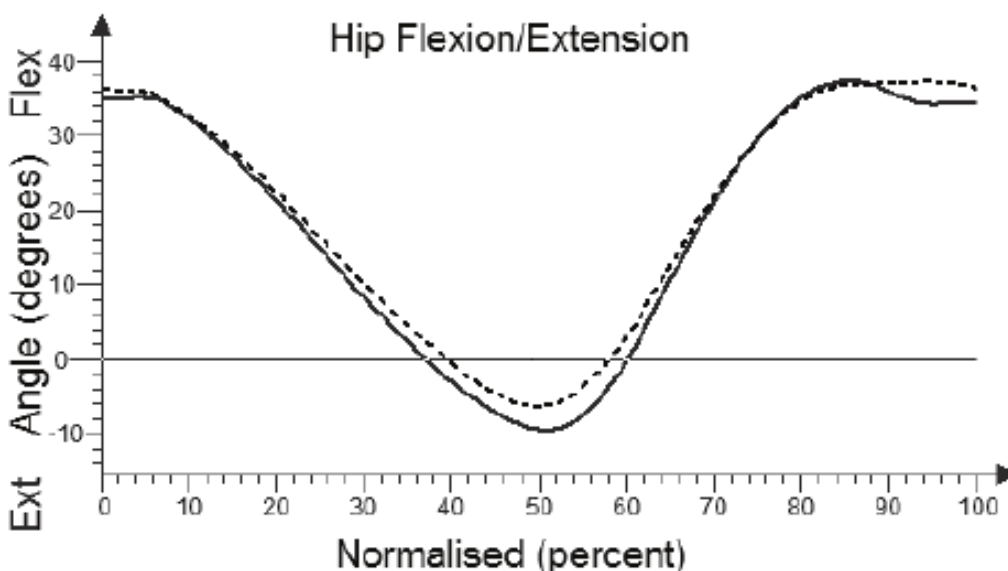
1. Verzwakking van de *m. quadriceps*;
2. Spasticiteit van de *m. quadriceps* of plantairflexoren;
3. Knie of patella-femorale gewrichtspijn;
4. Knie-extensie contractuur, een contractuur is een verkorting van de spieren;
5. Verminderde proprioceptie;
6. Slechte samenwerking tussen spieren, waardoor het onmogelijk wordt om snel knieflexie met extensie van aangrenzende gewrichten te combineren.

Hyperextensie van de knie betekent dat de knie gepositioneerd is achter de anatomische neutraal. Deze afwijking uit zich vooral gedurende het initieel contact, de ladingsrespons, mid-standfase, terminale standfase en pre-zwaai fase. Dit zorgt voor gelimiteerde voortgang van de beweging en gelimiteerde voorbereiding van de romp voor de loopbeweging. Deze afwijking kan veroorzaakt worden door:

1. Verzwakking van de *m. quadriceps*;
2. *M. quadriceps* en plantairflexor verzwakking;
3. Spasticiteit van de *m. quadriceps* en plantairflexoren;
4. Lichte plantairflexie contractuur.



Figuur 6: Buitenhoek van de knie tijdens een loopbeweging. Op de horizontale as de hoeken in graden. Op de verticale as wordt het percentage van de loopbeweging aangegeven [10]



Figuur 7: Heuphoek tijdens een loopbeweging. Op de horizontale as de hoeken in graden. Op de verticale as wordt het percentage van de loopbeweging aangegeven [10]

'Extensor thrust' is een krachtige beweging van de knie richting extensie en vindt plaats tijdens de ladersrespons en de mid-standfase. De oorzaken van een extensor thrust kunnen zijn:

1. Verzwakking van de *m. quadriceps*;
2. *M. quadriceps*- en plantairflexorspasticiteit;
3. Plantairflexie contractuur met een initieel contact op de voorvoet;
4. Verminderde proprioceptie van de knie.

Door te zorgen voor extensie in de ladersrespons wordt er minder gevraagd van de quadriceps. In het geval van quadriceps en plantairflexorspasticiteit en een plantairflexiecontractuur wordt tijdens de ladersrespons de *tibia* posterieur bewogen. Dit zorgt ook voor een 'extensor thrust' in de knie. Bij een verminderde proprioceptie zorgt de 'extensor thrust' voor extensie en meer stabiliteit tijdens de

standfase. Op termijn kunnen hyperextensie en een 'extensor thrust' zorgen voor vermoeidheid in de stabiliserende spieren. Ook kan pijn ontstaan in de ligamenten die de overstreckte knie ondersteunen. Een overmatige knieflexie kan voorkomen in de ladingsrespons-, midstand-, terminale stand- en terminale zwaafase. Bij de eerste drie hiervan zorgt te veel flexie voor meer inspanning van de quadriceps. In de terminale zwaafase zorgt overmatige flexie voor een verminderde staplengte. Een vergrootte flexie van de knie kan worden veroorzaakt door:

1. Verzwakking van de plantairflexoren;
2. Knieflexie contractuur;
3. Compensatie voor een heupflexiecontractuur;
4. Knieflexie overactiviteit of spasticiteit;
5. Contractuur van de hamstrings;
6. Pijn in de knie. [9]

3.1.3.3 Oorzaken verschillende afwijkingen in heuphoeken

Er zijn verschillende afwijkingen mogelijk die een veranderde ROM tot gevolg hebben in de heuphoeken. Hierbij worden alleen de afwijkingen in het sagitale vlak besproken omdat deze relevant zijn voor dit onderzoek. Dit zijn bijvoorbeeld overmatige flexie, gelimiteerde flexie en 'past retract'. In de volgende paragraaf zullen deze afwijkingen kort worden besproken en zullen de oorzaken van deze afwijkingen worden beschreven.

Overmatige flexie betekent dat de heupflexie tijdens een bepaalde fase meer is dan normaal. Deze afwijking uit zich vooral tijdens het initieel contact, de ladingrespons, de mid-standfase en terminale standfase waar het de vraag naar het gebruik van heupextensoren en de quadriceps vergroot. Tijdens de mid-zwaafase ondersteunt een overmatige flexie de 'foot clearance'. Oorzaken voor deze afwijking kunnen zijn:

1. Heupflexie contractuur;
2. Iliotibiale band contractuur;
3. Heupflexor spasticiteit;
4. Compensatie voor overmatige knie flexie en enkel dorsaalflexie;
5. Heuppijn;
6. Compensatie voor overmatige plantairflexie in de enkel.

Gelimiteerde flexie in de heup betekent dat er voor een bepaalde fase minder heupflexie is dan normaal. Dit uit zich vooral tijdens het initieel contact en de ladingsrespons waar het invloed heeft op de normale knieflexie en plantairflexie in de enkel. Tijdens de zwaaiperiode heeft gelimiteerde heupflexie invloed op de voorwaartse progressie van de romp en verkort het de staplengte. Oorzaken voor deze afwijking kunnen zijn:

1. Zwakte van de heupflexoren;
2. Spasticiteit of vergrote activiteit van de hamstrings;
3. Pijn in de heup;
4. Gevolg van een slepende voet.

'Past retract' is een voor- en dan achterwaartse beweging van de heup in de terminale swingfase. Dit kan willekeurig of onwillekeurig zijn en kan de voorwaartse progressie en staplengte belemmeren. Verschillende oorzaken voor deze afwijkingen kunnen zijn:

1. Zwakte van de quadriceps;
2. Synergistische beweging;
3. Verzwakte proprioceptie in de knie of enkel. [9]

3.2 Techniek

In deze paragraaf worden de gebruikte technieken kort besproken. Eerst zal ingegaan worden op de de gouden standaard, de Visualeyeyz. Vervolgens wordt de Kinect en zijn werking besproken.

3.2.1 Visualeyeyz

Visualeyeyz (PTI Phoenix Technologies, VS, VZ 4000v) is een systeem waarbij, door middel van markers, de positie van de gewrichten bepaald kan worden. Met behulp van deze posities kunnen gewrichtshoeken en bewegingen in beeld gebracht worden. Het Visualeyeyz bewegingsanalysesysteem bestaat uit drie belangrijke componenten:

1. Het markersysteem;
2. Het sensorsysteem;
3. De systeemsoftware.

Het markersysteem zorgt ervoor dat elke marker uniek is en onderscheiden kan worden van de andere markers. Er kunnen verschillende soorten markers worden gebruikt bij dit systeem. De markers die in dit onderzoek gebruikt worden zijn 6-chip LEDs met een 170° detectiehoek. De markers kunnen eenvoudig met tape of klittenband op de huid of kleding aangebracht worden. De markers zijn actief, dit houdt in dat de markers licht uitzenden dat door de camera's van het systeem wordt gedetecteerd. Het sensorsysteem zorgt ervoor dat de markerposities worden opgevangen en naar de computer worden gestuurd op de manier zoals van te voren is ingesteld door de gebruiker. De sensor kan maximaal 4850 driedimensionale data punten per seconde registreren, met een maximum van 24 markers tegelijkertijd. Het sensorsysteem moet bij het gebruik van meerdere camera's van te voren gekalibreerd worden.

De systeemsoftware maakt het mogelijk om als gebruiker volledig in te stellen hoe je het systeem wilt gebruiken. De data kan zo opgeslagen worden dat het ingeladen kan worden in andere software.

De positie van de bevestigde marker kan bepaald worden met een precisie van 0.1 mm. Dit betekent dat bij een correcte plaatsing van de markers de gewrichtshoeken met grote precisie bepaald kunnen worden, daarom wordt in dit onderzoek de Visualeyeyz aangenomen als gouden standaard. [11]

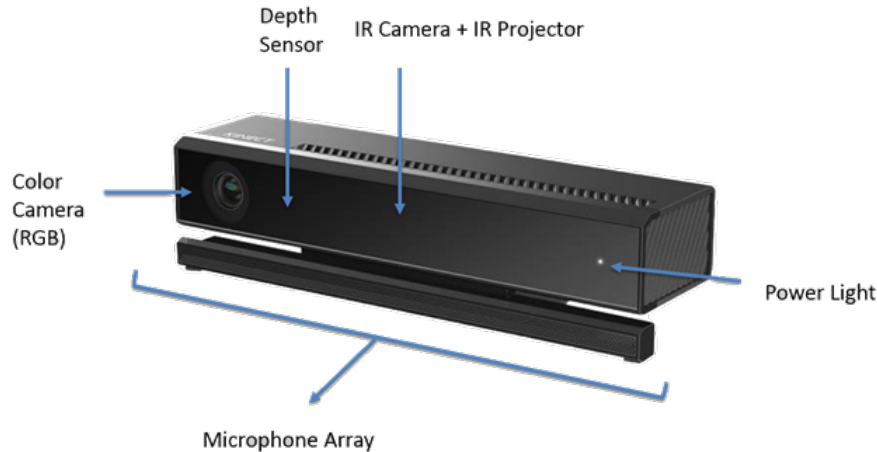
3.2.2 Kinect

Microsoft heeft de Kinect (Microsoft, VS, KinectV2) (Zie figuur 8) ontwikkeld om via je spelcomputer een game-ervaring zonder controller te bieden. De camera kijkt naar de houding van je lichaam, hierdoor biedt het de mogelijkheid je spelcomputer te bedienen. De Kinect kan door het combineren van camerabeelden en infraroodsignalen driedimensionale beelden opnemen en de houding van het lichaam herkennen, hoe dit precies gebeurt wordt hieronder verder uitgewerkt. Door de vele mogelijkheden en de relatief goedkope aanschafprijs wordt er veel onderzoek gedaan naar mogelijkheden van de Kinect. De Kinect is bijvoorbeeld in staat tot spraak-, gezichts- en gebaarherkenning.

De Kinect heeft drie infrarood emitters en een infrarood dieptesensor, deze zorgen voor de diepteweer-gave met behulp van het hieronder uitgelegde Time of Flight principe. Naast de emitter en de sensor zit een kleurencamera die in 1080p beelden schiet met 30 frames per seconden. Aan de onderkant zit een reeks microfoons, die naast het geluid, ook de locatie van het geluid waar kunnen nemen. [12]

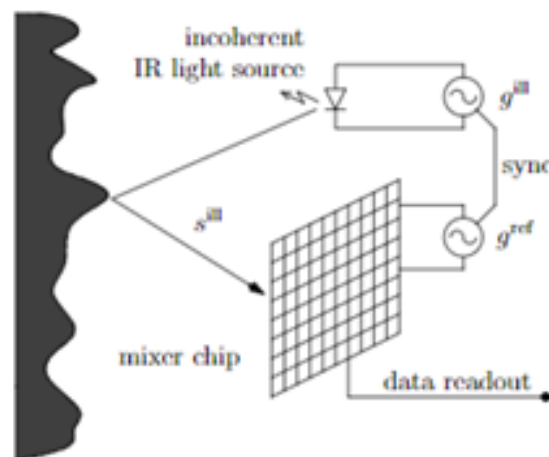
3.2.2.1 Time of Flight

De Time of Flight technologie is gebaseerd op het meten van de tijd die een lichtstraal nodig heeft om van een lichtbron tot een object en weer terug naar een sensor te komen. Dit wordt gemeten door een sensor die licht detecteert. Deze sensor verdeelt iedere pixel in twee helften. Beide helften schakelen in tegengestelde fase snel aan en uit. Wanneer een pixelhelft aan is absorbeert het fotonen en wanneer een pixelhelft uit is absorbeert deze niet. De laserlichtbron zendt het licht uit met een puls die in fase loopt met de eerste helft van de pixels. Wanneer een object zich dichtbij bevindt komen de eerst uitgezonden lichtfotonen van de laser terecht op de eerste pixelhelft die dan nog aan staat. De laatste lichtfotonen die de laser uitzendt komen terecht op de tweede pixelhelft die aan gaat wanneer de laser uit gaat. Wanneer een object zich verder weg bevindt, en het licht langer doet over deze grotere afstand, zal de eerste pixelhelft minder licht opvangen en de tweede pixelhelft meer. Het aantal fotonen dat wordt opgevangen door de twee pixelhelften wordt vergeleken. Hoe meer fotonen de tweede



Figuur 8: De Kinect met verschillende sensoren [13]

pixelhelft opvangt vergeleken met de eerste, des te verder het object zich van de Kinect bevindt. In figuur 9 en 10 wordt het Time of Flight principe verduidelijkt. Het is mogelijk dat een object zich zo ver

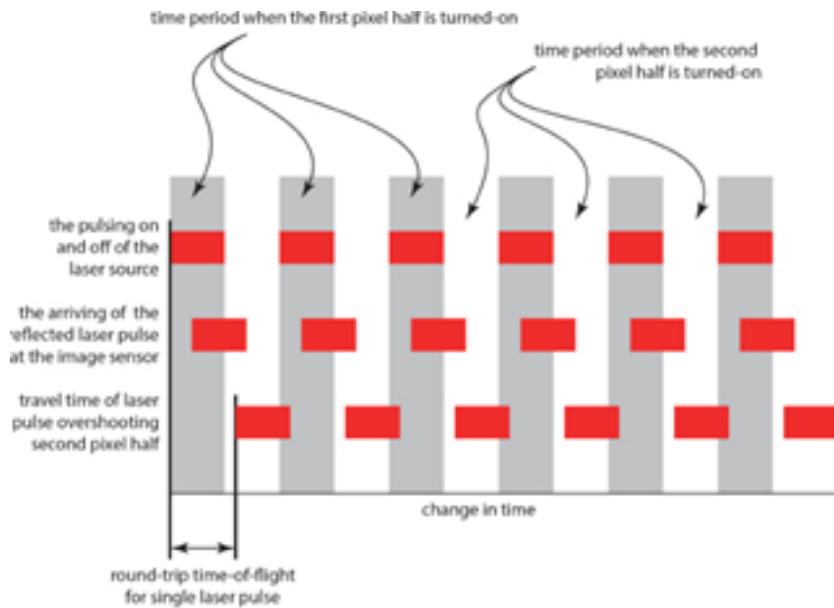


Figuur 9: Principe om met Time of Flight diepte te meten [14]

weg bevindt dat het licht te lang onderweg is om binnen te komen op de tweede pixelhelft, maar deze over slaat en binnen komt op de eerste pixelhelft, dit zorgt voor artefacten. Dit kan voorkomen worden door de pixelhelften langer aan te laten, maar dit zorgt ervoor dat kleine bewegingen niet meer goed gedetecteerd kunnen worden. Om deze reden doet de Kinect twee metingen; een waarbij de pixels langer aan staan en een grove schatting wordt gemaakt van de diepte. Daarnaast een meting waarbij de pixels minder lang aanstaan, deze meting zorgt voor een dieptebeeld met een hoge precisie. Met behulp van de grove schatting worden artefacten weggefilterd. [15]

3.2.2.2 Bepalen van de lichaamspositie

Nadat een dieptebeeld is gecreëerd wordt vanuit hier de lichaamspositie bepaald. Dit is een proces van twee stappen. Allereerst het per pixel classificeren van de lichaamsdelen vanuit de dieptemap en daarna het plaatsen van de gewrichten op het lichaam. Om de eerste stap te voltooien is de Kinect getraind met meer dan honderdduizend voorbeelden van lichaamsdieptemappen. Omdat de Kinect een zelflerend systeem is, kan het ook dieptemappen van lichamen opslaan als extra training. Wanneer de Kinect een beeld heeft gegenereerd, zal het gebruikmaken van deze trainingsvoorbeelden om het lichaam te identificeren. Vervolgens wordt er met behulp van een van de tweeduizend willekeurig ge-



Figuur 10: Time of Flight principe waarbij twee Pixelhelften die een laserpuls opvangen. [14]

kozen 'decision trees' per pixel gekeken welk deel van het lichaam deze pixel bevat. Op deze manier wordt het lichaam gesegmenteerd. Wanneer het lichaam gesegmenteerd is, zal de Kinect aan stap twee beginnen. Er wordt een schatting gemaakt van waar de gewrichten zullen zitten. Dit gebeurt door middel van een mean-shift algoritme, dit algoritme zoekt het zwaartepunt van de pixelwaarden. Aan de hand van deze zwaartepunten en de trainingsdata kan de Kinect een skelet creëren met gewrichtspunten. [16, 17]

Niet alle details achter de bepaling van de diepte en lichaamspositie zijn duidelijk doordat Microsoft een patent heeft op de techniek achter de Kinect. [18]

4 Methode

Om de onderzoeksvraag te beantwoorden moeten verschillende stappen worden gezet. Allereerst wordt de softwarekeuze uitgelegd. Vervolgens wordt beschreven hoe met een eerste meetmoment de optimale meetopstelling bepaald werd en hoe uit de verzamelde data de hoeken berekend werden. Daarna wordt uitgelegd welke data verzameld werd tijdens het tweede meetmoment om een statistische analyse uit te kunnen voeren.

4.1 Software

Als software die gebruikt is voor het opnemen van de skeletpuntdata van de Kinect is er gekozen uit drie softwareprogramma's die veel gebruikt werden in andere onderzoeken, namelijk Brekel Pro Body V2 (Brekel, *Nederland*, Brekel Pro Body V2), NUIcapture en IPIsoft. Daarnaast is er ook bekeken of het mogelijk is om met Matlab (Mathworks, VS, Matlab R2016a) live opnames te maken en data op te slaan. Dit bleek niet te werken omdat alle uitleg die hierover te vinden was bedoeld was voor de Kinect V1 camera en er nergens beschreven was hoe dit omgezet kon worden naar een Kinect V2. Al de software is uitvoerig bekeken en getest. NUIcapture bleek alleen geschikt te zijn voor de Kinect V1 camera, dus deze software kon niet worden gebruikt in dit onderzoek. IPIsoft leek een geschikt programma te zijn, maar er bleken twee programma's nodig te zijn om hier data mee te kunnen opslaan. Eerst moest er een video opgenomen worden met een opnameprogramma, daarna kon deze opname in andere IPIsoft software worden ingeladen. Deze software bezat de mogelijkheid om een skelet over een persoon heen te leggen en deze data op te slaan. Brekel Pro Body V2 bleek een overzichtelijk en eenvoudig te gebruiken programma om opnames te maken en de data van de gewrichtspunten op te slaan. Mede door de gebruiksvriendelijkheid is er uiteindelijk voor gekozen om Brekel Pro Body V2 te gebruiken in dit onderzoek.

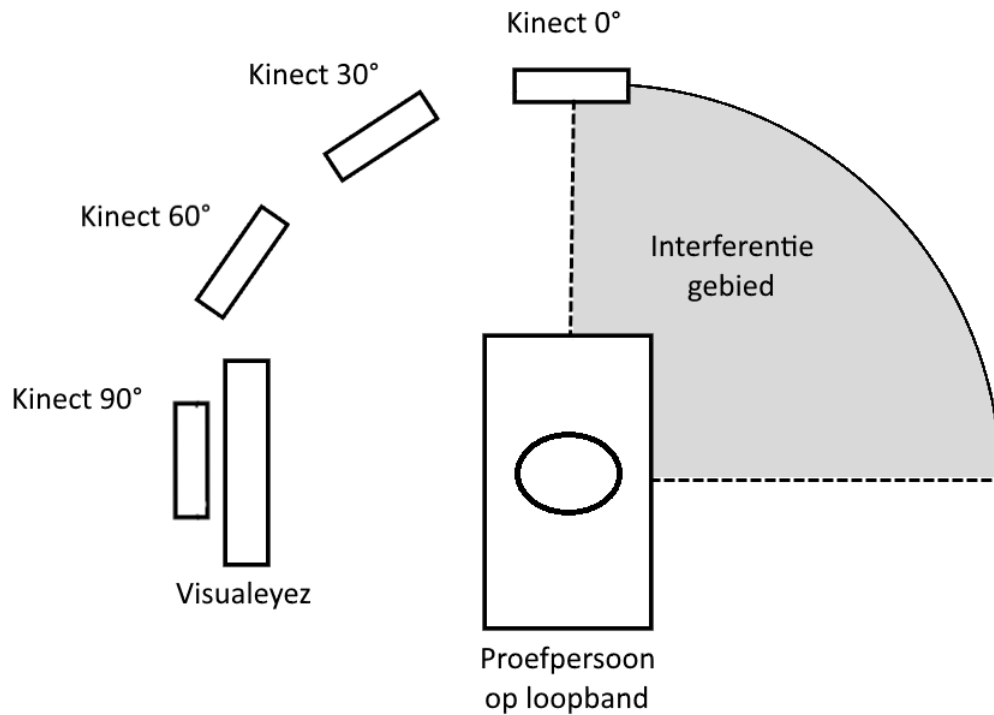
De software die gebruikt is om de gegevens te verwerken is Matlab. Een andere veel gebruikte mogelijkheid is Visual Studio C#. Het voordeel van dit programma is dat het een programmeertaal is die is ontwikkeld door Microsoft, net als de Kinect, en de gegevens van de Kinect makkelijk te importeren zijn. Er was echter onvoldoende kennis over C# en wel veel kennis over de Matlab programmeertaal. Om deze reden is er gekozen om de gegevens te verwerken in Matlab zodat er efficiënter gewerkt kon worden. Er is wel een programmeercode gevonden voor C# waarin de hoeken van de knie via de Kinect berekend konden worden. Maar dit programma berekende de hoeken slechts in een tweedimensionaal vlak, door deze beperking voldeed dit programma niet aan de gestelde onderzoekseisen, namelijk het meten van hoeken in een driedimensionaal vlak.

4.2 Metingen

Doordat tijdens de Kinectmetingen gebruik gemaakt werd van de trialversie van de software konden er geen metingen langer dan vier seconden opgenomen worden. Dit was lang genoeg om een squat uit te voeren en een loopbeweging te meten. Het doel van het eerste meetmoment was vooral het bepalen van de optimale meetopstelling van de Kinect en voorwaarden voor het meten. Daarnaast kon met de verkregen gegevens de methode van analyse uitgewerkt en gecontroleerd worden. Vervolgens konden met deze meetopstelling in een tweede meetmoment een groot aantal metingen gedaan worden om een statistische analyse op uit te voeren.

De metingen werden gedaan in het bewegingslab op de Universiteit Twente. Twee camera's namen tegelijk dezelfde beweging op. De Visualeyex stond steeds met een hoek van 90° op de proefpersoon. De Kinect stond constant op een hoogte van 70 cm. Met de Kinect werd er onder hoeken van 0°, 30°, 60° en 90° gemeten (zie figuur 11), waarbij een hoek van 0° betekende dat de Kinect recht tegenover de proefpersoon stond. De metingen onder een hoek van 0° en 30° werden uitgevoerd op een loopband, bij de metingen van 60° en 90° is dit niet mogelijk vanwege de leuning van de loopband die het beeld verstoren. Er werd met de Kinectcamera 180° rondom de proefpersoon gemeten.

Onder iedere camerahoek werden eerst statische bewegingen gemeten, waarbij de kniehoek stil werd gehouden op ongeveer 180°, 135°, 90° en 55°. Daarna werden drie verschillende squatbewegingen gemeten, waarbij steeds dieper door de knieën werd gezakt. Vervolgens werden loopbewegingen op drie verschillende snelheden opgenomen (3,2, 4,8 en 6,4 km/h).



Figuur 11: Meetopstelling met verschillende camerahoeken van de Kinect

4.3 Gegevensverwerking

4.3.1 Berekenen van gewrichtshoeken

4.3.1.1 Kinect

De voor de Kinectmetingen gebruikte software, Brekel Pro Body V2, slaat de gegevens op als een csv bestand. Hierbij wordt ieder gewricht weergegeven in de translaties t_x , t_y en t_z en de rotaties r_x , r_y en r_z . Ieder gewricht wordt gedefinieerd ten opzichte van het voorgaande gewricht zoals aangegeven in figuur 12. De rotaties zijn gedefinieerd als Eulerhoeken en geven de rotaties van het assenstelsel van het nieuwe gewricht ten opzichte van het oudergewricht rondom de x-, y- en z-as aan. Met behulp van deze rotaties kan een rotatiematrix opgesteld worden door de rotatiematrices van rotaties rondom x-, y- en z-as te vermenigvuldigen zoals weergegeven in de onderstaande formules. De volgorde van vermenigvuldiging is bij Eulerhoeken erg belangrijk, bij het reconstrueren van de gewrichtspunten in de ruimte is gebleken dat bij de Brekeldata de volgorde $R = R_z * R_x * R_y$ wordt gebruikt. Ook in de literatuur is gevonden dat dit een gebruikelijke volgorde is voor de knie en heup [20].

$$\text{Rotatie rond x-as: } R_x = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(rx) & -\sin(rx) \\ 0 & \sin(rx) & \cos(rx) \end{bmatrix}$$

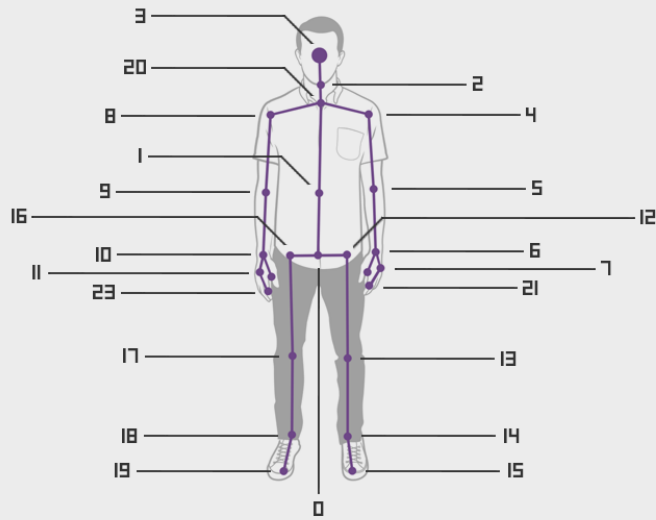
$$\text{Rotatie rond y-as: } R_y = \begin{bmatrix} \cos(ry) & 0 & \sin(ry) \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin(ry) & 0 & \cos(ry) \end{bmatrix}$$

$$\text{Rotatie rond z-as: } R_z = \begin{bmatrix} \cos(rz) & \sin(rz) & 0 \\ \sin(rz) & \cos(rz) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

KINECT V2 JOINT ID MAP

25 JOINTS
6 BODIES

JOINTTYPE.SPINEBASE	= 0.
JOINTTYPE.SPINEMID	= 1.
JOINTTYPE.NECK	= 2.
JOINTTYPE.HEAD	= 3.
JOINTTYPE.SHOULDERLEFT	= 4.
JOINTTYPE.ELBOWLEFT	= 5.
JOINTTYPE.WRISTLEFT	= 6.
JOINTTYPE.HANDLEFT	= 7.
JOINTTYPE.SHOULDERRIGHT	= 8.
JOINTTYPE.ELBOWRIGHT	= 9.
JOINTTYPE.WRISTRIGHT	= 10.
JOINTTYPE.HANDRIGHT	= 11.
JOINTTYPE.HIPLLEFT	= 12.
JOINTTYPE.KNEELEFT	= 13.
JOINTTYPE.ANKLELEFT	= 14.
JOINTTYPE.FOOTLEFT	= 15.
JOINTTYPE.HIPRIGHT	= 16.
JOINTTYPE.KNEERIGHT	= 17.
JOINTTYPE.ANKLERIGHT	= 18.
JOINTTYPE.FOOTRIGHT	= 19.
JOINTTYPE.SPINESHOULDER	= 20.
JOINTTYPE.HANDTIPLEFT	= 21.
JOINTTYPE.THUMBLEFT	= 22.
JOINTTYPE.HANDTIPRIGHT	= 23.
JOINTTYPE.THUMBRIGHT	= 24.



Figuur 12: Gewrichtsmap van de Kinect V2 [19]

$$R = R_z * R_x * R_y =$$

$$\begin{bmatrix} \cos(ry)\cos(rz) - \sin(rx)\sin(ry)\sin(rz) & -\cos(rx)\sin(rz) & \cos(rz)\sin(ry) + \cos(ry)\sin(rx)\sin(rz) \\ \cos(rz)\sin(rx)\sin(ry) + \cos(ry)\sin(rz) & \cos(rx)\cos(rz) & -\cos(ry)\cos(rz)\sin(rx) + \sin(ry)\sin(rz) \\ \cos(rx)\sin(ry) & \sin(rx) & \cos(rx)\cos(ry) \end{bmatrix}$$

Met behulp van de volgende formules kunnen de buiten- en binnenhoek van de knie bepaald worden.

$$\text{Buitenhoek knie} = \arccos\left(\frac{R_{00} + R_{11} + R_{22} - 1}{2}\right)$$

$$\text{Binnenhoek knie} = 180 - \text{Buitenhoek knie}$$

De binnenkniehoek wordt verder in dit onderzoek gebruikt, in tegenstelling tot in de gebruikte literatuur, gedefinieerd als de binnenhoek tussen boven- en onderbeen [9]. Deze keuze is gemaakt omdat de binnenhoek gemakkelijker visueel voor te stellen is dan de buitenhoek van de knie. Met behulp van Matlab werd een script geschreven waarmee grafieken konden worden gemaakt van de kniehoek berekend met de Kinect uitgezet tegen de tijd.

4.3.1.2 Visualeyez

De gegevens van de Visualeyez konden met behulp van een script worden ingeladen in Matlab, waar de posities van de markers werden weergegeven door een x-, y- en z-component in een globaal assenstelsel. De vectoren van het onderbeen en bovenbeen werden als volgt bepaald:

$$\text{Bovenbeen} = [\text{HeupX} - \text{KnieX} \quad \text{HeupY} - \text{KnieY} \quad \text{HeupZ} - \text{KnieZ}]$$

$$\text{Onderbeen} = [\text{VoetX} - \text{KnieX} \quad \text{VoetY} - \text{KnieY} \quad \text{VoetZ} - \text{KnieZ}]$$

De hoek tussen deze twee vectoren wordt bepaald met behulp van de volgende Matlabfuncties:

$$\text{Kniehoek in radialen} = \text{atan2}(\text{norm}(\text{cross}(\text{Bovenbeen}, \text{Onderbeen})), \text{dot}(\text{Bovenbeen}, \text{Onderbeen}))$$

Hierin betekent *cross* het uitproduct en *dot* het inproduct. De reden dat gekozen is voor deze methode is dat hij het meest accuraat is bij hoeken rond 0 en π radialen. Uit de voorgaande berekening komt een hoek in radialen. De kniehoek wordt van radialen naar graden omgerekend met behulp van de volgende formule:

$$\text{Kniehoek in graden} = \frac{\text{Kniehoek in radialen}}{\pi} * 180$$

4.3.2 Vergelijking tussen Visualeyez en Kinect

Als op de hiervoor beschreven manier de hoeken bepaald zijn kunnen de beide systemen vergeleken worden. Het vergelijken van de uitkomsten van de Kinect en Visualeyez kan op verschillende manieren. Allereerst kunnen de grafieken met het oog vergeleken worden, maar dit levert geen betrouwbare resultaten op.

Daarnaast kan er gecontroleerd worden of er een offset aanwezig is en of deze offset ongeveer gelijk is bij verschillende metingen. Deze offset wordt berekend voor twee verschillende eigenschappen van de metingen: het gemiddelde van de metingen en de ROM van de metingen, de ROM is hierbij gedefinieerd als:

$$ROM = maximum_{kniehoek} - minimum_{kniehoek}$$

Het vergelijken van de gemiddelden is vooral relevant bij statische metingen, het vergelijken van de ROM is relevanter bij bewegingen. De offset van het gemiddelde wordt als volgt bepaald:

$$Offset_{meting\ 1,2,...,n} = Gemiddelde_{Visualeyez\ 1,2,...,n} - Gemiddelde_{Kinect\ 1,2,...,n}$$

$$Offset_{gemiddelde} = Gemiddelde(Offset_{meting\ 1,2,...,n})$$

Verder wordt bepaald of deze offset bij iedere meting ongeveer gelijk is door de gemiddelde afwijking van deze offset per meting te bepalen als volgt:

$$Afwijking\ offset_{meting\ 1,2,...,n} = Offset_{meting\ 1,2,...,n} - Offset_{gemiddelde}$$

$$Gemiddelde\ Afwijking = Gemiddelde(abs(Afwijking\ offset_{meting\ 1,2,...,n}))$$

Wanneer de gemiddelde afwijking klein is betekent dit dat de offset bij iedere meting ongeveer gelijk is en kan hiervoor dus gecorrigeerd worden. Wanneer deze waarde groot is betekent dit dat er geen systemische fout, maar een willekeurige fout in het meten met de Kinect zit en is het corrigeren dus lastig. Dezelfde berekening kan uitgevoerd worden met de ROM in plaats van het gemiddelde van de metingen, deze berekening is hieronder uitgewerkt. Dit geeft meer informatie over het vermogen van de Kinect om het verloop van een beweging te meten.

$$Offset\ ROM_{meting\ 1,2,...,n} = ROM_{Visualeyez\ 1,2,...,n} - ROM_{Kinect\ 1,2,...,n}$$

$$Offset_{ROM} = Gemiddelde(Offset\ ROM_{meting\ 1,2,...,n})$$

Verder wordt bepaald of deze offset bij iedere meting ongeveer gelijk is door de gemiddelde afwijking van deze offset per meting te bepalen als volgt:

$$Afwijking\ offset\ ROM_{meting\ 1,2,...,n} = Offset\ ROM_{meting\ 1,2,...,n} - Offset_{ROM}$$

$$Gemiddelde\ Afwijking\ ROM = Gemiddelde(abs(Afwijking\ offset\ ROM_{meting\ 1,2,...,n}))$$

Door het gemiddelde van de $offset_{gemiddelde}$ van een groot aantal metingen waarbij dezelfde beweging werd uitgevoerd te bepalen kan een offset worden bepaald voor het gemiddelde bij een bepaalde beweging, met deze offset kan meteen gecorrigeerd worden. Voor de offset van de ROM geldt dit niet. Om hiervoor te kunnen corrigeren moet een correctiefactor bepaald worden. Door de gemiddelde ROM van een groot aantal metingen van de Visualeyez te delen door de gemiddelde ROM van de de Kinect kan de correctiefactor voor de ROM bepaald worden. De gecorrigeerde hoek kan dan bepaald worden met de volgende formule:

$$Gecorrigeerde\ hoek = (hoek + offset_{gemiddelde} - gemiddelde(hoek + offset_{gemiddelde})) * correctiefactor_{ROM} + gemiddelde(hoek + offset_{gemiddelde})$$

Met behulp van de data gemeten tijdens het eerste meetmoment werden de offsets bepaald per meetopstelling. Vanuit deze resultaten kon de optimale meetopstelling worden bepaald. Met deze meetopstelling moet een groot aantal metingen worden uitgevoerd om een betrouwbare vergelijking te kunnen maken tussen beide meetsystemen en een significant verschil te kunnen waarnemen. Ook moet de nauwkeurigheid bepaald worden voor verschillende bewegingen: een statische meting met een vaste hoek van de knie, een loopbeweging en een squat. Om dit te kunnen doen worden met kniehoeken van 90° 135° en 180° statische metingen gedaan. De loopbeweging zal worden uitgevoerd met twee verschillende snelheden zodat bepaald kan worden of de Kinect de snelheid van de verandering van de kniehoek kan bijhouden.

4.3.3 Statistische analyse

Op de verkregen waarden van de gemiddelden, minima en maxima van de metingen tijdens het tweede meetmoment kan een statistische analyse toegepast worden. Op grond hiervan kan bepaald worden in hoeverre de Kinect geschikt is om een kwantitatieve bewegingsanalyse uit te voeren met behulp van kniehoeken. Het tweede meetmoment was vooral gericht op het testen van de nauwkeurigheid van de Kinect. De meetopstelling was hetzelfde, alleen werd er nu elke meting onder een Kinecthoek van 30° gemeten. Er zijn in totaal 60 statische bewegingen onder kniehoeken van ongeveer 90° , 135° en 180° gemeten. Hierna zijn er loopbewegingen van twee personen op twee verschillende snelheden gemeten, elk 20 metingen. In totaal zijn er dus 80 loopmetingen gemaakt. Vervolgens zijn er nog 50 gelijke squatbewegingen gemeten.

Op deze 60 statische metingen, twee keer 40 metingen van een loopbeweging en 50 metingen van een squatbeweging zal een statistische analyse uitgevoerd worden. Voor de statische meting wordt een vergelijking gemaakt tussen het berekende gemiddelde van de hoeken van beide systemen. Bij de dynamische loop- en squatbewegingen wordt de vergelijking gemaakt op basis van de ROM berekend van beide systemen. Deze zelfde vergelijking wordt ook gemaakt tussen de Visualeyex en de offset gecorrigeerde Kinectdata zodat ook gezien kan worden of de offset noodzakelijk is om mee te nemen in de berekening. Om te kijken of er significante verschillen tussen de twee gebruikte systemen zit bij verschillende metingen zal een gepaarde t-toets uitgevoerd worden. Dit houdt in dat er per verzameling van dezelfde metingen wordt gekeken in hoeverre per meting de Kinect en Visualeyex van elkaar verschillen. Er wordt gekeken met een alpha van 0,05, er kan dan met 95% zekerheid bewezen worden of er significante verschillen tussen beide metingen zijn of niet. Als er uit de t-toets een p-waarde van meer dan 0,05 komt, is er geen significant verschil tussen beide metingen.

5 Resultaten

In deze paragraaf zullen de resultaten van zowel het eerste als het tweede meetmoment worden besproken.

5.1 Eerste meetmoment

In eerste instantie was het doel om bij het eerste meetmoment 180° rondom de proefpersoon te meten, maar tijdens de metingen bleek dat het infraroodsignaal van de Kinect de Visualeyeyz verstoortte wanneer de Kinect met een hoek van meer dan 90° op de Visualeyeyz-camera stond (zie figuur 11).

Tijdens het meten bleek uit de beelden al dat de metingen onder een hoek van 90° niet accuraat waren. De Kinect kon de gewrichtspunten niet goed bepalen doordat de twee benen constant voor elkaar langs bewogen. Deze vermoedens werden bevestigd door de later verkregen grafieken.

Onder een Kinecthoek van 60° was het voor de Kinect onmogelijk het lichaam op de loopband te tracken. De loopband heeft aan de zijkanten een leuning die het tracken van een skelet onmogelijk maakt. Om deze reden moesten de metingen uitgevoerd worden op de grond. De loopbewegingen waren slechter te meten omdat de proefpersoon door het beeld heen moet lopen, eerst op gang moet komen en het de Kinect tijd kost om het skelet te tracken.

Omdat tijdens het meten bleek dat met camerahoeken van 60° en 90° niet accuraat gemeten kon worden, zijn er alleen voor 0° en 30° offsets bepaald. Deze berekende offsets zijn zichtbaar in tabel 1. Omdat de hoeveelheid meetresultaten onder deze hoeken beperkt is kan geen statistisch significant verschil waargenomen worden.

Tabel 1: Gemiddelde Offsets en afwijkingen bij verschillende camerahoeken (in graden)

Kinecthoek		0°	30°
Statisch			
	Offset _{gemiddelde}	25,7	18,3
	Afwijking offset _{gemiddelde}	16,3	24,7
Squat			
	Offset _{gemiddelde}	6,43	6,59
	Afwijking offset _{gemiddelde}	4,39	1,76
	Offset _{ROM}	32,6	12,2
	Afwijking offset _{ROM}	15,7	6,78
Loopbeweging			
	Offset _{gemiddelde}	10,0	7,55
	Afwijking offset _{gemiddelde}	1,02	1,55
	Offset _{ROM}	33,3	37,0
	Afwijking offset _{ROM}	4,76	1,89

Op basis van deze meetresultaten kan vermoed worden dat bij een meethoek van 30° nauwkeuriger gemeten kan worden. Dit is te zien aan de gemiddelde afwijking van de offset van de ROM. Deze is het belangrijkste voor de niet statische bewegingen. Vanuit de literatuur blijkt geen voorkeur voor de camerahoek van 0° of 30° alleen een afkeur voor een hoek van 90° [21]. Voor het tweede meetmoment wordt gekozen voor een meethoek van 30° om verschillende redenen:

1. De storing die de Kinect veroorzaakt op de Visualeyeyz-camera is naar verwachting minder bij 30° dan bij 0°.
2. Bij een diepe kniebuiging kan het heuppunt achter de knie vallen bij een camerahoek van 0°, hierdoor zal de meting minder precies zijn.
3. De metingen geven het vermoeden dat er nauwkeuriger kan worden gemeten onder een hoek van 30°.

In de grafieken van de Visualeyeyz bleken regelmatig willekeurig uitschieterende pieken op te treden. Deze pieken worden veroorzaakt door missende coördinaten van een van de markers. Om deze data toch te kunnen gebruiken is besloten een filter toe te passen. Hierbij wordt voor ieder punt de mediaan genomen van de zes omliggende punten. Pieken vallen hierdoor weg.

5.2 Tweede meetmoment

Tijdens het analyseren van de data uit het tweede meetmoment bleek dat er een redelijk groot verschil tussen beide systemen zit wat betreft de gemiddelde waarde en ROM. Vanuit alle verschillende metingen is daarom voor zowel de loopbeweging als een squatbeweging de offset van het gemiddelde en de offset van de ROM bepaald. Daarnaast is bepaald hoeveel de waarden gemiddeld afwijken van de offset. De offsets en afwijkingen van gemiddelden en ROM worden weergegeven in tabel 2. De opgeschoonde metingen houden in dat de metingen waarbij tijdens het meten of bepalen van de hoeken bleek dat er een meetfout had opgetreden, er uit zijn gefilterd.

Tabel 2: Gemiddelde Offsets en afwijkingen van de kniehoek in graden

Kinecthoek		Offset gemiddelde	Afwijking offset gemiddelde	Offset ROM	Afwijking offset ROM
Statisch					
	180°	5,78	1,91		
	135° opgeschoonde metingen	22,4	0,803		
	135°	27,5	7,66		
	90° opgeschoonde metingen	25,7	7,04		
	90°	26,5	9,40		
Squat					
	Proefpersoon 1			7,84	4,26
Lopen					
	Langzaam proefpersoon 1	13,3	1,33	27,3	1,03
	Langzaam proefpersoon 2	8,78	1,35	30,7	2,06
	Snel proefpersoon 1	13,5	0,628	32,3	0,741
	Snel proefpersoon 2	11,7	1,13	41,2	1,71

Tijdens de loopbeweging blijken de afwijkingen van de offsets klein te zijn, zowel bij de offset van het gemiddelde als van de ROM. Dit houdt in dat de hoeken die berekend worden met behulp van de Kinectdata steeds ongeveer dezelfde afwijking vertonen, voor zowel het gemiddelde als de ROM. Uit de gegevens van de metingen blijken voor de kniehoek tijdens een loopbeweging de volgende offsets en correctiefactoren te gelden:

- Offset gemiddelde = -11,8°;
- Correctiefactor ROM = 2,2.

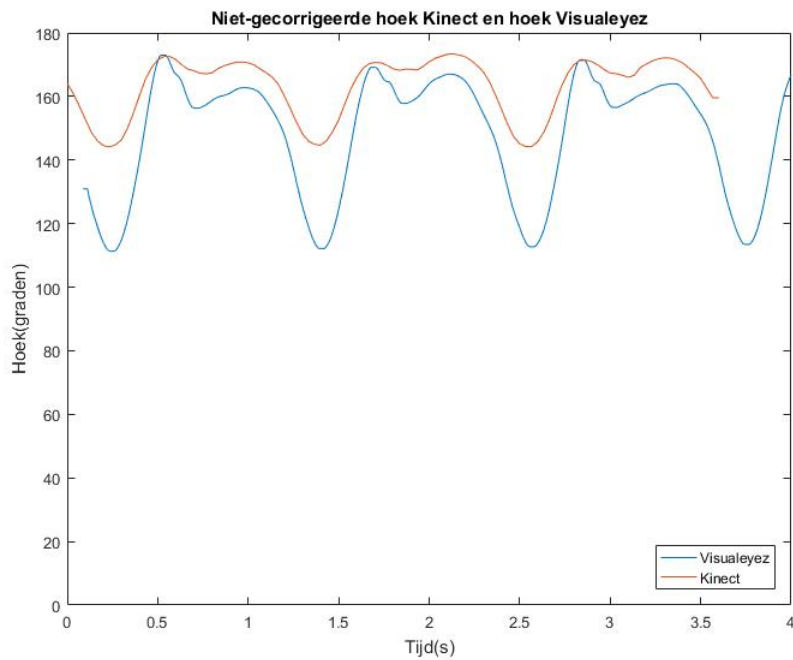
Voor de kniehoek tijdens een squat zijn de volgende offsets bepaald:

- Offset gemiddelde = - 3,5° (deze offset is bepaald uit het gemiddelde verschil in maximale kniehoeken tussen Kinect en Visualeyex. Dit vanwege het feit dat de metingen niet precies gelijk startten en daarom niet representatieve gemiddelden hadden);
- Correctiefactor ROM = 0,93.

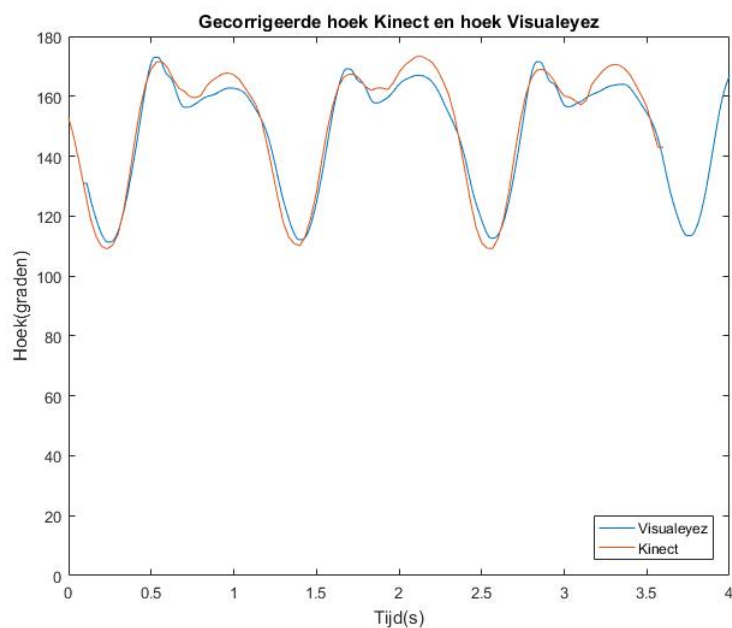
Voor de heuphoek tijdens een loopbeweging gelden de volgende offsets:

- Offset gemiddelde = 7,5°;
- Correctiefactor ROM = 1,03.

Om een indruk te geven van de invloed van de toegepaste correctie zijn twee grafieken van de kniehoek tijdens een loopbeweging gemeten met de Visualeyex en Kinect te zien in figuur 13 en 14. Ook is een grafiek van de kniehoek tijdens een squatbeweging weergegeven waaruit minder duidelijk een offset blijkt in figuur 15. Uit de statistische analyse, waarvan de resultaten weergegeven worden in tabel 3, is gebleken dat er geen significant verschil is tussen de ROM gemeten Kinect en Visualeyex bij het lopen op een snelheid van 3,2 km/h. Ook is er geen significant verschil tussen de ROM gemeten met Kinect en Visualeyex van de squat, waarbij niet is gecorrigeerd voor de offset. Wanneer de squatbeweging wel wordt gecorrigeerd voor offset blijkt wel een significant verschil. Alle andere vergelijkingen leveren een



Figuur 13: Binnenhoek van de knie tijdens een loopbeweging gemeten met Kinect en Visualeyaz

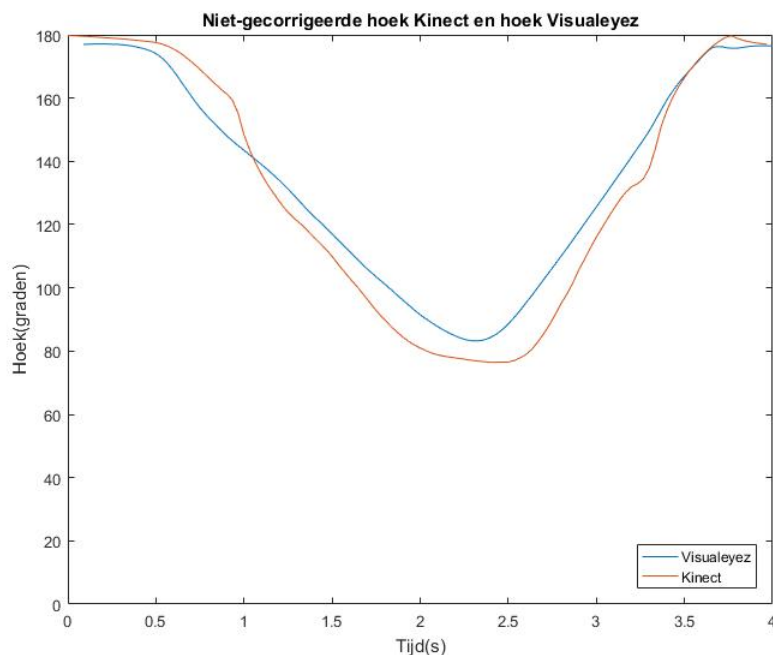


Figuur 14: Gecorrigeerde binnenhoek van de knie tijdens een loopbeweging gemeten met Kinect en Visualeyaz

significant verschil op.

Op het oog leken de metingen van de tweede proefpersoon bij het lopen op 6,4 km/h geen juiste waarden te geven. Daarom is voor deze metingen de vergelijking ook gemaakt door alleen naar de eerste proefpersoon te kijken. Er is dan ook voor het lopen op 6,4 km/h, met correctie voor de offset, geen significant verschil tussen beide systemen.

De hoeken die de heup maakt zijn ook vergeleken tussen de Kinect en Visualeyaz, de resultaten hiervan



Figuur 15: Binnenhoek van de knie tijdens een squat gemeten met Kinect en Visualeyeyz

Tabel 3: Statistische vergelijking van de binnenhoeken van de knie tussen Kinect en Visualeyeyz

Wat?	Gemiddelde Kinect	Gemiddelde Visualeyeyz	p-waarde
Gemiddelde Statisch	146	129	0,000
ROM Lopen 3,2 km/h	26,4	56,0	0,000
ROM Lopen 3,2 km/h met Offset correctie	58,0	56,0	0,010*
ROM Lopen 6,4 km/h	27,4	64,6	0,000
ROM Lopen 6,4 km/h met Offset correctie	60,3	64,6	0,000
ROM Lopen 6,4 km/h pp1	27,4	60,1	0,000
ROM Lopen 6,4 km/h met Offset correctie pp1	60,4	60,1	0,602*
ROM Squat	99,0	97,8	0,396*
ROM Squat met Offset correctie	92,1	97,8	0,000

*Geen significant verschil

zijn zichtbaar in tabel 4. Uit de resultaten blijkt dat er geen significante verschillen zijn tussen de hoeken gemeten met beide systemen bij een loopbeweging op 3,2 km/h. Als er gebruik wordt gemaakt van een offset correctie zijn de verschillen nog kleiner dan zonder offset correctie. De heuphoeken zijn niet bekeken bij squatbewegingen, omdat de resultaten van de Visualeyeyz niet goed genoeg waren om hier Kinectdata mee te kunnen vergelijken.

Tabel 4: Statistische vergelijking heuphoeken Kinect en Visualeyeyz

Wat?	Gemiddelde Kinect	Gemiddelde Visualeyeyz	p-waarde
Gemiddelde Statisch	168	158	0,000
ROM Lopen 3,2 km/h	13,0	13,4	0,522*
ROM Lopen 3,2 km/h met Offset correctie	13,4	13,4	0,986*
ROM Lopen 6,4 km/h	16,6	15,3	0,015
ROM Lopen 6,4 km/h met Offset correctie	17,1	15,3	0,001

*Geen significant verschil

6 Applicatie

Naast het gebruik van de Kinect in de kliniek voor een kwantitatieve bewegingsanalyse van het lopen, is de Kinect ook zeer geschikt voor andere toepassingen. Zowel arts als patiënt kunnen de Kinect op verschillende manieren gebruiken tijdens de revalidatie om de mogelijkheden ten volste te benutten. Als voorbeeld van de mogelijkheden is er tijdens dit onderzoek een begin gemaakt aan het ontwerpen van twee applicaties, een voor de arts en een voor de patiënt.

De applicatie voor de arts moet de mogelijkheid bieden aan de arts om de kwantitatieve bewegingsanalyse in beeld te brengen. De arts wil getallen zien van bijvoorbeeld de overeenkomst tussen links en rechts zodat hij op basis van deze getallen diagnoses kan stellen en herstel op kan volgen. Op basis van deze getallen en gegevens moet de arts ook kunnen beoordelen wat de grenzen zijn waartussen de patiënt in een bepaalde fase van zijn revalidatie mag bewegen en oefenen. De arts moet op deze manier ook inzicht krijgen op de oefeningen die de patiënt thuis doet tijdens zijn revalidatie, zodat dit goed opgevolgd en in de gaten gehouden kan worden.

Voor de patiënt is het handig om feedback te krijgen tijdens het revalideren. Op deze manier weet de patiënt dat de revalidatieoefening goed wordt uitgevoerd en dit zal het revalidatieproces versnellen. Een arts kan echter niet altijd aanwezig zijn om de bewegingen te analyseren. De Kinect kan dit opvangen. Door een feedbacksysteem te ontwerpen kan de patiënt directe feedback ontvangen op de oefeningen die hij doet. Het systeem kan door het lichaam van de patiënt te tracken, bijhouden of een beweging bijvoorbeeld voldoende diep en op het goede tempo uitgevoerd wordt. Daarnaast kan de progressie van de revalidatie worden bijgehouden.

De applicatie die bedoeld is voor de patiënt kan feedback geven op de uitgevoerde oefeningen. De applicatie moet vooral overzichtelijk en duidelijk zijn. De patiënt moet feedback in duidelijke termen te zien krijgen, zodat de informatie makkelijk te interpreteren is. De resultaten van deze applicatie zouden ook doorgegeven kunnen worden aan de arts om de ontwikkeling van de patiënt buiten de kliniek te kunnen volgen.

Als te analyseren bewegingen is gekozen voor een loopbeweging en een squat. De vraag vanuit de kliniek ging specifiek om een loopbeweging en een squat is daarnaast een oefening die veel wordt uitgevoerd tijdens de revalidatie om de spieren in de bovenbenen te versterken. Deze spieren dragen veel bij aan de stabiliteit van de knie [7]. In beide applicaties wordt een grafiek weergegeven van de knie- of heuphoek tegen de tijd. De arts of patiënt kan dan kiezen van welk gewricht hij een grafiek wil zien.

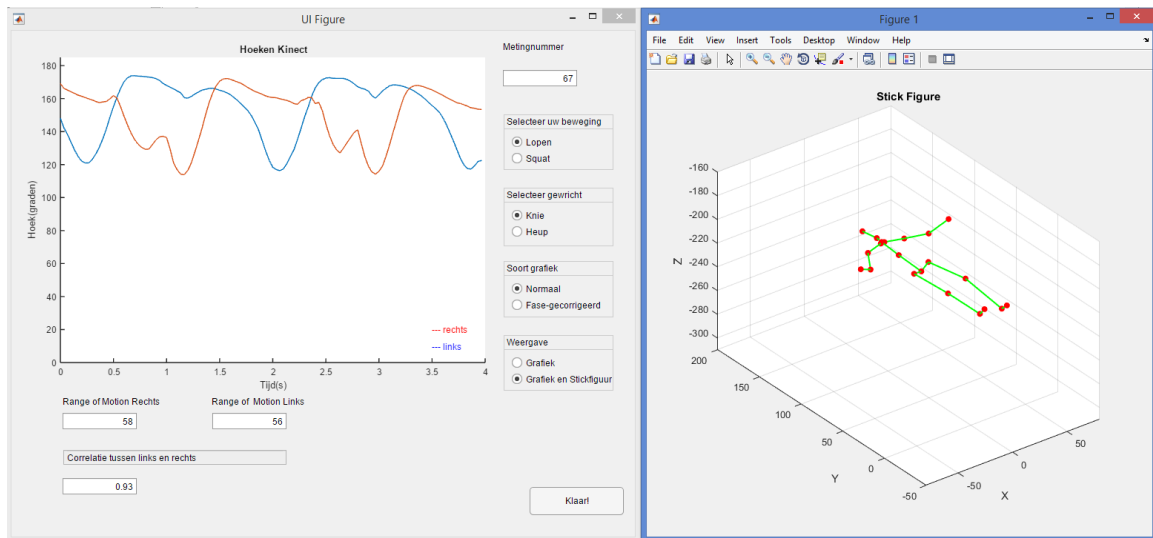
Voor beide applicaties geldt dat het in het ideale geval mogelijk zou moeten zijn om in de applicatie zelf ook de beweging op te nemen, zodat er geen twee losse systemen meer nodig zijn voor het opnemen en analyseren. Daarnaast zou vooral de applicatie voor de patiënt een aantrekkelijkere interface moeten krijgen. Verder zouden beide applicaties nog uitgebreid kunnen worden met andere bewegingen, naast de loop- en squatbeweging. Voor deze aanpassingen aan de applicaties is in dit onderzoek niet voldoende ruimte, maar dit zijn wel toevoegingen die in de toekomst nog gedaan zouden kunnen worden.

6.1 Arts

De applicatie voor de arts moet relevante kwantitatieve informatie geven die goed te vergelijken is tussen verschillende metingen op bijvoorbeeld verschillende tijden. De arts kan het metingnummer invullen en daarbij aangeven of een loopbeweging of squat is uitgevoerd, zodat het signaal met de goede offsets gecorrigeerd kan worden. Daarnaast kan hij kiezen voor weergave van de heup- of kniehoeken. Om op het oog beide benen te kunnen vergelijken kan de grafiek van de gewrichtshoeken ook fase-gecorrigeerd worden weergegeven. Hierbij wordt de grafiek van het linkerbeen op de grafiek van het rechterbeen gelegd zodat afwijkingen duidelijker te zien zijn. Bij een loopbeweging wil een arts graag weten of de beide benen symmetrisch bewegen. Om dit te kunnen beoordelen zal de applicatie de ROM van het linker- en rechterbeen geven. Daarnaast wordt met een matlabfunctie de overeenkomst tussen beide signalen bepaald. Deze functie geeft een getal tussen 0 en 1, waarbij 0 volledig ongelijke en 1 volledig gelijke signalen aangeeft. Bij een squat zal de app ook de ROM van linker- en rechterbeen weergeven, daarnaast zal de verhouding tussen deze ROM's worden weergegeven, waarbij geldt:

$$\text{Overeenkomst tussen } ROM_{rechts} \text{ en } ROM_{links} = \frac{ROM_{rechts}}{ROM_{links}}$$

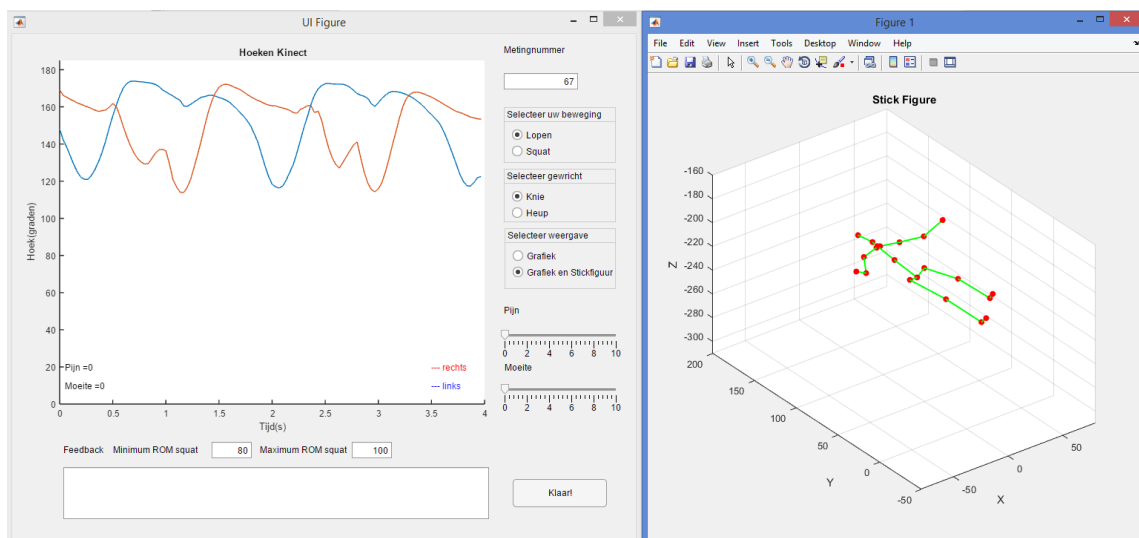
Een weergave van deze applicatie is zichtbaar in figuur 16



Figuur 16: Applicatie voor de arts

6.2 Patiënt

De applicatie voor de patiënt bestaat uit een interface waar een metingnummer ingevuld kan worden en de patiënt aan kan geven of het ging om een loopbeweging of een squat. De patiënt kan ook kiezen op welke gewrichtshoek hij feedback wenst te ontvangen. Daarnaast kan de patiënt aangeven hoeveel pijn en moeite de beweging kostte zodat de arts dit eventueel terug kan zien. Naast de grafiek van de gewrichtshoeken krijgt de patiënt feedback te zien. In deze applicatie bestaat de feedback op een loopbeweging uit een beoordeling of de benen symmetrisch bewogen. De beoordeling van de symmetrie wordt gemaakt met behulp van een matlabfunctie die de mate van overeenkomst tussen twee signalen bepaald. Als deze correlatiecoëfficiënt hoger dan 0,7 is kan aangenomen worden dat er een goede overeenkomst is tussen beide signalen, dus dat de patiënt symmetrisch loopt. De feedback op een squat bestaat uit de beoordeling of de squat diep genoeg was. Deze beoordeling wordt gemaakt door te kijken naar de het gemiddelde van de ROM van beide benen. De waarde waartussen de ROM van de squat moet liggen is afhankelijk van de patiënt en kan daarom in de applicatie ingevuld worden. De arts zal deze waarde bepalen per fase van de revalidatie zodat de patiënt op maat gemaakt advies krijgt. Een weergave van deze applicatie is zichtbaar in figuur 17.



Figuur 17: Applicatie voor de patiënt

6.3 Stickfiguur

Als toevoeging op de applicatie die is ontworpen en als controle op de berekeningen die uitgevoerd zijn is er een stickfiguur gecreëerd. Deze stickfiguur is gemaakt in matlab vanuit de gegevens die verkregen zijn uit de Kinect met behulp van de Brekelsoftware. Ten eerste is de stickfiguur een controlemiddel om de berekeningen die aan de kniehoek zijn gedaan te controleren. Wanneer de stickfiguur niet beweegt zoals de persoon die gemeten werd deed, kan er vanuit gegaan worden dat de berekeningen die zijn uitgevoerd niet kloppen. Daarnaast is de stickfiguur een goede toevoeging in de applicatie, aangezien men via de stickfiguur de beweging die is opgenomen goed terug kan zien in een driedimensionaal beeld. Naast alleen een grafiek van de kniehoek is nu ook het volledige lichaam te analyseren. Hierdoor kunnen de arts en patiënt op een simpele manier de beweging terugzien.

Voor het creëren van de stickfiguur zijn de translaties en rotaties over de X, Y en Z gebruikt die zijn opgenomen met de Kinect en Brekel software. Deze worden als eerste ingeladen in matlab. Hier worden ze vervolgens verwerkt. Als eerste stap worden de rotaties omgezet naar radialen en wordt er een rotatiematrix gecreëerd voor ieder gewrichtspunt dat de Kinect detecteert, dus in totaal 26 gewrichten. Zoals eerder is aangegeven is de volgorde van de Eulerrotaties $R=R_z*R_x*R_y$. Hierna wordt van ieder punt de plaats in de ruimte berekend vanaf het punt 'waist'. De 'waist' is in dit geval gekozen als centrale punt omdat deze in het midden van het lichaam ligt. Dit betekent dat ieder punt als volgt berekend kan worden vanaf de 'waist':

$$Pos_n = Pos_{voorgaand\ punt\ van\ n} + R_{waist} * X * T_n$$

Met X = Alle rotatiematrices van de punten tussen Pos_n en Pos_{waist} met elkaar vermenigvuldigd.

Op deze manier zijn van alle 26 gewrichten de posities in de ruimte berekend. Hieruit komen vectoren van drie componenten. Deze matrices worden geplot in een driedimensionaal assenstelsel. Tot slot wordt er tussen de punten een lijn getrokken zodat ze samen een stickfiguur vormen. Om een dynamisch figuur te krijgen kan het script voorzien worden van een loop.

7 Discussie

Tijdens het onderzoek zijn verschillende zaken opgevallen. Hieronder vallen tekortkomingen aan het onderzoek, beperkingen van de gebruikte technieken en mogelijkheden tot vervolgonderzoek. Deze zaken zullen hieronder worden besproken.

7.1 Meetmethode

In deze paragraaf worden de verschillende tekortkomingen aan de meetmethode besproken die naar voren kwamen tijdens de uitvoering van dit onderzoek.

Naast loop- en squatbewegingen zijn ook statische metingen uitgevoerd. De resultaten uit deze metingen zijn slecht in vergelijking met de dynamische bewegingen. De reden hiervoor is dat de Kinect voor het vaststellen van de gewrichtspunten ook de beweging van de punten gebruikt. Wanneer niet bewogen wordt zijn de gewrichtspunten dus minder nauwkeurig.

De loopbewegingen in dit onderzoek zijn uitgevoerd op een loopband. Dit is gedaan omdat dit betere resultaten opleverde dan een proefpersoon die voor de camera loopt. De loopband zorgt voor een constante beweging waardoor het op gang komen van de proefpersoon niet in beeld komt. Het op gang komen kost zoveel tijd, dat er niet genoeg tijd en ruimte is om een constant looptempo te ontwikkelen voordat de proefpersoon weer uit beeld is. Het is ook niet mogelijk om met een constant looptempo het Kinectbeeld in te lopen, de Kinect heeft immers tijd nodig om het skelet te tracken. Als de Kinect bij patiënten gebruikt gaat worden, is het niet ideaal om patiënten op een loopband te laten lopen. De patiënt loopt dan waarschijnlijk anders dan dat hij normaliter zou lopen omdat de loopband zorgt voor een gedwongen looptempo. Gewenst is dus een manier om de patiënt te meten wanneer hij een natuurlijke loop heeft en bij voorkeur zonder dat de patiënt zich er bewust van is dat er gemeten wordt. Wanneer dit niet het geval is kan de patiënt zijn gedrag overdrijven in de angst dat het anders gemist wordt of de klachten juist maskeren om zich beter voor te doen. Het onopgemerkt meten is bijvoorbeeld mogelijk door meerdere Kinectcamera's achter elkaar te plaatsen, wat de mogelijkheid biedt om langere stukken te lopen. D.J. Geerse et al heeft bijvoorbeeld een multi-Kinect meting gedaan, om een 10 meter loop te analyseren. Zo zou er bijvoorbeeld kunnen worden gemeten wanneer de arts de patiënt uit de wachtkamer ophaalt. [1]

Tijdens de metingen is met de Visualeyez slechts gemeten met één camera. Hierdoor kon alleen de kniehoek van het linkerbeen worden vergeleken tussen Kinect en Visualeyez. Daarnaast was in eerste instantie het plan om met een camerahoek van 180° rondom de patiënt te meten. Tijdens het onderzoek bleek dat er bij een hoek tussen Kinect en Visualeyez van minder dan 90° interferentie plaatsvond tussen beide infraroodcamera's waardoor het signaal opgevangen door de Visualeyez knipperde. Om deze reden is ook slechts vanaf één kant van de patiënt gemeten. Ondanks dat maar één van de benen vergeleken kon worden, kan wel op basis van de verkregen grafieken van linker- en rechterkniehoek van de Kinect gezegd worden dat de Kinect ook het rechterbeen, dat zich op dat moment het verst van de camera bevond, goed gemeten kon worden. Hiernaar is geen uitgebreid onderzoek gedaan, dus deze conclusie kan nog niet met zekerheid getrokken worden.

Tijdens het bekijken van de grafieken van de kniehoeken bij de loopbewegingen leken de metingen van proefpersoon 2 op een snelheid van 4 minder nauwkeurig te zijn. Met het statistisch analyseren van de gegevens bleek ook dat met het meenemen van deze metingen wel een significant verschil tussen Kinect en Visualeyez te geven, terwijl zonder deze metingen geen significant verschil werd waargenomen. De precieze oorzaak dat deze metingen niet goed gegaan zijn is niet meer te achterhalen, maar er zijn twee mogelijke oorzaken. Mogelijk was de positie van de proefpersoon net anders waardoor één van de leuningen van de loopband het beeld belemmerden. Verder is bij latere metingen geconstateerd dat de Brekelsoftware te traag reageerde en hierdoor de metingen werden beïnvloed. Toen is de software opnieuw opgestart en waren de metingen weer nauwkeuriger. Waarschijnlijk was de Brekelsoftware eerder ook al te traag en zijn ook eerdere metingen hierdoor beïnvloed. Doordat deze metingen zijn verwijderd bleven er slechts 20 metingen over om de analyse op uit te voeren. Dit aantal is kleiner dan gewenst en er zouden dus meer metingen uitgevoerd moeten worden om zeker te zijn van de uitkomsten.

Bij het valideren van de heuphoeken bleek dat de metingen met behulp van de Visualeyez tijdens de squats niet goed zijn gegaan. De marker geplaatst op de romp viel meerdere keren per meting buiten beeld. Het valideren van de heuphoeken tijdens de squats was daardoor niet mogelijk.

7.1.1 Gezonde proefpersonen en kniepatiënten

In dit onderzoek is de Kinect gevalideerd voor het bepalen van knie- en heuphoeken bij gezonde proefpersonen. Een volgende stap in dit onderzoek is het bepalen of de Kinect ook in staat is afwijkingen van de beweging die optreden bij bijvoorbeeld kniepatiënten goed waar te kunnen nemen. Hiervoor moet onderzocht worden welke afwijkingen bij deze patiënten voorkomen en hoe deze afwijkingen waargenomen kunnen worden door de Kinect. Er zou uitgezocht moeten worden of alle afwijkingen zich uiten in een veranderde knie- of heuphoek tijdens de beweging, of dat bepaling van meer parameters nodig is. Verder zou gekeken moeten worden of het dragen van braces of protheses geen beperkingen oplevert voor de bepaling van gewrichtshoeken.

7.1.2 Offsets

Het meten van gewrichtshoeken met de Kinect leek in eerste instantie niet precies genoeg te zijn. Na verder onderzoek bleek dat deze gecorrigeerd moesten worden voor een offset en zo kunnen bij de, in dit onderzoek uitgevoerde bewegingen, de kniehoeken wel goed bepaald worden. Wel bleek dat voor verschillende bewegingen de offsets ook verschilden. Dit zou kunnen komen door de snelheid waarmee de kniehoek verandert. Het is mogelijk dat de Kinect bij snellere veranderingen van de hoek de bewegingsuitslag onderschat. Een andere verklaring voor het verschijnsel dat er bij lopen een offset correctie nodig is en bij squatten niet, is het verschil in contact met de vloer. Bij een loopbeweging komen voeten telkens los van de vloer. Het is bij de Kinect bekend dat het tracken van het enkelgewricht lastig is als er geen contact is met de vloer. Tijdens het lopen komt dit regelmatig voor, maar wel zo constant dat er met een factor voor te corrigeren is. Omdat bij een squatbeweging de voeten gedurende de hele beweging contact hebben met de grond, zou dit probleem hier niet optreden en hoeft hier niet voor gecorrigeerd te worden. Om zeker te weten of dit de oorzaak is van het verschil in analyse tussen verschillende metingen zal meer onderzoek gedaan moeten worden.

De verschillende offsets voor verschillende bewegingen betekenen dat voor iedere beweging die men wenst te analyseren met de Kinect eerst een validatie dient plaats te vinden. Met een gouden standaard zoals de Visualeyze moeten de offsets bepaald worden en vervolgens moet met een statistische toets de overeenkomst tussen de systemen bepaald worden.

Uit dit onderzoek leken de offsets bij dezelfde beweging maar verschillende personen gelijk te zijn. Er zou echter uitgezocht moeten worden of dit in alle gevallen waar is. In dit geval is er namelijk slechts bij twee proefpersonen gemeten. Het is mogelijk dat bij verschillende lengtes of posturen de offsets afwijkend zijn. Wanneer de offsets per persoon verschillen kan dit ten nadele zijn voor de bruikbaarheid van de Kinect in de kliniek.

Om de Kinect te gebruiken bij het begeleiden van de revalidatie moet het mogelijk zijn om alle uitgevoerde bewegingen te analyseren. Om dit te kunnen doen moeten op dit moment dus eerst alle mogelijke bewegingen gevalideerd worden. Verder moet een systeem ontworpen worden dat herkent welke beweging werd uitgevoerd. Daarnaast moeten voor iedere beweging criteria worden opgesteld die bepalen of de beweging correct wordt uitgevoerd en moet een manier gevonden worden om de goede informatie uit de data te halen. Ook deze criteria zullen voor iedere beweging verschillend zijn en afhankelijk van de situatie zelfs per patiënt verschillen. Een patiënt die net een knieoperatie ondergaan heeft mag waarschijnlijk minder diep squatten dan een patiënt die zich in de laatste stadia van de revalidatie bevindt. Het systeem moet de beweging van de patiënt kunnen beoordelen aan de hand van de door de arts gestelde eisen.

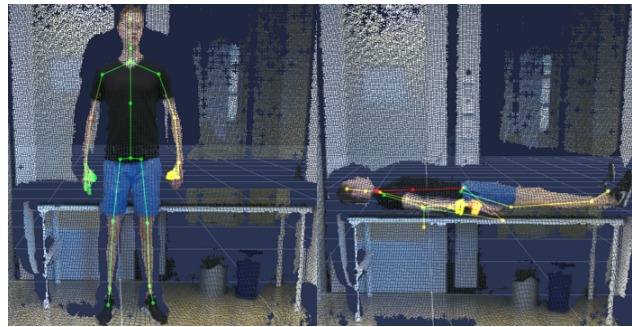
7.1.3 Kledingvoorwaarden

Tijdens het meten is toevallig geconstateerd dat de Kinect het skelet van een proefpersoon die zwarte kleding draagt soms niet goed ziet. Dit komt doordat sommige zwarte kleding verf bevat die de infraroodsignalen van de Kinect absorbeert. Ook hele losse kleding zorgt voor een verslechterde werking van de Kinect. Een trainingsbroek tot over de enkels bemoeilijkt bijvoorbeeld het bepalen van het skeletpunt van de enkel [22]. Omdat dit een hardwarebeperking is kan het op dit moment alleen omzeild worden door andere kleding te dragen. Mogelijk wordt dit probleem in volgende versies van de Kinect opgelost. Dit zijn de enige kledingbeperkingen die geconstateerd zijn tijdens dit onderzoek, hiernaar

zou nog verder onderzoek gedaan kunnen worden.

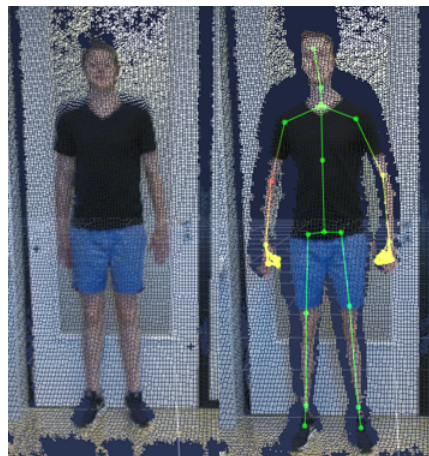
7.1.4 Liggend meten

Indien de Kinect nauwkeurig genoeg hoeken kan bepalen, zijn er veel meer toepassingen mogelijk voor in de kliniek. Een voorbeeld hiervan is het gebruik tijdens een bewegingsonderzoek. Op dit moment moet de arts hoeken schatten en onthouden en dit later in het dossier noteren. In het ideale geval kan de Kinect de resultaten zien en houdt het gegevens als kniehoeken en symmetrie gelijk in het dossier bij.



Figuur 18: Proefpersoon klimt op de onderzoeksbank

Uit eerdere onderzoeken blijkt dat het bepalen van de ROM van de bovenste extremiteiten in een zittende positie mogelijk is. Wel kan het dan zijn dat het skelet van de proefpersoon verstoord wordt doordat de onderzoeker zich voor de skeletpunten van de proefpersoon bevindt. De onderste extremiteiten blijken in dit geval echter een grotere uitdaging te vormen. De Kinect kan in een normale positie, 70 cm van de vloer en horizontaal, een liggende persoon niet goed detecteren, zie figuur 18. [23]



Figuur 19: Proefpersoon staat tegen de muur en er een klein stukje voor

Met de Kinect V2 is gedurende dit onderzoek geprobeerd kniehoeken te berekenen terwijl de proefpersoon op een onderzoeksbank ligt. Echter, waren er een aantal problemen tijdens deze metingen. Wanneer de Kinect naast de onderzoeksbank geplaatst wordt, is de proefpersoon niet volledig in beeld. Om deze reden zou de Kinect boven de proefpersoon gehangen moeten worden. Op deze manier ziet de Kinect geen vloer waar de proefpersoon op staat, waardoor de enkelpunten niet nauwkeurig bepaald kunnen worden. Dit is op te lossen door een onderzoeksbank tegen de muur te plaatsen, zodat de Kinect deze muur als vloer beschouwd, helaas beperkt dit de bewegingsmogelijkheid van de proefpersoon. Een andere manier om dit op te lossen is een verbetering van de software, waardoor de

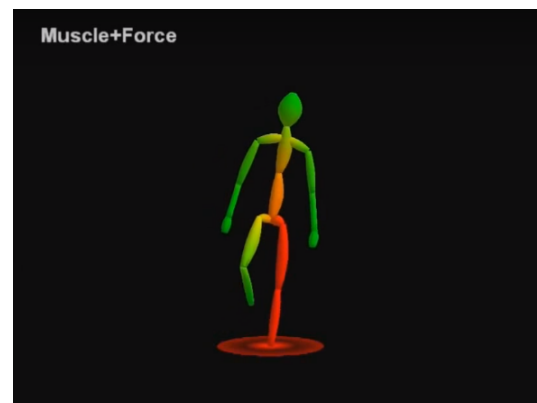
Kinect geen vloer nodig heeft om de enkelpunten nauwkeurig te kunnen definiëren.

Als de proefpersoon op de onderzoeksbank ligt, heeft de Kinect veel moeite met het skelet tracken. Dit komt omdat de Kinect het lichaam niet goed kan onderscheiden van de onderzoeksbank door het relatief kleine diepteverval. Dit zelfde effect treedt op wanneer een proefpersoon tegen de muur staat bij de normale horizontale stand van de Kinect, zie hiervoor figuur 19. In deze positie kan dit worden opgelost door een stap weg te zetten van de muur. Wanneer de proefpersoon op de onderzoeksbank ligt, is het fysiek onmogelijk om een stap richting de camera te zetten. Een oplossing zou bijvoorbeeld kunnen zijn om de bank te coaten met een infrarood absorberende coating of een temperatuur gradiënt creëren zodat de Kinect de bank niet kan detecteren en dus een groter diepteverval zou waarnemen. Nog een probleem treedt op wanneer de onderzoeker in beeld komt. Zodra de onderzoeker voor een skeletpunt langs beweegt, kan de Kinect dat skeletpunt niet meer waarnemen. Zo kan de Kinect dus niet meten als de onderzoeker dus bijvoorbeeld zijn arm boven de knie van de patiënt beweegt. Een mogelijke oplossing van dit probleem is het plaatsen van meerdere Kinect-systemen rondom de patiënt. De mogelijkheden tot het liggend meten van een proefpersoon zouden verder onderzocht moeten worden.

7.1.5 Spiermodel

In een presentatie over de Kinect van Microsoft is een grof opgebouwd spiermodel van het lichaam te zien, de muscle man, zie hiervoor figuur 20. Bij de muscle man worden de componenten van het lichaam weergegeven als spiergroepen. Met behulp van kleuren kan dan tijdens een beweging de spieractiviteit worden aangegeven. De muscle man technologie is gebouwd op de data die de Kinect bepaalt, de spieractiviteit wordt dus niet gemeten, maar geschat. De precieze manier waarop de spieractiviteit gemeten wordt is niet duidelijk, maar waarschijnlijk wordt dit met behulp van het laagste punt en hoeken van gewrichten bepaald. Een goedwerkend spiermodel kan bijdragen aan het begrip van de loopanalyse, er kan dan goed naar krachtenverdelingen en de symmetrie daarvan gekeken worden. Ook voor patiënten kan duidelijk worden welke invloed bewegingen hebben op de krachtenverdeling in het lichaam. Een tekortkoming van dit spiermodel is dat er geen onderscheid wordt gemaakt in verschillende spiergroepen. De spieren van het bovenbeen zijn slechts één component, ondanks dat de hamstrings en de quadriceps elkaars antagogenisten zijn.

Een nauwkeuriger spiermodel is waarschijnlijk wel mogelijk met de Kinect. De componenten van het lichaam zouden in ieder geval onderscheiden moeten worden in een ventrale en dorsale spiergroep. De onnauwkeurige schatting vanuit de coördinaten zou aangevuld kunnen worden met gegevens die voortvloeien vanuit spierdeformatie. De spierdeformatie kan mogelijk met de dieptecamera van de Kinect gemeten worden [25]. Een goed werkend spiermodel kan nuttig zijn, maar heeft meer onderzoek.



Figuur 20: Muscle Man uit de Kinect V2 Demo [24]

8 Conclusie

Uit de resultaten is gebleken dat de Kinect bij loop- en squatbewegingen gebruikt kan worden om nauwkeurige hoeken van de knie te bepalen. Voor de loopbeweging is hier een correctie voor nodig, voor de squatbeweging niet. De heuphoeken konden alleen gevalideerd worden voor loopbewegingen, hieruit is gebleken dat de hoeken van de Kinect nauwkeurig zijn bij een loopbeweging op 3,2 km/h, na een correctie. Voor het berekenen van hoeken uit statische posities bleek de Kinect niet geschikt.

Daarnaast is gebleken dat de Kinect gemakkelijk in gebruik te nemen is en op een eenvoudige manier toegepast kan worden voor een bewegingsanalyse. Als de Kinect neergezet en aangesloten wordt op een computer zal de Kinect automatisch het skelet van de persoon in beeld tracken en volgen. Eenvoudig kan er daarna een opname gemaakt worden van een bepaalde beweging, die vervolgens geanalyseerd kan worden zodat er kwantitatieve gegevens uit komen.

9 Aanbevelingen

Uit dit onderzoek zijn meerdere mogelijkheden tot vervolgonderzoek naar voren gekomen, deze mogelijkheden zullen hier worden genoemd.

Om zonder loopband een langere loopafstand te kunnen meten moet onderzocht worden of het mogelijk is met twee Kinectcamera's tegelijkertijd dezelfde beweging te meten. Ook is gebleken dat het bepalen van kniehoeken mogelijk is bij gezonde proefpersonen, maar zou er nog onderzocht moeten worden of de Kinect ook in staat is om afwijkingen mee te bepalen en of het dragen van braces en protheses geen beperkingen oplevert. Daarnaast moet meer onderzoek worden gedaan naar de oorzaak van de offsets bij verschillende bewegingen. Duidelijk moet worden wat de precieze oorzaak is dat bij sommige bewegingen wel een offset correctie nodig is, en bij andere bewegingen niet. Verder moet uitgebreider gekeken worden of offsets bij iedere persoon gelijk zijn. Wanneer deze offset bij iedere beweging verschillend blijkt te zijn moet deze offset voor iedere beweging bepaald worden, wat het gebruik in de kliniek bemoeilijkt.

De mogelijkheid tot het meten van een liggende proefpersoon zou verder onderzocht moeten worden, waarbij rekening gehouden moet worden met een eventuele onderzoeker die het beeld verstoort. Als laatste suggestie kan er onderzoek gedaan worden naar het opstellen van een betrouwbaar spiermodel.

10 Referenties

- [1] Daphne J Geerse, Bert H Coolen en Melvyn Roerdink. "Kinematic Validation of a Multi-Kinect v2 Instrumented 10-Meter Walkway for Quantitative Gait Assessments". In: *PLoS ONE* 10.10 (2015), e0139913. DOI: 10.1371/journal.pone.0139913.
- [2] M Gabel e.a. "Full body gait analysis with Kinect". In: *2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. 2012, p. 1964–1967. ISBN: 1094-687X. DOI: 10.1109/EMBC.2012.6346340.
- [3] Alexandra Pfister e.a. "Comparative abilities of Microsoft Kinect and Vicon 3D motion capture for gait analysis". In: *Journal of Medical Engineering & Technology* 38.5 (2014), p. 274–280. DOI: 10.3109/03091902.2014.909540.
- [4] Anne Schmitz e.a. "Accuracy and repeatability of joint angles measured using a single camera markerless motion capture system". In: *Journal of Biomechanics* 47.2 (2014), p. 587–591. DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.11.031>.
- [5] B Bonnechère e.a. "Validity and reliability of the Kinect within functional assessment activities: Comparison with standard stereophotogrammetry". In: *Gait & Posture* 39.1 (2014), p. 593–598. DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.09.018>.
- [6] K L Moore, A F Dalley en A M R Agur. *Clinically Oriented Anatomy*. Wolters Kluwer Health, 2013. ISBN: 9781451119459.
- [7] E N Marieb. *Human Anatomy and Physiology*. Pearson Education New Zealand Limited, 2000. ISBN: 9780805349849.
- [8] A M R Agur, A F Dalley en J C B Grant. *Grant's Atlas of Anatomy*. Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins, 2013. ISBN: 9781608317561.
- [9] J Perry en J M Burnfield. *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*. SLACK, 2010. ISBN: 9781556427664.
- [10] Po-Fu Su e.a. "Gait characteristics of persons with bilateral transtibial amputations." In: *Journal of rehabilitation research and development* 44.4 (2007), p. 491–501. ISSN: 1938-1352.
- [11] PTI Phoenix Technologies Inc. *Visualeyez System Structure*. 2016.
- [12] Microsoft. *Kinect hardware*, <https://developer.microsoft.com/en-us/windows/kinect/hardware>, 2016-05-24.
- [13] *Kinect for Windows v2*, <http://blogs.microsoft.co.il/msdn/2015/01/07/kinect-for-windows-v2/>, 2016-05-24.
- [14] Daniel Lau. *The Science Behind Kinect*. 2016.
- [15] Damien Lefloch e.a. "Technical Foundation and Calibration Methods for Time-of-Flight Cameras". In: *Time-of-Flight and Depth Imaging. Sensors, Algorithms, and Applications: Dagstuhl 2012 Seminar on Time-of-Flight Imaging and GCPR 2013 Workshop on Imaging New Modalities*. Red. door Marcin Grzegorzec e.a. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2013, p. 3–24. ISBN: 978-3-642-44964-2. DOI: 10.1007/978-3-642-44964-2_{_}1.
- [16] Z Zhang. "Microsoft Kinect Sensor and Its Effect". In: *IEEE MultiMedia* 19.2 (2012), p. 4–10. DOI: 10.1109/MMUL.2012.24.
- [17] J Shotton e.a. "Efficient Human Pose Estimation from Single Depth Images". In: *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence* 35.12 (2013), p. 2821–2840. DOI: 10.1109/TPAMI.2012.241.
- [18] A Shpunt en Z Zalevsky. *Depth-varying light fields for three dimensional sensing*. 2008.
- [19] *Kinect V2 jointmap*, <https://www.org/documentation/kinect>, 2016-05-24.
- [20] Ge Wu e.a. "ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine". In: *Journal of Biomechanics* 35.4 (2002), p. 543–548. DOI: [http://dx.doi.org/10.1016/S0021-9290\(01\)00222-6](http://dx.doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00222-6).
- [21] R M Wham. "Three-Dimensional Kinematic Analysis Using the Xbox Kinect". Proefschrift. Tennessee, 2012.
- [22] Microsoft. *Troubleshoot body tracking for the Xbox 360 Kinect Sensor*.

- [23] N Kitsunezaki e.a. "KINECT applications for the physical rehabilitation". In: *Medical Measurements and Applications Proceedings (MeMeA), 2013 IEEE International Symposium on*. 2013, p. 294–299. DOI: 10.1109/MeMeA.2013.6549755.
- [24] Xbox. *Xbox One — Kinect 2 Tech Demo, 2016-06-7*.
- [25] Nadia Robertini e.a. *Capture of arm-muscle deformations using a depth-camera*. London, United Kingdom, 2013. DOI: 10.1145/2534008.2534023.

11 Bijlagen

11.1 Stappenplan voor hoekenbepaling met de Kinect

Opnames maken met Brekel Pro Body v2:

1. Met het trial programma kunnen opnames gemaakt worden van maximaal 4 seconden.
2. Voordat je gaat meten is het belangrijk om er voor te zorgen dat de Kinect de grond ziet, zodat hij die als referentie kan gebruiken. Het is hiervoor handig om het vinkje auto-align with floor aan te zetten.
3. Je kunt kiezen in welke bestandsformaten je wilt dat je metingen opgeslagen worden. Voor het berekenen van hoeken is het alleen nodig om het als .csv op te laten slaan. Afhankelijk van wat je verder wilt doen kun je er ook voor kiezen om meerdere bestanden te creëren na je opname. Let ook goed op waar je je bestanden op laat slaan, zodat je ze later terug kunt vinden.
4. De namen van de metingen kun je automatisch of handmatig laten zijn. Als je ze in het programma een naam geeft, zullen nieuwe metingen over de oude heen opgeslagen worden. Sla de metingen op onder een naam, gevolgd door een nummer en zorg ervoor dat er geen spaties in de naam zitten, deze kan Matlab niet lezen.
5. Je kunt er voor kiezen om je opname te laten starten met een vertraging, of gelijk als je op de startknop drukt. Als je handmatig wilt stoppen met opnemen, let dan op dat je niet te dicht bij de 4 seconden in de buurt zit, anders heb je kans dat je een nieuwe opname start.

Hoeken Kinect uitrekenen met Matlab:

1. Open in Matlab het script `Hoeken_Knie_Kinect.m` of `Hoeken_Heup_Kinect.m` en zorg ervoor dat de juiste folder waar alle metingen van Brekel in staan is geselecteerd.
2. Vul in het script in welk meting nummer het begin is van de hoeken die je wil berekenen en welk meting nummer het einde is (line 2 – 3). Wanneer je van één meting de grafiek wil zien, vul je dit metingnummer in voor begin en einde en haal je de % tekens weg voor Line 72-83.
3. Zorg ervoor dat dat naam van de meting klopt (line 10).
4. Vul in line 118 de folder in waar je wil dat de grafieken opgeslagen worden.
5. Start het script. De rotaties en translaties van de knie worden nu ingelezen (resp. line 20-22 en line 45-47) en hieruit worden de hoeken van de knie berekend. De grafieken worden opgeslagen in de opgegeven map onder de naam `Grafiek_Kinect_Meting_x` (deze naam is aan te passen in line 106).
6. Naast het opslaan van de grafieken slaat het script ook gemiddelden, maxima en minima van de hoeken per meting voor beide benen op in huidige map. Dit gebeurt als csv file en wordt uitgevoerd door line 89-97.

Hoeken Visualeyez uitrekenen met Matlab:

1. Open in Matlab het script `Hoeken_Knie_Visualeyez.m` of `Hoeken_Heup_Visualeyez.m` en zorg ervoor dat de juiste folder waar alle metingen van de Visualeyez in staan is geselecteerd.
2. Zorg ervoor dat het script `readc3d_mhs.m` in dezelfde map is opgeslagen.
3. Vul in het scrip in vanaf welke meting tot welke meting je de hoeken wilt berekenen.
4. Zorg ervoor dat de naam van de meting klopt (line 10).
5. Vul in line 64-65 de folder in waar je wilt dat de grafieken worden opgeslagen.
6. Start het script. De coördinaten worden nu ingelezen en hieruit worden de hoeken van de knie berekend. De grafieken die hiervan gemaakt worden, worden opgeslagen in de opgegeven map onder de naamen `Grafiek_Kinect_Meting_x`(deze naam is aan te passen in line 64).

7. Naast het opslaan van de grafieken slaat het script ook gemiddelden, maxima en minima van de hoeken per meting voor beide benen op in de huidige map. Ook dit gebeurt als csv file.

Bepalen offsets van Kinect:

1. Open het Matlabscript `Bepaling_Offsets_Knie.m` of `Bepaling_Offsets_Heup.m` en zorg ervoor dat de csv-bestanden van de resultaten uit de eerdere scripts in dezelfde map staan.
2. Vul de begin- en eindmeting in. In line 11-19 worden alle resultaten in één matrix opgeslagen.
3. In line 22-25 wordt de offset en afwijking van de offset van het gemiddelde bepaald, in line 28-33 wordt de offset en afwijking van de offset van de Range of Motion bepaald.

Combinatieplot van Visualeyze en Kinect maken:

1. Open het Matlabscript `Combinatieplot.m` en zorg ervoor dat de data van de metingen van Kinect en Visualeyze in dezelfde map staan.
2. Vul de begin- en eindmeting in. De hoeken van de Visualeyze (line 10-50) en Kinect (line 53-75) worden bepaald.
3. In line 77-78 wordt de offset gedefinieerd, deze is ingesteld voor lopen en moet bij een andere beweging dus aangepast worden.
4. In line 81-82 wordt de hoek genormaliseerd voor de offset.
5. In line 85-93 wordt een fasecorrectie uitgevoerd.
6. In line 96-107 wordt een grafiek gemaakt van Kinect en Visualeyze en wordt deze grafiek opgeslagen in de aangegeven map.

Gebruik applicatie:

1. Bij de eerste download van een Matlabapplicatie installeert je computer automatisch matlab runtime, dit kan even duren.
2. Maak voor gebruik van de applicatie op de C-schijf een map aan met de naam 'Metingen', zodat het pad `C:\Metingen` is.
3. Plaats de te analyseren metingen in deze map onder de naam 'Meting_x'.
4. De applicatie is nu klaar voor gebruik.

11.2 Matlabscript om kniehoeken te berekenen met de Visualeyex

```
1 k=Begin_meting;
  n=Eind_meting;
3 Resultaat2=zeros(n,3);
  for k=Begin_meting:n;
5     Naam=[ 'Meting',num2str(k), '.C3D' ];
     V = readc3d_mhs(Naam);
7
     d=1;
9     e=size(V);
     f=e(1,1);
11    for d=1:f;

13        RompX = V(d,1,1);
        HeupX = V(d,2,1);
15        KnieX = V(d,3,1);
        VoetX = V(d,4,1);

17        RompY = V(d,1,2);
19        HeupY = V(d,2,2);
        KnieY = V(d,3,2);
21        VoetY = V(d,4,2);

23        RompZ = V(d,1,3);
        HeupZ = V(d,2,3);
25        KnieZ = V(d,3,3);
        VoetZ = V(d,4,3);

27        Heup = [HeupX HeupY HeupZ];
29        Knie = [KnieX KnieY KnieZ];
        Voet = [VoetX VoetY VoetZ];

31        Bovenbeen = [HeupX-KnieX HeupY-KnieY HeupZ-KnieZ];
33        Onderbeen = [VoetX-KnieX VoetY-KnieY VoetZ-KnieZ];

35        angle = atan2(norm(cross(Bovenbeen,Onderbeen)), dot(Bovenbeen,Onderbeen));
        Kniehoek(d) = (angle / pi) * 180;
37
        d=d+1;
39
40    end
41
42    frame=size(Kniehoek);
43    frames=frame(1,2);
44    x=transpose(6:frames);
45    tijd=x/90;

47    Kniehoek3=Kniehoek(6:frames); % Vanaf 6e waarde, eerste zijn altijd 0
    Kniehoek2=transpose(Kniehoek3);
49
    Kniehoek_gefilterd= medfilt1(Kniehoek2,6);
51    Kniehoek_gefilterd2 = Kniehoek_gefilterd(3:end);

53    t=tijd;

55
56    minimum=min(Kniehoek_gefilterd2);
57    maximum=max(Kniehoek_gefilterd2);
    gemiddeld=mean(Kniehoek_gefilterd2);
59
    Resultaat2(k,1)= minimum;
61    Resultaat2(k,2)= maximum;
    Resultaat2(k,3)= gemiddeld;
63
64    close all
65 end
67 csvwrite(Resultaat2);
```

11.3 Matlabscript om kniehoeken te berekenen met de Kinect

```
1 clc
2 k=Begin_meting;
3 n=Eind_meting;
4 Resultaat=zeros(n,6);
5 for k=k:n;
6     Naam=[ 'Meting ',num2str(k) , '.csv '];
7     M = csvread(Naam,1,0);
8
9     %%
10    a=1;
11    b=size(M);
12    c=b(1,1);
13
14    for a=1:c;
15
16        rrx = M(a,106)*pi/180;
17        rry = M(a,107)*pi/180;
18        rrz = M(a,108)*pi/180;
19
20
21        AR= [1 0 0;0 cos(rrx) -sin(rrx);0 sin(rrx) cos(rrx)];
22        BR=[cos(rry) 0 sin(rry);0 1 0; -sin(rry) 0 cos(rry)];
23        CR=[cos(rrz) -sin(rrz) 0; sin(rrz) cos(rrz) 0; 0 0 1];
24
25        RotatieR=CR*AR*BR;
26
27        HoekR(a)=180 -(acos(( RotatieR(1,1)+RotatieR(2,2)+RotatieR(3,3) -1)/2)) *180/pi;
28
29        a=a+1;
30    end
31
32    a=1;
33    b=size(M);
34    c=b(1,1);
35
36    for a=1:c;
37
38        lrx = M(a,77)*pi/180;
39        lry = M(a,78)*pi/180;
40        lrz = M(a,79)*pi/180;
41
42
43        AL= [1 0 0;0 cos(lrx) -sin(lrx);0 sin(lrx) cos(lrx)];
44        BL=[cos(lry) 0 sin(lry);0 1 0; -sin(lry) 0 cos(lry)];
45        CL=[cos(lrz) -sin(lrz) 0; sin(lrz) cos(lrz) 0; 0 0 1];
46
47        RotatieL=CL*AL*BL;
48        x_as(a) = (RotatieL(3,2) - RotatieL(2,3))/sqrt((RotatieL(3,2) - RotatieL(2,3))^2+(
49            RotatieL(1,3)-RotatieL(3,1))^2+(RotatieL(2,1)-RotatieL(1,2))^2);
50        y_as(a) = (RotatieL(1,3) - RotatieL(3,1))/sqrt((RotatieL(3,2) - RotatieL(2,3))^2+(
51            RotatieL(1,3)-RotatieL(3,1))^2+(RotatieL(2,1)-RotatieL(1,2))^2);
52        z_as(a) = (RotatieL(2,1) - RotatieL(1,2))/sqrt((RotatieL(3,2) - RotatieL(2,3))^2+(
53            RotatieL(1,3)-RotatieL(3,1))^2+(RotatieL(2,1)-RotatieL(1,2))^2);
54
55        xas=transpose(x_as);
56        yas=transpose(y_as);
57        zas=transpose(z_as);
58
59        HoekL(a)=180 -(acos(( RotatieL(1,1)+RotatieL(2,2)+RotatieL(3,3) -1)/2)) *180/pi;
60
61        a=a+1;
62    end
63
64    HoekR2 = transpose(HoekR);
65    HoekL2 = transpose(HoekL);
66
67    minR=min(HoekR2);
68    minL=min(HoekL2);
```

```

67     maxR=max(HoekR2);
    maxL=max(HoekL2);
69     gemiddeldeL=mean(HoekL2);
    gemiddeldeR=mean(HoekR2);
71
73     filename = [ 'Grafiek_Kinect_Meting_' num2str(k) ];
%     saveas(f, filename, 'jpg');
75
    Resultaat(k,3)= minL;
77     Resultaat(k,1)= minR;
    Resultaat(k,4)= maxL;
79     Resultaat(k,2)= maxR;
    Resultaat(k,5)= gemiddeldeL;
81     Resultaat(k,6)= gemiddeldeR;
    close all
83 end
    csvwrite(Resultaat);

```

11.4 Matlabscrip om heuphoeken te berekenen met de Visualeyze

```

k=Begin_meting;
2 n=Eind_meting;
    Resultaat2=zeros(n,4);
4 for k=k:n;
    Naam=[ 'Meting_' , num2str(k) , '.C3D' ];
6    V = readc3d_mhs(Naam);

8    d=1;
    e=size(V);
10    f=e(1,1);
    for d=1:f;

12        RompX = V(d,1,1);
14        HeupX = V(d,2,1);
        KnieX = V(d,3,1);
16        VoetX = V(d,4,1);

18        RompY = V(d,1,2);
        HeupY = V(d,2,2);
20        KnieY = V(d,3,2);
        VoetY = V(d,4,2);

22        RompZ = V(d,1,3);
24        HeupZ = V(d,2,3);
        KnieZ = V(d,3,3);
26        VoetZ = V(d,4,3);

28        Heup = [HeupX HeupY HeupZ];
        Knie = [KnieX KnieY KnieZ];
30        Voet = [VoetX VoetY VoetZ];

32        Romp = [RompX-HeupX RompY-HeupY RompZ-HeupZ];
        Bovenbeen = [KnieX-HeupX KnieY-HeupY KnieZ-HeupZ];
34
        angle = atan2(norm(cross(Romp,Bovenbeen)), dot(Romp,Bovenbeen));
36        Heuphoek(d) = (angle / pi) * 180;

38        d=d+1;

40    end

42    frame=size(Heuphoek);
    frames=frame(1,2);
44    x=transpose(6:frames);
    tijd=x/90;
46
    Heuphoek3=Heuphoek(6:frames); % Vanaf 6e waarde, eerste zijn altijd 0
48    Heuphoek2=transpose(Heuphoek3);

```

```

50 Heuphoek_gefilterd= medfilt1(Heuphoek2,6);
Heuphoek_gefilterd2 = Heuphoek_gefilterd(3:end);
52
54 t=tijd;
56 minimum=min(Heuphoek_gefilterd2);
56 maximum=max(Heuphoek_gefilterd2);
56 gemiddeld=mean(Heuphoek_gefilterd2);
58 ROM.V=maximum-minimum;
60 Resultaat2(k,1)= minimum;
60 Resultaat2(k,2)= maximum;
62 Resultaat2(k,3)= gemiddeld;
62 Resultaat2(k,4)= ROM.V;
64
64 end
66 csvwrite(Resultaat2);

```

11.5 Matlabscript om heuphoeken te berekenen met de Kinect

```

clc
2 k=Begin_meting;
n=Eind_meting;
4 Resultaat=zeros(n,7);
for k=k:n;
6 Naam=[ 'Meting_', num2str(k), '.csv '];
M = csvread(Naam,1,0);
8
%%
10 a=1;
b=size(M);
12 c=b(1,1);
14 Offset = 7.50;
Offset_ROM = 1.03;
16
18 for a=1:c;
18 hrx = M(a,99)*pi/180;
20 hry = M(a,100)*pi/180;
20 hrz = M(a,101)*pi/180;
22
24 HAR= [1 0 0;0 cos(hrx) -sin(hrx);0 sin(hrx) cos(hrx)];
HBR=[cos(hry) 0 sin(hry);0 1 0; -sin(hry) 0 cos(hry)];
26 HCR=[cos(hrz) -sin(hrz) 0; sin(hrz) cos(hrz) 0; 0 0 1];
28 HRotatieR=HAR*HBR*HCR;
30 HHoekR(a)=180 - (acos((HRotatieR(1,1)+HRotatieR(2,2)+HRotatieR(3,3)-1)/2))*180/pi;
HHoekRgecorrigeerd=(HHoekR + Offset - mean(HHoekR + Offset))*Offset_ROM + mean(HHoekR
+ Offset);
32
34 a=a+1;
34 end
34 a=1;
36 b=size(M);
36 c=b(1,1);
38
38 for a=1:c;
40
40 hlx = M(a,71)*pi/180;
42 hly = M(a,72)*pi/180;
42 hlz = M(a,73)*pi/180;
44
46 HAL= [1 0 0;0 cos(hlx) -sin(hlx);0 sin(hlx) cos(hlx)];
HBL=[cos(hly) 0 sin(hly);0 1 0; -sin(hly) 0 cos(hly)];
48 HCL=[cos(hlz) -sin(hlz) 0; sin(hlz) cos(hlz) 0; 0 0 1];

```

```

50      HRotatieL=HAL*HBL*HCL;
52      HHoekL(a)=180 - (acos((HRotatieL(1,1)+HRotatieL(2,2)+HRotatieL(3,3)-1)/2))*180/pi;
      HHoekLgecorrigeerd=(HHoekL + Offset - mean(HHoekL + Offset))*Offset_ROM + mean(HHoekL
      + Offset);
54
      a=a+1;
56  end
58      HoekR2 = transpose(HHoekRgecorrigeerd);
      HoekL2 = transpose(HHoekLgecorrigeerd);
60
      minR=min(HoekR2(35:end));
      minL=min(HoekL2(35:end));
62      maxR=max(HoekR2(35:end));
      maxL=max(HoekL2(35:end));
64      gemiddeldeL=mean(HoekL2(35:end));
      gemiddeldeR=mean(HoekR2(35:end));
66      ROM_K=maxL-minL;
68
      Resultaat(k,3)= minL;
70      Resultaat(k,1)= minR;
      Resultaat(k,4)= maxL;
72      Resultaat(k,2)= maxR;
      Resultaat(k,5)= gemiddeldeL;
74      Resultaat(k,6)= gemiddeldeR;
      Resultaat(k,7)=ROM_K;
76 end
      csvwrite(Resultaat);

```

11.6 Matlabscript om minima en maxima te bepalen

```

1  a=Begin_meting;
   b=Eind_meting;
3  Resultaten_Kinect = csvread('Resultaten_kinect.csv');
   Resultaten_Visualeyez = csvread('Resultaten_visualeyez.csv');
5  Resultaten_Kinect2 = Resultaten_Kinect(a:b,:);
   Resultaten_Visualeyez2 = Resultaten_Visualeyez(a:b,:);
7  n=b-a+1;
   Minima_maxima=zeros(n,10);
9  Minima_maxima(:,1) = Resultaten_Visualeyez2(:,1); % Minimum Visualey
   Minima_maxima(:,2) = Resultaten_Visualeyez2(:,2); % Maximum Visualey
11 Minima_maxima(:,3) = Resultaten_Kinect2(:,3); % Minimum linkerbeen Kinect
   Minima_maxima(:,4) = Resultaten_Kinect2(:,4); % Maximum linkerbeen Kinect
13 Minima_maxima(:,5) = Resultaten_Kinect2(:,1); % Minimum rechterbeen Kinect
   Minima_maxima(:,6) = Resultaten_Kinect2(:,2); % Maximum rechterbeen Kinect
15 Minima_maxima(:,8) = Resultaten_Visualeyez2(:,3); % Gemiddelde Visualey
   Minima_maxima(:,9) = Resultaten_Kinect2(:,5); % Gemiddelde Kinect links
17 Minima_maxima(:,10) = Resultaten_Kinect2(:,6); % Gemiddelde Kinect rechts
   csvwrite('Minima_maxima.csv', Minima_maxima);
19
   %% Offset Mean
21 Offset_Mean = Minima_maxima(:,8) - Minima_maxima(:,9);
   Gemiddelde_Offset_Mean = mean(abs(Offset_Mean));
23 Afwijking_Offset_Mean = abs(Offset_Mean) - Gemiddelde_Offset_Mean;
   Gemiddelde_Afwijking_Offset_Mean = mean(abs(Afwijking_Offset_Mean));
25
   %% Offset ROM
27 ROM_V = Minima_maxima(:,2) - Minima_maxima(:,1);
   ROM_K = Minima_maxima(:,4) - Minima_maxima(:,3);
29 Offset_ROM = ROM_V - ROM_K;
   Gemiddelde_Offset_ROM = mean(abs(Offset_ROM));
31 Afwijking_Offset_ROM = abs(Offset_ROM) - Gemiddelde_Offset_ROM;
   Gemiddelde_Afwijking_Offset_ROM = mean(abs(Afwijking_Offset_ROM));
33 Gemiddelde_ROM_K = mean(ROM_K);
   Gemiddelde_ROM_V = mean(ROM_V);
35 Gem_max_K = mean(Minima_maxima(:,4));
   Gem_max_V = mean(Minima_maxima(:,2));
37 Gem_min_K = mean(Minima_maxima(:,3));
   Gem_min_V = mean(Minima_maxima(:,1));

```

```

39 Offset_Gem_max = Gem_max_V - Gem_max_K;
   Offset_Gem_min = Gem_min_V - Gem_min_K;

```

11.7 Matlabscript om een combinatieplot te maken van Visualeyze en Kinect

```

2 k = 184;
  n = 184;
  for k=k:n;

4      NaamV=[ 'Meting_', num2str(k), '.C3D' ];
6      NaamK = [ 'Meting_', num2str(k), '.csv' ];
      %% Visualeyze
8      V = readc3d_mhs(NaamV);

10      d=1;
11      e=size(V);
12      f=e(1,1);
13      for d=1:f;

14          RompX = V(d,1,1);
15          HeupX = V(d,2,1);
16          KnieX = V(d,3,1);
17          VoetX = V(d,4,1);

18          RompY = V(d,1,2);
19          HeupY = V(d,2,2);
20          KnieY = V(d,3,2);
21          VoetY = V(d,4,2);

22          RompZ = V(d,1,3);
23          HeupZ = V(d,2,3);
24          KnieZ = V(d,3,3);
25          VoetZ = V(d,4,3);

26          Heup = [HeupX HeupY HeupZ];
27          Knie = [KnieX KnieY KnieZ];
28          Voet = [VoetX VoetY VoetZ];

29          Bovenbeen = [HeupX-KnieX HeupY-KnieY HeupZ-KnieZ];
30          Onderbeen = [VoetX-KnieX VoetY-KnieY VoetZ-KnieZ];

31          angle = atan2(norm(cross(Bovenbeen,Onderbeen)), dot(Bovenbeen,Onderbeen));
32          Kniehoek(d) = (angle / pi) * 180;

33          d=d+1;

34      end
35      Kniehoek3=Kniehoek(6:375); % Vanaf 6e waarde, eerste zijn altijd 0
36      Kniehoek2=transpose(Kniehoek3);

37      Kniehoek_gefilterd= medfilt1(Kniehoek2,6);
38      Hoek_Visualeyze = Kniehoek_gefilterd(3:end); % Eerste waarden zijn raar
39      Gemiddelde_Visualeyze = mean(Hoek_Visualeyze);

40      %% Kinect
41      M = csvread(NaamK,1,0);
42      a=1;
43      b=size(M);
44      c=b(1,1);

45      for a=1:c;

46          lrx = M(a,77)*pi/180;
47          lry = M(a,78)*pi/180;
48          lrz = M(a,79)*pi/180;

49          AL= [1 0 0;0 cos(lrx) -sin(lrx);0 sin(lrx) cos(lrx)];
50          BL=[cos(lry) 0 sin(lry);0 1 0; -sin(lry) 0 cos(lry)];
51          CL=[cos(lrz) -sin(lrz) 0; sin(lrz) cos(lrz) 0; 0 0 1];

```

```

66         RotatieL=AL*BL*CL;
68         HoekL(a)=180 -(acos(( RotatieL(1,1)+RotatieL(2,2)+RotatieL(3,3) -1)/2))*180/pi;
70         a=a+1;
72     end
73     Hoek_Kinect = transpose(HoekL);
74     Gemiddelde_Kinect = mean(Hoek_Kinect);
75     %% Offset berekenen
76     %Offset = Gemiddelde_Visualeyez - Gemiddelde_Kinect;
77     if k>60&&k<141
78         Offset = -11.8;
79         Offset_ROM = 2.2;
80     elseif k>140
81         Offset = -3.5;
82         Offset_ROM = 0.93
83     else
84         Offset = 0;
85         Offset_ROM = 0;
86     end
87
88     %% Normaliseren
89     Hoek_Kinect_Genormaliseerd = (Hoek_Kinect + Offset);
90     Hoek_Kinect_Genormaliseerd2 = (Hoek_Kinect_Genormaliseerd - mean(
91         Hoek_Kinect_Genormaliseerd))*Offset_ROM + mean(Hoek_Kinect_Genormaliseerd);
92     g=figure(1);
93
94     %% Fasecorrectie
95     x=transpose(8:375);
96     tijd=x/90;
97     Tijd = M(:,1);
98     [minimumHoekK,i] = min(Hoek_Kinect_Genormaliseerd2(1:120));
99     max_x_K = Tijd(i);
100    [minimumHoekV,j] = min(Hoek_Visualeyez(1:360));
101    max_x_V = tijd(j);
102    faseverschil = max_x_V - max_x_K;
103    Tijdverschoven = Tijd + faseverschil;
104
105    %% figuur
106    plot(tijd ,Hoek_Visualeyez);
107    hold on
108    plot(Tijd ,Hoek_Kinect);
109    axis([0 4 0 180]);
110    title('Niet-gecorrigeerde hoek Kinect en hoek Visualeygez');
111    xlabel('Tijd(s)');
112    ylabel('Hoek(graden)');
113    legend('Visualeyez','Kinect','Location','SouthEast')
114    filename = ['C:\Users\Orthopedie\Dropbox\MDO\Matlabmap-meting2\Combinatieplotjes\
115        Combiplot_Meting_' num2str(k)'];
116    saveas(g, filename, 'jpg');
117 end

```

11.8 Matlabscript om het stickfiguur te bepalen

```

1  clc
2  %k=75;
3
4  Naam=['C:\Metingen\Meting_' num2str(k) , '.csv'];
5  M = csvread(Naam,1,0);
6  %% Alle translatie matrices
7  twaist = [M(:,26) M(:,27) M(:,28)];
8  tspine = [M(:,33) M(:,34) M(:,35)];
9  tchest = [M(:,40) M(:,41) M(:,42)];
10 tneck = [M(:,47) M(:,48) M(:,49)];
11 thead = [M(:,54) M(:,55) M(:,56)];
12 theadtip = [M(:,61) M(:,62) M(:,63)];
13 tupperlegL = [M(:,68) M(:,69) M(:,70)];

```

```

15 tlowerlegL = [M(:,75) M(:,76) M(:,77)];
tfootL = [M(:,82) M(:,83) M(:,84)];
ttoesL = [M(:,89) M(:,90) M(:,91)];
17 tupperlegR = [M(:,96) M(:,97) M(:,98)];
tlowerlegR = [M(:,103) M(:,104) M(:,105)];
19 tfootR = [M(:,110) M(:,111) M(:,112)];
ttoesR = [M(:,117) M(:,118) M(:,119)];
21 tcollarL = [M(:,124) M(:,125) M(:,126)];
tupperarmL = [M(:,131) M(:,132) M(:,133)];
23 tforearmL = [M(:,138) M(:,139) M(:,140)];
thandL = [M(:,145) M(:,146) M(:,147)];
25 tcollarR = [M(:,152) M(:,153) M(:,154)];
tupperarmR = [M(:,159) M(:,160) M(:,161)];
27 tforearmR = [M(:,166) M(:,167) M(:,168)];
thandR = [M(:,173) M(:,174) M(:,175)];
29
%% Alle rotatiematrices
31 rwaist = [M(:,29) M(:,30) M(:,31)];
rspine = [M(:,36) M(:,37) M(:,38)];
33 rchest = [M(:,43) M(:,44) M(:,45)];
rneck = [M(:,50) M(:,51) M(:,52)];
35 rhead = [M(:,57) M(:,58) M(:,59)];
rheadtip = [M(:,64) M(:,65) M(:,66)];
37 rupperlegL = [M(:,71) M(:,72) M(:,73)];
rlowerlegL = [M(:,78) M(:,79) M(:,80)];
39 rfootL = [M(:,85) M(:,86) M(:,87)];
rtoesL = [M(:,92) M(:,93) M(:,94)];
41 rupperlegR = [M(:,99) M(:,100) M(:,101)];
rlowerlegR = [M(:,106) M(:,107) M(:,108)];
43 rfootR = [M(:,113) M(:,114) M(:,115)];
rtoesR = [M(:,120) M(:,121) M(:,122)];
45 rcollarL = [M(:,127) M(:,128) M(:,129)];
rupperarmL = [M(:,134) M(:,135) M(:,136)];
47 rforearmL = [M(:,141) M(:,142) M(:,143)];
rhandL = [M(:,148) M(:,149) M(:,150)];
49 rcollarR = [M(:,155) M(:,156) M(:,157)];
rupperarmR = [M(:,162) M(:,163) M(:,164)];
51 rforearmR = [M(:,169) M(:,170) M(:,171)];
rhandR = [M(:,176) M(:,177) M(:,178)];
53 %% Rotatiematrices
%a=50; % selecteren welk frame je wilt afbeelden
55 a=1;
b=size(M);
57 c=b(1,1);
for a=1:c;
59
rxhead=rhead(a,1)*pi/180;
61 ryhead=rhead(a,2)*pi/180;
rzhead=rhead(a,3)*pi/180;
63
ARhead= [1 0 0;0 cos(rxhead) -sin(rxhead);0 sin(rxhead) cos(rxhead)];
65 BRhead=[cos(ryhead) 0 sin(ryhead);0 1 0; -sin(ryhead) 0 cos(ryhead)];
CRhead=[cos(rzhead) -sin(rzhead) 0; sin(rzhead) cos(rzhead) 0; 0 0 1];
67
Rhead=CRhead*ARhead*BRhead;
69
rxneck=rneck(a,1)*pi/180;
71 ryneck=rneck(a,2)*pi/180;
rzneck=rneck(a,3)*pi/180;
73
ARneck= [1 0 0;0 cos(rxneck) -sin(rxneck);0 sin(rxneck) cos(rxneck)];
75 BRneck=[cos(ryneck) 0 sin(ryneck);0 1 0; -sin(ryneck) 0 cos(ryneck)];
CRneck=[cos(rzneck) -sin(rzneck) 0; sin(rzneck) cos(rzneck) 0; 0 0 1];
77
Rneck=CRneck*ARneck*BRneck;
79
rxchest=rchest(a,1)*pi/180;
81 rychest=rchest(a,2)*pi/180;
rzchest=rchest(a,3)*pi/180;
83
ARchest= [1 0 0;0 cos(rxcchest) -sin(rxcchest);0 sin(rxcchest) cos(rxcchest)];
85 BRchest=[cos(rychest) 0 sin(rychest);0 1 0; -sin(rychest) 0 cos(rychest)];
CRchest=[cos(rzchest) -sin(rzchest) 0; sin(rzchest) cos(rzchest) 0; 0 0 1];

```

```

87 Rchest=CRchest*ARchest*BRchest;
89
91 rxspine=rspine(a,1)*pi/180;
91 ryspine=rspine(a,2)*pi/180;
91 rzspine=rspine(a,3)*pi/180;
93
95 ARspine= [1 0 0;0 cos(rxspine) -sin(rxspine);0 sin(rxspine) cos(rxspine)];
95 BRspine=[cos(ryspine) 0 sin(ryspine);0 1 0; -sin(ryspine) 0 cos(ryspine)];
95 CRspine=[cos(rzspine) -sin(rzspine) 0; sin(rzspine) cos(rzspine) 0; 0 0 1];
97
99 Rspine=CRspine*ARspine*BRspine;
99
101 rxwaist=rwaist(a,1)*pi/180;
101 rywaist=rwaist(a,2)*pi/180;
101 rzwaist=rwaist(a,3)*pi/180;
103
105 ARwaist= [1 0 0;0 cos(rxwaist) -sin(rxwaist);0 sin(rxwaist) cos(rxwaist)];
105 BRwaist=[cos(rywaist) 0 sin(rywaist);0 1 0; -sin(rywaist) 0 cos(rywaist)];
105 CRwaist=[cos(rzwaist) -sin(rzwaist) 0; sin(rzwaist) cos(rzwaist) 0; 0 0 1];
107
109 %Rwaist=ARwaist*BRwaist*CRwaist;
109 %Rwaist=ARwaist*CRwaist*BRwaist;
109 %Rwaist=BRwaist*ARwaist*CRwaist;
111 %Rwaist=BRwaist*CRwaist*ARwaist;
111 Rwaist=CRwaist*ARwaist*BRwaist;
113 %Rwaist=CRwaist*BRwaist*ARwaist;
113
115
117 rxupperlegL=upperlegL(a,1)*pi/180;
117 ryupperlegL=upperlegL(a,2)*pi/180;
117 rzupperlegL=upperlegL(a,3)*pi/180;
119
119 ARupperlegL= [1 0 0;0 cos(rxupperlegL) -sin(rxupperlegL);0 sin(rxupperlegL) cos(rxupperlegL)];
121 BRupperlegL=[cos(ryupperlegL) 0 sin(ryupperlegL);0 1 0; -sin(ryupperlegL) 0 cos(ryupperlegL)];
121 CRupperlegL=[cos(rzupperlegL) -sin(rzupperlegL) 0; sin(rzupperlegL) cos(rzupperlegL) 0; 0 0
121 1];
123
123 %RupperlegL=ARupperlegL*BRupperlegL*CRupperlegL;
125 %RupperlegL=ARupperlegL*CRupperlegL*BRupperlegL;
125 %RupperlegL=BRupperlegL*ARupperlegL*CRupperlegL;
127 %RupperlegL=BRupperlegL*CRupperlegL*ARupperlegL;
127 RupperlegL=CRupperlegL*ARupperlegL*BRupperlegL;
129 %RupperlegL=CRupperlegL*BRupperlegL*ARupperlegL;
129
131
133 rxlowerlegL=lowerlegL(a,1)*pi/180;
133 rylowerlegL=lowerlegL(a,2)*pi/180;
133 rzlowerlegL=lowerlegL(a,3)*pi/180;
135
135 ARlowerlegL= [1 0 0;0 cos(rxlowerlegL) -sin(rxlowerlegL);0 sin(rxlowerlegL) cos(rxlowerlegL)];
137 BRlowerlegL=[cos(rylowerlegL) 0 sin(rylowerlegL);0 1 0; -sin(rylowerlegL) 0 cos(rylowerlegL)];
137 CRlowerlegL=[cos(rzlowerlegL) -sin(rzlowerlegL) 0; sin(rzlowerlegL) cos(rzlowerlegL) 0; 0 0
137 1];
139
139 %RlowerlegL=ARlowerlegL*BRlowerlegL*CRlowerlegL;
141 %RlowerlegL=ARlowerlegL*CRlowerlegL*BRlowerlegL;
141 %RlowerlegL=BRlowerlegL*ARlowerlegL*CRlowerlegL;
143 %RlowerlegL=BRlowerlegL*CRlowerlegL*ARlowerlegL;
143 RlowerlegL=CRlowerlegL*ARlowerlegL*BRlowerlegL;
145 %RlowerlegL=CRlowerlegL*BRlowerlegL*ARlowerlegL;
145
147 rxfootL=rfootL(a,1)*pi/180;
147 ryfootL=rfootL(a,2)*pi/180;
149 rzfootL=rfootL(a,3)*pi/180;
149
151 ARfootL= [1 0 0;0 cos(rxfootL) -sin(rxfootL);0 sin(rxfootL) cos(rxfootL)];
151 BRfootL=[cos(ryfootL) 0 sin(ryfootL);0 1 0; -sin(ryfootL) 0 cos(ryfootL)];
153 CRfootL=[cos(rzfootL) -sin(rzfootL) 0; sin(rzfootL) cos(rzfootL) 0; 0 0 1];
153
155
157 %RfootL=ARfootL*BRfootL*CRfootL;
157 %RfootL=ARfootL*CRfootL*BRfootL;

```

```

159 %RfootL=BRfootL*ARfootL*CRfootL;
    %RfootL=BRfootL*CRfootL*ARfootL;
    RfootL=CRfootL*ARfootL*BRfootL;
161 %RfootL=CRfootL*BRfootL*ARfootL;

163
165 rxtoesL=rtoesL(a,1)*pi/180;
    rytoesL=rtoesL(a,2)*pi/180;
    rztoesL=rtoesL(a,3)*pi/180;
167
169 ARtoesL= [1 0 0;0 cos(rxtoesL) -sin(rxtoesL);0 sin(rxtoesL) cos(rxtoesL)];
    BRtoesL=[cos(rytoesL) 0 sin(rytoesL);0 1 0; -sin(rytoesL) 0 cos(rytoesL)];
    CRtoesL=[cos(rztoesL) -sin(rztoesL) 0; sin(rztoesL) cos(rztoesL) 0; 0 0 1];
171
    RtoesL=CRtoesL*ARtoesL*BRtoesL;
173
175 rxupperlegR=upperlegR(a,1)*pi/180;
    ryupperlegR=upperlegR(a,2)*pi/180;
    rzupperlegR=upperlegR(a,3)*pi/180;
177
179 ARupperlegR= [1 0 0;0 cos(rxupperlegR) -sin(rxupperlegR);0 sin(rxupperlegR) cos(rxupperlegR)];
    BRupperlegR=[cos(ryupperlegR) 0 sin(ryupperlegR);0 1 0; -sin(ryupperlegR) 0 cos(ryupperlegR)];
    CRupperlegR=[cos(rzupperlegR) -sin(rzupperlegR) 0; sin(rzupperlegR) cos(rzupperlegR) 0; 0 0
181 1];
    RupperlegR=CRupperlegR*ARupperlegR*BRupperlegR;
183
185 rxlowerlegR=lowerlegR(a,1)*pi/180;
    rylowerlegR=lowerlegR(a,2)*pi/180;
    rzlowerlegR=lowerlegR(a,3)*pi/180;
187
189 ARlowerlegR= [1 0 0;0 cos(rxlowerlegR) -sin(rxlowerlegR);0 sin(rxlowerlegR) cos(rxlowerlegR)];
    BRlowerlegR=[cos(rylowerlegR) 0 sin(rylowerlegR);0 1 0; -sin(rylowerlegR) 0 cos(rylowerlegR)];
    CRlowerlegR=[cos(rzlowerlegR) -sin(rzlowerlegR) 0; sin(rzlowerlegR) cos(rzlowerlegR) 0; 0 0
191 1];
    RlowerlegR=CRlowerlegR*ARlowerlegR*BRlowerlegR;
193
195 rxfootR=rfootR(a,1)*pi/180;
    ryfootR=rfootR(a,2)*pi/180;
    rzfootR=rfootR(a,3)*pi/180;
197
199 ARfootR= [1 0 0;0 cos(rxfootR) -sin(rxfootR);0 sin(rxfootR) cos(rxfootR)];
    BRfootR=[cos(ryfootR) 0 sin(ryfootR);0 1 0; -sin(ryfootR) 0 cos(ryfootR)];
    CRfootR=[cos(rzfootR) -sin(rzfootR) 0; sin(rzfootR) cos(rzfootR) 0; 0 0 1];
201
    RfootR=CRfootR*ARfootR*BRfootR;
203
205 rxtoesR=rtoesR(a,1)*pi/180;
    rytoesR=rtoesR(a,2)*pi/180;
    rztoesR=rtoesR(a,3)*pi/180;
207
209 ARtoesR= [1 0 0;0 cos(rxtoesR) -sin(rxtoesR);0 sin(rxtoesR) cos(rxtoesR)];
    BRtoesR=[cos(rytoesR) 0 sin(rytoesR);0 1 0; -sin(rytoesR) 0 cos(rytoesR)];
    CRtoesR=[cos(rztoesR) -sin(rztoesR) 0; sin(rztoesR) cos(rztoesR) 0; 0 0 1];
211
    RtoesR=CRtoesR*ARtoesR*BRtoesR;
213
215 rxcollarL=rcollarL(a,1)*pi/180;
    rycollarL=rcollarL(a,2)*pi/180;
    rzcollarL=rcollarL(a,3)*pi/180;
217
219 ARcollarL= [1 0 0;0 cos(rxcollarL) -sin(rxcollarL);0 sin(rxcollarL) cos(rxcollarL)];
    BRcollarL=[cos(rycollarL) 0 sin(rycollarL);0 1 0; -sin(rycollarL) 0 cos(rycollarL)];
    CRcollarL=[cos(rzcollarL) -sin(rzcollarL) 0; sin(rzcollarL) cos(rzcollarL) 0; 0 0 1];
221
    RcollarL=CRcollarL*ARcollarL*BRcollarL;
223
225 rxupperarmL=upperarmL(a,1)*pi/180;
    ryupperarmL=upperarmL(a,2)*pi/180;
    rzupperarmL=upperarmL(a,3)*pi/180;

```

```

229 ARupperarmL= [1 0 0;0 cos(rxupperarmL) -sin(rxupperarmL);0 sin(rxupperarmL) cos(rxupperarmL)];
BRupperarmL=[cos(ryupperarmL) 0 sin(ryupperarmL);0 1 0; -sin(ryupperarmL) 0 cos(ryupperarmL)];
231 CRupperarmL=[cos(rzupperarmL) -sin(rzupperarmL) 0; sin(rzupperarmL) cos(rzupperarmL) 0; 0 0
1];

233 RupperarmL=CRupperarmL*ARupperarmL*BRupperarmL;

235
237 rxforearmL=rforearmL(a,1)*pi/180;
ryforearmL=rforearmL(a,2)*pi/180;
rzforearmL=rforearmL(a,3)*pi/180;
239
ARforearmL= [1 0 0;0 cos(rxforearmL) -sin(rxforearmL);0 sin(rxforearmL) cos(rxforearmL)];
241 BRforearmL=[cos(ryforearmL) 0 sin(ryforearmL);0 1 0; -sin(ryforearmL) 0 cos(ryforearmL)];
CRforearmL=[cos(rzforearmL) -sin(rzforearmL) 0; sin(rzforearmL) cos(rzforearmL) 0; 0 0 1];
243
RforearmL=CRforearmL*ARforearmL*BRforearmL;
245

247 rxhandL=rhandL(a,1)*pi/180;
ryhandL=rhandL(a,2)*pi/180;
249 rzhandL=rhandL(a,3)*pi/180;

251 ARhandL= [1 0 0;0 cos(rxhandL) -sin(rxhandL);0 sin(rxhandL) cos(rxhandL)];
BRhandL=[cos(ryhandL) 0 sin(ryhandL);0 1 0; -sin(ryhandL) 0 cos(ryhandL)];
253 CRhandL=[cos(rzhandL) -sin(rzhandL) 0; sin(rzhandL) cos(rzhandL) 0; 0 0 1];

255 RhandL=CRhandL*ARhandL*BRhandL;

257
rxcollarR=rcollarR(a,1)*pi/180;
259 rycollarR=rcollarR(a,2)*pi/180;
rzcollarR=rcollarR(a,3)*pi/180;
261
ARcollarR= [1 0 0;0 cos(rxcollarR) -sin(rxcollarR);0 sin(rxcollarR) cos(rxcollarR)];
263 BRcollarR=[cos(rycollarR) 0 sin(rycollarR);0 1 0; -sin(rycollarR) 0 cos(rycollarR)];
CRcollarR=[cos(rzcollarR) -sin(rzcollarR) 0; sin(rzcollarR) cos(rzcollarR) 0; 0 0 1];
265
RcollarR=CRcollarR*ARcollarR*BRcollarR;
267

269 rxupperarmR=rupperarmR(a,1)*pi/180;
ryupperarmR=rupperarmR(a,2)*pi/180;
271 rzupperarmR=rupperarmR(a,3)*pi/180;

273 ARupperarmR= [1 0 0;0 cos(rxupperarmR) -sin(rxupperarmR);0 sin(rxupperarmR) cos(rxupperarmR)];
BRupperarmR=[cos(ryupperarmR) 0 sin(ryupperarmR);0 1 0; -sin(ryupperarmR) 0 cos(ryupperarmR)];
275 CRupperarmR=[cos(rzupperarmR) -sin(rzupperarmR) 0; sin(rzupperarmR) cos(rzupperarmR) 0; 0 0
1];

277 RupperarmR=CRupperarmR*ARupperarmR*BRupperarmR;

279
rxforearmR=rforearmR(a,1)*pi/180;
281 ryforearmR=rforearmR(a,2)*pi/180;
rzforearmR=rforearmR(a,3)*pi/180;
283
ARforearmR= [1 0 0;0 cos(rxforearmR) -sin(rxforearmR);0 sin(rxforearmR) cos(rxforearmR)];
285 BRforearmR=[cos(ryforearmR) 0 sin(ryforearmR);0 1 0; -sin(ryforearmR) 0 cos(ryforearmR)];
CRforearmR=[cos(rzforearmR) -sin(rzforearmR) 0; sin(rzforearmR) cos(rzforearmR) 0; 0 0 1];
287
RforearmR=CRforearmR*ARforearmR*BRforearmR;
289

291 rxhandR=rhandR(a,1)*pi/180;
ryhandR=rhandR(a,2)*pi/180;
293 rzhandR=rhandR(a,3)*pi/180;

295 ARhandR= [1 0 0;0 cos(rxhandR) -sin(rxhandR);0 sin(rxhandR) cos(rxhandR)];
BRhandR=[cos(ryhandR) 0 sin(ryhandR);0 1 0; -sin(ryhandR) 0 cos(ryhandR)];
297 CRhandR=[cos(rzhandR) -sin(rzhandR) 0; sin(rzhandR) cos(rzhandR) 0; 0 0 1];

299 RhandR=CRhandR*ARhandR*BRhandR;

```

```

%% Plaatsvector maken
301 ptheadtip=[theadtip(a,1);theadtip(a,2);theadtip(a,3)];
pthead=[thead(a,1);thead(a,2);thead(a,3)];
303 ptneck=[tneck(a,1);tneck(a,2);tneck(a,3)];
ptchest=[tchest(a,1);tchest(a,2);tchest(a,3)];
305 ptspine=[tspine(a,1);tspine(a,2);tspine(a,3)];
ptwaist=[twaist(a,1);twaist(a,2);twaist(a,3)];
307 ptupperlegL=[tupperlegL(a,1);tupperlegL(a,2);tupperlegL(a,3)];
ptlowerlegL=[tlowerlegL(a,1);tlowerlegL(a,2);tlowerlegL(a,3)];
309 ptfootL=[tfootL(a,1);tfootL(a,2);tfootL(a,3)];
pttoesL=[ttoesL(a,1);ttoesL(a,2);ttoesL(a,3)];
311 ptupperlegR=[tupperlegR(a,1);tupperlegR(a,2);tupperlegR(a,3)];
ptlowerlegR=[tlowerlegR(a,1);tlowerlegR(a,2);tlowerlegR(a,3)];
313 ptfootR=[tfootR(a,1);tfootR(a,2);tfootR(a,3)];
pttoesR=[ttoesR(a,1);ttoesR(a,2);ttoesR(a,3)];
315 ptcollarL=[tcollarL(a,1);tcollarL(a,2);tcollarL(a,3)];
ptupperarmL=[tupperarmL(a,1);tupperarmL(a,2);tupperarmL(a,3)];
317 ptforearmL=[tforearmL(a,1);tforearmL(a,2);tforearmL(a,3)];
pthandL=[thandL(a,1);thandL(a,2);thandL(a,3)];
319 ptcollarR=[tcollarR(a,1);tcollarR(a,2);tcollarR(a,3)];
ptupperarmR=[tupperarmR(a,1);tupperarmR(a,2);tupperarmR(a,3)];
321 ptforearmR=[tforearmR(a,1);tforearmR(a,2);tforearmR(a,3)];
pthandR=[thandR(a,1);thandR(a,2);thandR(a,3)];
323
%% Lokale assenstelsels berekenen
325 poswaist=ptwaist;
posspine=poswaist + Rwaist*ptspine;
327 poschest=posspine + Rwaist * Rspine*ptchest;
posneck=poschest + Rwaist * Rspine * Rchest*ptneck;
329 poshead=posneck + Rwaist * Rspine * Rchest * Rneck*pthead;
posheadtip=poshead + Rwaist * Rspine * Rchest * Rneck* Rhead*ptheadtip;
331
%% Lokale assenstelsels van benen naar waist
333 posupperlegL=poswaist + Rwaist*ptupperlegL;
poslowerlegL=posupperlegL + Rwaist * RupperlegL*ptlowerlegL;
335 posfootL=poslowerlegL + Rwaist * RupperlegL *RlowerlegL*ptfootL;
postoesL=posfootL + Rwaist * RupperlegL * RlowerlegL * RfootL*pttoesL;
337
posupperlegR=poswaist + Rwaist*ptupperlegR;
339 poslowerlegR=posupperlegR + Rwaist*RupperlegR*ptlowerlegR;
posfootR=poslowerlegR + Rwaist*RupperlegR*RlowerlegR*ptfootR;
341 postoesR=posfootR + Rwaist*RupperlegR*RlowerlegR*RfootR*pttoesR;

343 %% Lokale assenstelsels van armen naar waist
poscollarL=poschest + Rchest*ptcollarL;
345 posupperarmL=poscollarL + Rchest*RcollarL*ptupperarmL;
posforearmL=posupperarmL + Rchest*RcollarL*RupperarmL*ptforearmL;
347 poshandL=posforearmL + Rchest*RcollarL*RupperarmL*RforearmL*pthandL;

349 poscollarR=poschest + Rchest*ptcollarR;
posupperarmR=poscollarR + Rchest*RcollarR*ptupperarmR;
351 posforearmR=posupperarmR + Rchest*RcollarR*RupperarmR*ptforearmR;
poshandR=posforearmR + Rchest*RcollarR*RupperarmR*RforearmR*pthandR;
353
%% Matrices transposeren
355 posheadtip2=transpose(posheadtip);
poshead2=transpose(poshead);
357 posneck2=transpose(posneck);
poschest2=transpose(poschest);
359 posspine2=transpose(posspine);
poswaist2=transpose(poswaist);
361 postoesL2=transpose(postoesL);
posfootL2=transpose(posfootL);
363 poslowerlegL2=transpose(poslowerlegL);
posupperlegL2=transpose(posupperlegL);
365 postoesR2=transpose(postoesR);
posfootR2=transpose(posfootR);
367 poslowerlegR2=transpose(poslowerlegR);
posupperlegR2=transpose(posupperlegR);
369 poshandL2=transpose(poshandL);
posforearmL2=transpose(posforearmL);
371 posupperarmL2=transpose(posupperarmL);
poscollarL2=transpose(poscollarL);

```

```

373 poshandR2=transpose (poshandR) ;
posforearmR2=transpose (posforearmR) ;
375 posupperarmR2=transpose (posupperarmR) ;
poscollarR2=transpose (poscollarR) ;
377
%% Plotje :)
379
pts_hth=[posheadtip2; poshead2];
381 pts_hn=[poshead2; posneck2];
pts_nc=[posneck2; poschest2];
383 pts_cs=[poschest2; posspine2];
pts_sw=[posspine2; poswaist2];
385
pts_wuL=[poswaist2; posupperlegL2];
387 pts_uLiL=[posupperlegL2; poslowerlegL2];
pts_iLlL=[poslowerlegL2; posfootL2];
389 pts_fLlL=[posfootL2; postoesL2];

pts_wuR=[poswaist2; posupperlegR2];
pts_uRiR=[posupperlegR2; poslowerlegR2];
393 pts_iRfR=[poslowerlegR2; posfootR2];
pts_fRtR=[posfootR2; postoesR2];
395
pts_wcL=[poschest2; poscollarL2];
397 pts_cLuL=[poscollarL2; posupperarmL2];
pts_uLfL=[posupperarmL2; posforearmL2];
399 pts_fLhL=[posforearmL2; poshandL2];

401 pts_wcR=[poschest2; poscollarR2];
pts_cRuR=[poscollarR2; posupperarmR2];
403 pts_uRfR=[posupperarmR2; posforearmR2];
pts_fRhR=[posforearmR2; poshandR2];
405
%%
407 %h=figure;
plot3(pts_hth(:,1), pts_hth(:,2), pts_hth(:,3), 'g', 'LineWidth',1.5) % Plot lijn van
headtip naar head
409 hold on
plot3(pts_hn(:,1), pts_hn(:,2), pts_hn(:,3), 'g', 'LineWidth',1.5)
411 plot3(pts_nc(:,1), pts_nc(:,2), pts_nc(:,3), 'g', 'LineWidth',1.5)
plot3(pts_cs(:,1), pts_cs(:,2), pts_cs(:,3), 'g', 'LineWidth',1.5)
413 plot3(pts_sw(:,1), pts_sw(:,2), pts_sw(:,3), 'g', 'LineWidth',1.5)
plot3(pts_wuL(:,1), pts_wuL(:,2), pts_wuL(:,3), 'g', 'LineWidth',1.5)
415 plot3(pts_uLiL(:,1), pts_uLiL(:,2), pts_uLiL(:,3), 'g', 'LineWidth',1.5)
plot3(pts_iLlL(:,1), pts_iLlL(:,2), pts_iLlL(:,3), 'g', 'LineWidth',1.5)
417 plot3(pts_fLlL(:,1), pts_fLlL(:,2), pts_fLlL(:,3), 'g', 'LineWidth',1.5)
plot3(pts_wuR(:,1), pts_wuR(:,2), pts_wuR(:,3), 'g', 'LineWidth',1.5)
419 plot3(pts_uRiR(:,1), pts_uRiR(:,2), pts_uRiR(:,3), 'g', 'LineWidth',1.5)
plot3(pts_iRfR(:,1), pts_iRfR(:,2), pts_iRfR(:,3), 'g', 'LineWidth',1.5)
421 plot3(pts_fRtR(:,1), pts_fRtR(:,2), pts_fRtR(:,3), 'g', 'LineWidth',1.5)
plot3(pts_wcL(:,1), pts_wcL(:,2), pts_wcL(:,3), 'g', 'LineWidth',1.5)
423 plot3(pts_cLuL(:,1), pts_cLuL(:,2), pts_cLuL(:,3), 'g', 'LineWidth',1.5)
plot3(pts_uLfL(:,1), pts_uLfL(:,2), pts_uLfL(:,3), 'g', 'LineWidth',1.5)
425 plot3(pts_fLhL(:,1), pts_fLhL(:,2), pts_fLhL(:,3), 'g', 'LineWidth',1.5)
plot3(pts_wcR(:,1), pts_wcR(:,2), pts_wcR(:,3), 'g', 'LineWidth',1.5)
427 plot3(pts_cRuR(:,1), pts_cRuR(:,2), pts_cRuR(:,3), 'g', 'LineWidth',1.5)
plot3(pts_uRfR(:,1), pts_uRfR(:,2), pts_uRfR(:,3), 'g', 'LineWidth',1.5)
429 plot3(pts_fRhR(:,1), pts_fRhR(:,2), pts_fRhR(:,3), 'g', 'LineWidth',1.5)

431 scatter3(poswaist2(:,1), poswaist2(:,2), poswaist2(:,3), 'r', 'filled') % Plot punt van waist
scatter3(posspine2(:,1), posspine2(:,2), posspine2(:,3), 'r', 'filled')
433 scatter3(poschest2(:,1), poschest2(:,2), poschest2(:,3), 'r', 'filled')
scatter3(posneck2(:,1), posneck2(:,2), posneck2(:,3), 'r', 'filled')
435 scatter3(poshead2(:,1), poshead2(:,2), poshead2(:,3), 'r', 'filled')
scatter3(posheadtip2(:,1), posheadtip2(:,2), posheadtip2(:,3), 'r', 'filled')
437 scatter3(posupperlegL2(:,1), posupperlegL2(:,2), posupperlegL2(:,3), 'r', 'filled')
scatter3(poslowerlegL2(:,1), poslowerlegL2(:,2), poslowerlegL2(:,3), 'r', 'filled')
439 scatter3(posfootL2(:,1), posfootL2(:,2), posfootL2(:,3), 'r', 'filled')
scatter3(postoesL2(:,1), postoesL2(:,2), postoesL2(:,3), 'r', 'filled')
441 scatter3(posupperlegR2(:,1), posupperlegR2(:,2), posupperlegR2(:,3), 'r', 'filled')
scatter3(poslowerlegR2(:,1), poslowerlegR2(:,2), poslowerlegR2(:,3), 'r', 'filled')
443 scatter3(posfootR2(:,1), posfootR2(:,2), posfootR2(:,3), 'r', 'filled')
scatter3(postoesR2(:,1), postoesR2(:,2), postoesR2(:,3), 'r', 'filled')

```

```

445 scatter3(poscollarL2(:,1),poscollarL2(:,2),poscollarL2(:,3),'r','filled')
scatter3(posupperarmL2(:,1),posupperarmL2(:,2),posupperarmL2(:,3),'r','filled')
447 scatter3(posforearmL2(:,1),posforearmL2(:,2),posforearmL2(:,3),'r','filled')
scatter3(poshandL2(:,1),poshandL2(:,2),poshandL2(:,3),'r','filled')
449 scatter3(poscollarR2(:,1),poscollarR2(:,2),poscollarR2(:,3),'r','filled')
scatter3(posupperarmR2(:,1),posupperarmR2(:,2),posupperarmR2(:,3),'r','filled')
451 scatter3(posforearmR2(:,1),posforearmR2(:,2),posforearmR2(:,3),'r','filled')
scatter3(poshandR2(:,1),poshandR2(:,2),poshandR2(:,3),'r','filled')
453
    grid on
455     title('Stick Figure');
    xlabel('X');
457     ylabel('Y');
    ylabel('Z');
459     axis equal
    xlim([-80 80])
461     ylim([-50 200])
    zlim([-310 -160])
463     %view(-50,10)
%     view(2)
465     drawnow
    hold off
467     a=a+1;
end
469 %saveas(h,'Statisch_stickfigure.jpg'); % Afbeelding opslaan

```