

# Real-time 3D Gait

**Naam:** Roelof de Vries  
**Studentnummer:** S2195615  
**Opdracht:** Bachelorscriptie Biomedische Technologie  
**Begeleiders:** Juha Hijmans & Henk van der Worp

## Contents

Inleiding .....	3
Analysefase .....	4
Probleemanalyse .....	4
Doelstelling .....	6
Design assignment .....	7
Eisen & Wensen .....	7
Functie analyse .....	9
Synthesefase .....	10
Huidige systeem .....	10
Mechanica van hardlopen .....	10
Eindconcept .....	12
Werkwijze en benodigdheden .....	13
Vicon DataStream SDK 1.5 .....	13
Vicon Virtual System 1.3.3 .....	13
Weergave en wijze van feedback .....	14
Auditieve feedback .....	15
Matlab .....	16
Gebruiksaanwijzing .....	18
Kosten .....	19
Discussie .....	20
Doorontwikkeling .....	20
Conclusie .....	21
Bijlagen .....	23
Referenties .....	25

## Inleiding

Al sinds menscheugenis wordt er volop gesport in allerlei verschillende disciplines en iedereen op zijn/haar eigen niveau. We doen het zowel in groepsverband als individueel en nog steeds ontstaan er nieuwe sporten of variaties op al bestaande sporten. Zeker de afgelopen jaren is er een verhoogde interesse in een gezonde levensstijl te bespeuren onder de Nederlandse bevolking en wordt er zelfs gesproken van een “tweede loopgolf”.<sup>i</sup> Hierbij wordt gerefereerd aan de eerste loopgolf, die zich voltrok in de jaren zeventig in de Verenigde Staten. Men is zich steeds bewuster van wat goed is voor een goed lichamelijk welzijn, maar vooral ook wat dit niet is. Dit uit zich bijvoorbeeld in het herontdekken van eerder ouderwets gevonden groenten als spruitjes en boerenkool en het steeds groter wordende aanbod aan zogenaamde superfoods in de verschillende supermarkten.<sup>ii</sup> Inherent aan deze toegenomen aandacht voor een gezonde levensstijl, is het bedrijven van sport. Vooral hardlopen is hierbij aan een opmars bezig, omdat het relatief goedkoop is en in principe overal gedaan kan worden, op elk moment van de dag.

Hardlopen is echter een sport waarbij veel verschillende blessures voor kunnen komen. Uit onderzoek (Van Gent et al. 2007) is gebleken dat bij 19.3% tot 79.4% van de hardlopers blessures in de onderste extremiteit voorkomen.<sup>iii</sup> Deze blessures kunnen vele verschillende oorzaken hebben, maar hebben bijna allen tot gevolg dat men het plezier in het hardlopen verliest en in het ergste geval compleet moet stoppen met hardlopen. Blessures komen vooral voor rond de knie- en enkelgewrichten en hebben vaak overbelasting als oorzaak.<sup>iv</sup> Gelukkig kan men na het ontstaan van een blessure terecht bij verschillende specialisten die de aard van de blessure proberen te achterhalen en planmatig een oplossing trachten te vinden voor het probleem. Het achterhalen van de oorzaak van de blessure kan op verschillende manieren gebeuren, waarbij een van de manieren het lopen op een loopband is. Door het gebruiken van camera's en markers kan zo nagegaan worden welke onderdelen van het looppatroon afwijkend zijn van wat als normaal en gezond verondersteld wordt. In het onderzoek van Noehren et al., dat hierna nog diverse malen aangehaald zal worden, is er bijvoorbeeld sprake van een verhoogde piek in heup adductie en interne heuprotatie bij patiënten met patellofemorale pijnsyndroom. Door het meten van deze waarden tijdens verschillende sessies op een loopband kan er aangetoond worden of het looppatroon wel of niet verandert.

Een belangrijke toevoeging aan het toepassen van dergelijke methoden kan het geven van real-time feedback zijn. Op deze manier zou het looppatroon sneller aangepast kunnen worden, wat kan leiden tot een sneller herstel van blessures (Noehren et al. 2011). Ook gezonde hardlopers zouden op deze manier hun looppatroon naar wens kunnen veranderen, zodat blessures in de toekomst voorkomen kunnen worden. Met het toenemen van het aantal hardlopers, is het aannemelijk dat ook het aantal mensen dat zich meldt met een aan hardlopen gerelateerde blessure zal toenemen. Om de werkdruk op het behandelend personeel en de kosten in de zorg te verlagen, is het wenselijk dat er de mogelijkheid bestaat om op deze manier feedback te kunnen geven aan hardlopers.

Tot op heden bestaat de mogelijkheid om dit te doen nog niet in het 3D Gait Analysis systeem in het sportmedisch centrum in het UMCG, waardoor feedback nu altijd pas na het doen van een meting of op basis van visuele waarneming te geven is. Om bovenstaande problemen, die met toenemen van het aantal hardlopers alleen maar groter zullen worden, de kop in te drukken, zal er een toevoeging voor het systeem ontworpen moeten worden. Er bestaan momenteel al systemen waarmee real-time feedback gegeven kan worden, maar deze zijn nog erg duur. De oplossing die gevonden moet worden, moet dit niet zijn. Op deze manier kunnen we inspelen op eventuele problemen die zich in de toekomst voor kunnen gaan doen.

## Analysefase

### Problemanalyse

De afdeling sportgeneeskunde in het UMCG heeft de beschikking over een 3D Gait Analysis systeem, wat bestaat uit een loopband, drie Vicon Bonita camera's, een aantal markers die op het lichaam van de onderzochte persoon worden geplaatst en de programma's Vicon Tracker en 3D Gait Analysis. Op deze manier worden allerlei data verzameld over de bewegingen en posities van de verschillende onderdelen van de onderste extremiteit tijdens hardlopen. Zo wordt er informatie verzameld over bijvoorbeeld gewrichtshoeken van de knie en de bewegingen van de heup tijdens de verschillende stadia van het looppatroon. Dit systeem wordt wereldwijd door twintig klinieken gebruikt en hiernaast hebben acht academische onderzoeksinstituten de beschikking over dit systeem. Een van de belangrijkste aspecten van 3D Gait is het feit dat er een database is aangemaakt waar inmiddels de gegevens van ruim 2000 hardlopers in staan opgeslagen. Het niveau van de hardlopers loopt van mensen die de sport net opgepikt hebben tot olympische marathonrenners en er staat data in van zowel geblesseerde als blessurevrije sporters. De database groeit met de dag, waardoor er steeds specifiekere vergelijkingen gemaakt kunnen worden. Door het verzamelen van data met behulp van dit systeem en deze vervolgens te vergelijken met waarden die uit de database gehaald worden en een gemiddelde zijn van waardes die afkomstig zijn van blessurevrije lopers, kan een advies op maat worden gegeven om de blessure zo snel mogelijk te verhelpen. Elke variabele in de database is normaal verdeeld rond een gemiddelde waarde. Een dergelijke verdeling houdt in dat de kans op een waarde die afwijkt van het gemiddelde kleiner wordt naar mate de afwijking groter wordt.

De huidige procedure houdt in dat hardlopers, zowel met blessure als blessurevrij, op de band gaan (hard)lopen en er data verzameld worden met behulp van de camera's en de markers. Deze data worden verzameld door een computer en na het onderzoek gedeeld en geanalyseerd met de onderzochte persoon. Er wordt dan advies gegeven dat er voor moet zorgen dat een eventuele blessure verholpen wordt of hoe een bepaalde blessure in de toekomst voorkomen kan worden. Onderzoek (Noehren et al. 2011) wijst echter uit, dat het geven van real-time feedback tijdens het hardlopen een sterkere invloed heeft op het aanpassen van het looppatroon dan het geven van advies na het hardlopen. Bij dit onderzoek is getracht het looppatroon van hardlopers met het patellofemorale pijnsyndroom (PFPS) te veranderen door middel van het geven van real time feedback.<sup>v</sup> Uit onderzoek dat gepubliceerd is in 2012, is gebleken dat PFPS een van de meest voorkomende blessures is bij hardlopers.<sup>vi</sup> Een belangrijke oorzaak van PFPS is een te grote mate aan heup adductie, waarbij de knieën elkaar bijna aanraken. Ook een piek in interne heuprotatie kan een oorzaak zijn van PFPS. Ireland et al. (2003) hebben onderzocht dat vrouwen met PFPS 26% minder isometrische kracht hadden voor heup adductie en 36% minder isometrische kracht voor externe heup rotatie.<sup>vii</sup> Dit resulteert in verhoogde pieken in interne heuprotatie en heup adductie tijdens de standfase. Door het looppatroon te veranderen, kunnen de pieken in deze uitslagen verwijderd worden en de blessure verholpen worden.

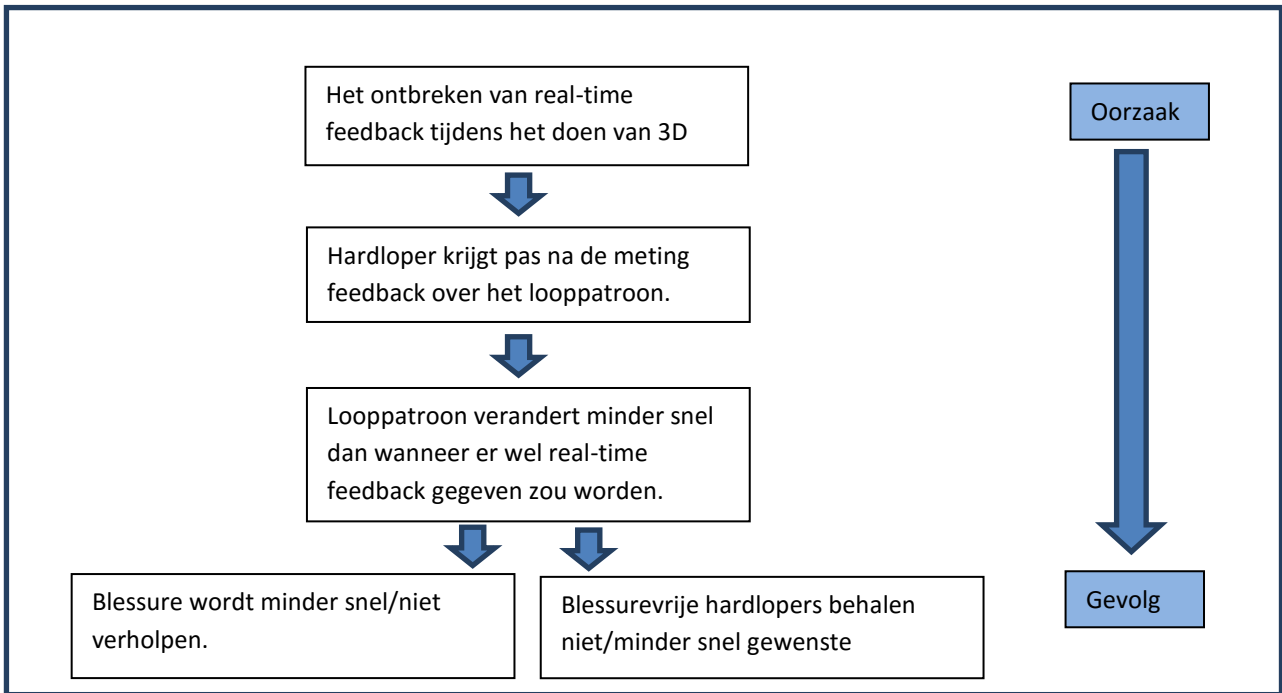
Een tweede blessure die veel voorkomt bij hardlopers, is het mediaal tibiaal stress syndroom (MTSS). Uit onderzoek is gebleken dat deze blessure bij 35% van de hardlopers voorkomt.<sup>viii</sup> De blessure komt ook veel bij militairen en andere sporten waarbij veel gesprongen wordt, zoals bijvoorbeeld voetbal. Zoals de naam al doet vermoeden, is dit een overbelasting blessure die optreedt aan de mediale kant van het scheenbeen. Anders dan voorheen gedacht werd, is er geen sprake van een ontsteking aan het scheenbeenvlies, maar spelen andere factoren een rol in het ontstaan van de pijn.<sup>ix</sup> Er is een breed scala aan factoren onderzocht (Moen et al. 2012), waarbij er gekeken is naar welke parameters significant andere uitslagen geven bij deze blessure.<sup>x</sup> Hieruit is gebleken dat, naast het dragen van slecht schoeisel en het te snel opvoeren van de belasting, vooral een verlaagde interne heuprotatie (tijdens de standfase), een grotere enkel range of motion en overpronatie samenhangen met MTSS.

Pronatie doet zich voor in de eerste helft van de standfase. Uit onderzoek (Ferber et al. 2009) is gebleken dat een normale waarde voor de hoek die de voet ten opzichte van het been maakt in het sagittale vlak  $6^\circ (\pm 3.00^\circ)$  is. Moen et al (2012) kwamen tot de ontdekking dat de range of motion van de enkel van hardlopers met MTSS groter is dan bij de controlegroep (respectievelijk  $52^\circ$  en  $43^\circ$ ). Om deze blessure te verhelpen, moet er voor gezorgd worden dat de afwijkingen in deze bewegingen verwijderd worden uit het looppatroon. Dit resultaat wordt behaald door het looppatroon aan te passen.

De bovenstaande toelichtingen van twee veel voorkomende blessures maken duidelijk dat bepaalde afwijkende bewegingen in het looppatroon tot verschillende blessures kunnen leiden. Onderzoek naar het geven van feedback tijdens het doen van een meting heeft duidelijk gemaakt dat het afwijkende looppatroon van hardlopers met een blessure sneller veranderd wordt dan wanneer deze feedback pas achteraf gegeven wordt (Noehren et al. 2011). Het probleem is echter dat deze optie tot dusver nog niet mogelijk is in het 3D Gait analysis systeem in het UMCG. Er bestaan al systemen waarmee een optie tot het geven van real-time feedback toegevoegd zou kunnen worden, maar deze zijn erg duur. Twee voorbeelden van een dergelijke systemen, zijn de *Caren* en de *Grail* van het bedrijf Motek uit Amsterdam. Het *Caren* systeem is sinds 2000 in gebruik en de *Grail* sinds 2015, beiden door het UMCG. De software die het mogelijk maakt om real-time feedback te geven, *D-flow software*, kan los aangeschaft worden en is te implementeren in het huidige systeem. Deze software is echter erg duur in de aanschaf.

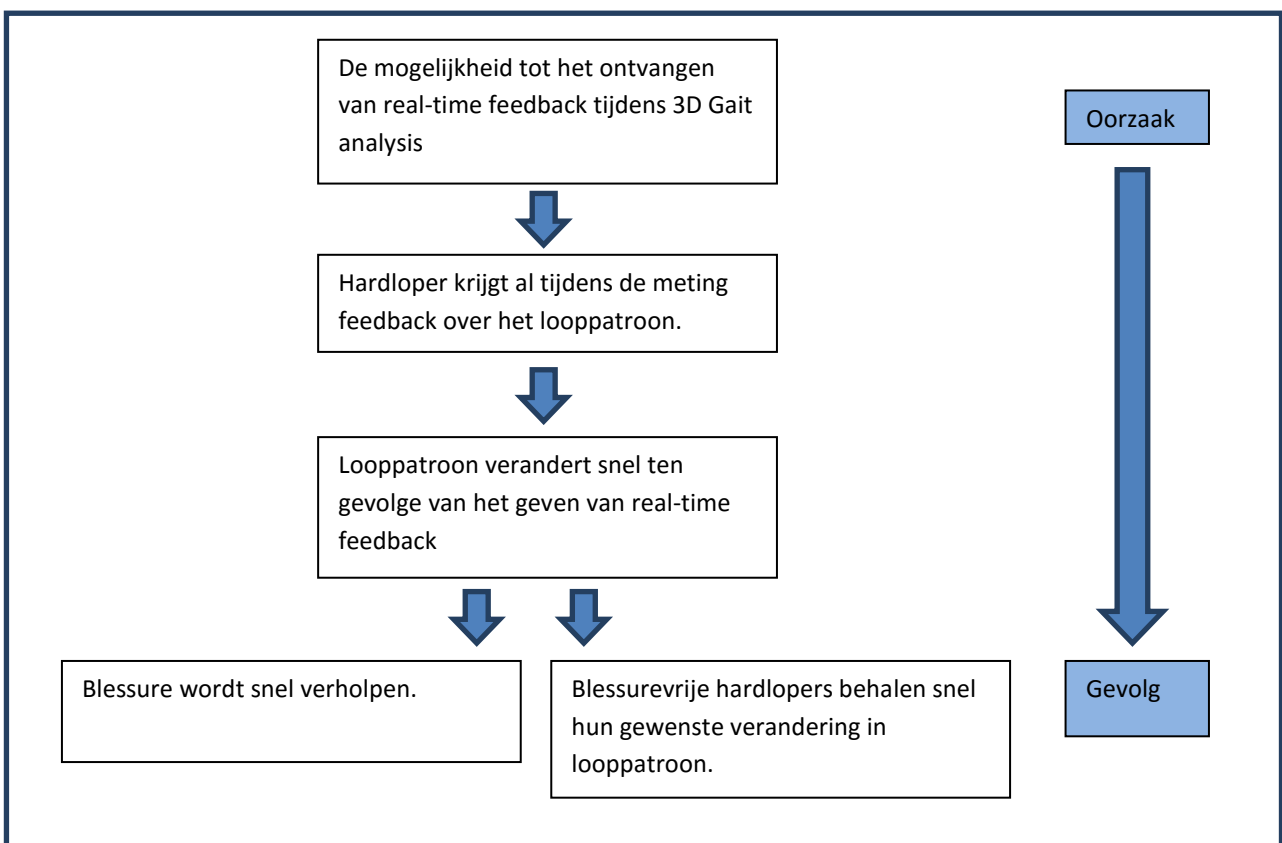
Voor verschillende partijen levert de huidige situatie problemen op. Een overzicht:

Wie?	Wat?	Waar?	Wanneer?	Waarom?
Hardlopers met blessure	Geen real-time feedback over looppatroon kunnen krijgen	Sportmedisch centrum	Tijdens de meting	Blessure wordt minder snel verholpen, doordat looppatroon minder snel verandert
Blessurevrije hardlopers	Geen real-time feedback over looppatroon kunnen krijgen	Sportmedisch centrum	Tijdens de meting	Gewenste verandering looppatroon wordt niet snel genoeg aangeleerd
Sportarts	Verhoogde werkdruk doordat patiënt minder snel herstelt	Praktijk/ Ziekenhuis	Tijdens en na de behandeling	Minder tijd voor andere patiënten
Verzekering	Toename aantal patiënten en genezing duurt langer	Kantoor	Altijd	Hogere kosten
Ziekenhuis	Meer patiënten en langer verblijf patiënten	Ziekenhuis	Altijd	Hogere kosten en hogere werkdruk voor personeel
Familie	Extra zorg	Thuis	Als familielid niet snel herstelt	Extra steun en zorg geven



### Doelstelling

Het doel is om een systeem te ontwerpen waarmee (hard) lopers real-time feedback krijgen tijdens het lopen op de loopband. Het huidige 3D Gate Analysis systeem is nog niet in staat om dit te geven, dus is het de bedoeling om deze functie toe te voegen aan dit systeem. Op deze manier kunnen hardlopers snel en efficiënt hun looppatroon veranderen, wat leidt tot herstel van een bestaande blessure of preventie van eventuele toekomstige blessures. Dit zal er uiteindelijk toe leiden dat men weer kan hardlopen zonder last te hebben van vervelende blessures en voor een beter looppatroon in het algemeen. Het systeem kan namelijk ook gebruikt worden door hardlopers die de sport op een professioneel niveau beoefenen en zo efficiënt mogelijk willen lopen om zo tot betere prestaties te komen.



## Design assignment

De strategie die gehanteerd wordt is om allereerst uit te zoeken of het bestaande systeem van de afdeling Sportgeneeskunde in het UMCG, 3D Gait Analysis<sup>®</sup>, uit te breiden is met het toevoegen van een optie tot het geven van real-time feedback tijdens het analyseren van het looppatroon van zowel geblesseerde als blessurevrije hardlopers. Hierbij zal contact gezocht worden met de organisatie achter het systeem; Running Injury Clinic in Calgary. Zij hebben het systeem ontworpen en dus zal de eerste stap zijn om hen te benaderen.

De patiënt zal tijdens het lopen op de band feedback krijgen over het looppatroon. Deze feedback zou zowel visueel als auditief kunnen zijn. Een idee zou kunnen zijn om per blessure een specifieke instelling te maken. Verschillende blessures gaan namelijk gepaard met afwijkingen in verschillende onderdelen van de onderste extremiteit. Eerder in dit verslag is er gerefereerd aan het mediaal tibiaal stress syndroom (MTSS). Naast het dragen van slecht schoeisel en het te snel opvoeren van het aantal keren dat men hardloopt, is een afwijkend looppatroon een oorzaak van deze blessure. Wanneer een hardloper behandeld wil worden voor deze blessure, kan het programma ingesteld worden op de parameters waarvan gebleken is dat ze een oorzaak kunnen zijn voor MTSS. Deze parameters zijn interne heuprotatie, enkel plantairflexie en de hoek tussen de voet en het been in het sagittale vlak. Op basis van gemiddelde waarden van blessurevrije hardlopers, die uit de database van 3D Gait Analysis te halen zijn of uit de literatuur, kan een drempelwaarde bepaald worden welke aan de hardloper getoond kan worden tijdens de meting. Wanneer het systeem meet dat een bepaalde parameter boven de grenswaarde komt, bijvoorbeeld te veel interne heuprotatie, kan dit direct aangegeven worden. Op deze manier weet de hardloper meteen waar op gelet moet worden.

In het onderzoek dat zich richtte op het effect van real-time feedback bij mensen met PFPS (Scholz et al, 2011) is gebruik gemaakt van het programma Visual 3D, geproduceerd door het bedrijf C-motion. De hardware die gebruikt werd, de camera's in combinatie met een loopband en markers, is vergelijkbaar met het systeem van het UMCG, maar het programma waarmee de data verwerkt wordt is dus anders. In onderzoek dat gedaan is in 2010, is gekeken naar het effect van real-time feedback op het verminderen van het knie adductie moment, omdat een te grote mate hieraan geassocieerd wordt met mediaal knie osteoarthritis.<sup>xi</sup> Ook bij dit onderzoek werd gebruik gemaakt van de software van C-motion. De opdracht die uit te voeren is, is om uit te zoeken of een dergelijke optie toe te voegen is aan de 3D Gait analysis software.

## Eisen & Wensen

Hier volgt een lijst van eisen en wensen:

### Eisen:

- **Te implementeren in 3D Gait Analysis**  
Het huidige systeem in het UMCG moet behouden worden, dus de aanpassing moet gedaan worden in het huidige systeem.
- **Gebruiksvriendelijk**  
Het huidige programma is erg makkelijk in gebruik. De additie die gedaan wordt aan het systeem moet dit ook zijn, zodat een ieder die het huidige 3D Gait analysis systeem gebruikt ook dit systeem kan bedienen.

- **Voor een breed publiek te interpreteren feedback**  
De door het systeem gegeven feedback moet zodanig duidelijk en makkelijk zijn dat het door iedere gebruiker goed te begrijpen is. Op deze manier kunnen zoveel mogelijk mensen geholpen worden.
- **Doelgroep**  
Het systeem is te gebruiken om praktisch alle hardloopblessures te verhelpen
- **Belasting van systeem**  
Het systeem waarop het programma gedraaid wordt moet door de toevoeging van de optie tot real-time feedback niet te sterk belast worden. Hiermee wordt bedoeld dat de computer normaal kan blijven functioneren als de software gebruikt wordt.
- **Betrouwbaarheid**  
De door het programma gegeven feedback moet overeenkomen met de data die gemeten wordt aan de hardloper. Het maken van fouten moet dus tot een minimum beperkt worden, zodat het door de gebruiker als betrouwbaar gezien wordt.
- **Data opslaan**  
De gegeven feedback van alle sessies moet opgeslagen kunnen worden, zodat verschillende sessies met elkaar vergeleken kunnen worden en er zo gezien kan worden of er een patroon te bespeuren is in het veranderen van het looppatroon.
- **Beveiliging**  
De informatie die aan de hardloper teruggekoppeld wordt, moet veilig zijn en niet voor iedereen toegankelijk. Op deze manier blijft de privacy gewaarborgd.
- **Significant verandering brengen**  
Het looppatroon van de hardloper moet significant sneller veranderd worden dan wanneer er geen real-time feedback gegeven zou zijn.
- **Kosten**  
Er zijn momenteel al systemen in de omloop waarmee real-time feedback kan worden gegeven, maar deze zijn erg duur. Er moet een oplossing gevonden worden die goedkoper is dan de software die reeds bestaat. De maximale kosten moeten ongeveer €20.000 zijn.

De eisen betrouwbaarheid en beveiliging moeten voldoen aan het ISO 25010 kwaliteitsmodel.

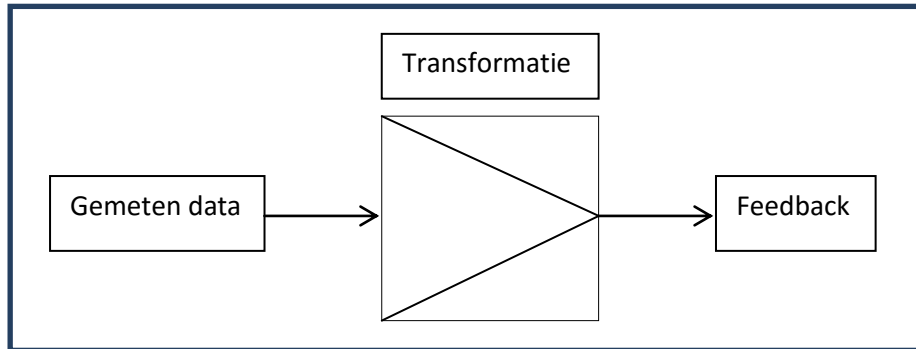
#### **Wensen:**

- **Verschillende programma's**  
Er kan gekozen worden tussen verschillende programma's, waardoor er specifiek naar bepaalde parameters gekeken kan worden.
- **Auditieve feedback**  
Naast het geven van visuele feedback, zou het geven van auditieve feedback een welkome toevoeging zijn aan het systeem.
- **Opmaak**  
Het is wenselijk dat de feedback op een wijze aangeboden wordt die door de hardloper als plezierig ervaren wordt. De opmaak is bij voorkeur bij de tijds en aantrekkelijk.
- **Efficiënt**  
De gegeven informatie staat in verhouding tot de door de software gebruikte middelen. Dit betekent dat het systeem efficiënt te werk gaat.

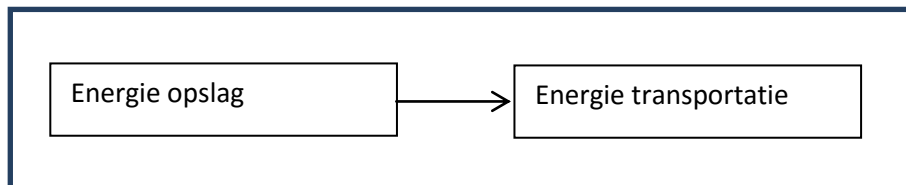
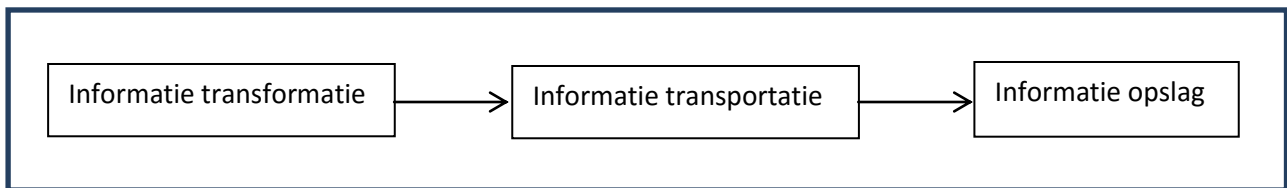


## Functie analyse

Er wordt onderzocht of het mogelijk is een toevoeging te doen aan het huidige systeem en wat die toevoeging in moet gaan houden. Informatie die gemeten wordt, zal getransformeerd worden en omgezet worden in informatie die door de hardlopers als feedback te gebruiken is. Deze data wordt ook opgeslagen. Het hoofddoel is dat de informatie getransformeerd wordt en dit is weergegeven in het volgende schema:



Deze hoofdfunctie is als volgt uit te splitsen:



## Synthesefase

### Huidige systeem

Het huidige systeem in het sportmedisch centrum bestaat uit een loopband, drie Vicon Bonita camera's, een aantal markers en de programma's Vicon Tracker en 3D Gait Analysis, waarmee data worden verzameld over de posities van de verschillende onderdelen van de onderste extremiteit. Het programma Vicon Tracker verzamelt alle informatie en slaat deze op in een map. Het programma 3D Gait gebruikt deze data om een analyse te maken van het looppatroon van de gebruiker. Vicon Tracker loopt dus op de achtergrond en wordt gebruikt als bron van informatie door 3D Gait. Allereerst wordt het systeem met behulp van een zogenaamde toverstaf gekalibreerd, waarna de meting kan beginnen. Deze kalibratie kan in zowel Tracker als 3D Gait gedaan worden, waarbij laatstgenoemde eigenlijk de gebruik maakt van de kalibratie functie van Tracker. 3D Gait heeft deze optie dus zelf niet. Het gebruiken van drie camera's levert een 3D opname op waarmee markerposities in drie getallen worden gemeten (x, y en z-coördinaat). 3D Gait Analysis berekent aan de hand van deze posities de bewegingen in alle anatomische vlakken (flexie/extensie, adductie/abductie, endo-/exorotatie). Deze bewegingen worden voor de pelvis, de heupen, de knieën en de enkels gemeten. Aan de hand van de metingen wordt een rapport opgesteld waarin voor alle variabelen staat aangegeven of er sprake is van een te hoge, een te lage of een ideale uitslag. Als referentie worden de data uit de database van 3D Gait gebruikt. Ook wordt er een bestand gemaakt waarin voor alle gewrichten de uitslagen in de verschillende vlakken te zien zijn. Deze waarden worden van de gehele meting gegeven, alleen tijdens de standfase. Aan de hand van een dergelijk biomechanisch rapport wordt een persoonlijk plan gemaakt voor de revalidant om zo uiteindelijk tot het einddoel te komen; het veranderen van het looppatroon wat tot het verhelpen van de blessure moet leiden.

Er zijn een aantal andere systemen in de omloop die op verschillende wijzen real-time feedback produceren, zoals bijvoorbeeld VirtualRehab, wat gebruik maakt van het Kinect-systeem van Microsoft. De revalidant is bij dit systeem als het ware deelnemer in allerlei spelletjes, waarbij de bewegingen gemeten worden door het Kinect-systeem en real-time vertaald worden in het betreffende spelletje. Ook bij het Caren en Grail systeem wordt er gebruik gemaakt van een virtuele wereld, waarbij de revalidant zelf door deze wereld kan bewegen en de bewegingen real-time weergegeven worden. De bovengenoemde voorbeelden zijn erg duur in de aanschaf en daardoor niet relevant voor kleinere ziekenhuizen of andere instellingen zoals bijvoorbeeld fysiotherapiepraktijken. Het 3D Gait Analysis systeem is een stuk goedkoper om aan te schaffen, dus is de belangrijkste eis dat de optie tot het geven van real-time feedback niet als gevolg moet hebben dat (delen van) het systeem vervangen moeten worden. Op deze manier wordt er een systeem gerealiseerd wat door een breed scala aan instellingen gebruikt kan worden. Er zal dus gekeken worden naar een aanpassing aan de huidige software.

### Mechanica van hardlopen

Bij het bestuderen van het looppatroon tijdens hardlopen, wordt er gebruik gemaakt van de zogenaamde gait cyclus als eenheid. Wanneer bijvoorbeeld gekeken wordt naar het rechterbeen, begint de cyclus wanneer de rechtersoet de grond raakt en eindigt op het moment waarop de rechtersoet de grond weer aanraakt. Dit moment wordt initial contact genoemd (IC) en een cyclus eindigt dus wanneer de volgende IC begint. Een cyclus is opgedeeld in de stand- en de zwaafase en de zwaafase begint wanneer de voet niet meer in contact is met de grond. Het begin van de zwaafase wordt gemarkeerd door toe off, dus het moment waarop de teen de grond verlaat. Een groot verschil tussen gait van lopen en hardlopen, is dat de duur van de standfase korter is. Waar de

standfase bij lopen gemiddeld 62% van de cyclus beslaat, is dit bij hardlopen slechts 31%.<sup>xii</sup> De bewegingen in het sagitale vlak gaan sneller en het zwaartepunt van het lichaam wordt verlaagd door meer heup- en knieflexie en een toename aan enkel dorsiflexie. Aangezien het aandeel van de standfase bij lopen hoger is dan 50%, zijn er periodes dat beide voeten tegelijk de grond raken. Bij hardlopen is dit aandeel echter minder dan de helft, dus bij hardlopen zijn die periodes er niet. Een derde verschil tussen het loop- en harlooppatroon is de dubbele "zweeffase" die voorkomt bij hardlopen. Voor en na het begin van de zwaafase is een periode waarin beide benen los van de grond zijn. De standfase is ingedeeld in de volgende fases: initial contact (IC), loading response (LR), mid stance (MST), terminal stance (TS) en pre-swing (PSw). De zwaafase bestaat uit: toe off, initial swing (ISw), mid swing (MSw) en terminal swing (TSw). Na de tweede drijf-fase volgt dan weer initial contact en zo begint de cyclus opnieuw.<sup>xiii</sup> Overigens wordt er in de revalidatie veel met deze indeling gewerkt, maar is het in de sport bij hardlopen minder gebruikelijk.

In de verschillende stadia vinden er verschillende bewegingen plaats in de gewrichten van de onderste extremiteit. Een beschrijving van de bewegingen in de verschillende gewrichten:

## **Heup**

### *Sagitale vlak:*

De heup verkeert in neutrale positie in het sagitale vlak als de hoek tussen het bovenbeen en de as van het bovenlichaam  $0^\circ$  is. Wanneer deze hoek vergroot wordt, heet dit flexie. De tegengestelde beweging is extensie.

### *Frontale vlak:*

Wanneer de eerder besproken hoek tussen het bovenbeen en de as van het bovenlichaam in frontale vlak vergroot wordt, heet dit heup abductie. De tegenstelde beweging is heup adductie.

### *Transversale vlak:*

In het transversale vlak kan de heup intern en extern roteren. Interne rotatie gebeurt wanneer de teen naar binnen draait en externe rotatie wanneer de teen naar buiten draait.

## **Knie**

### *Sagitale vlak:*

Wanneer de hoek tussen de as van het bovenbeen en het onderbeen  $0^\circ$  is, verkeert de knie in neutrale positie in het sagitale vlak. Wanneer deze hoek groter wordt, heet dit flexie en wanneer de hoek kleiner wordt heet het extensie.

### *Frontale vlak:*

Knie abductie vindt plaats wanneer de knie in het frontale vlak vanuit de neutrale positie naar buiten beweegt en de hoek dus groter wordt. De tegenstelde beweging heet knie adductie.

### *Transversale vlak:*

Wanneer de knie in het transversale vlak naar binnen draait, heet dit interne rotatie en wanneer de knie naar buiten draait heet dit externe rotatie.

## **Enkel**

### *Sagitale vlak:*

De neutrale positie van het enkelgewricht in het sagitale vlak is gedefinieerd als de positie waarin er een hoek van  $90^\circ$  zit tussen de voet en het scheenbeen. Als deze hoek vergroot wordt (de tenen bewegen naar beneden), heet dit plantairflexie. Wanneer de hoek verkleind wordt (de tenen bewegen naar het scheenbeen toe), heet dit dorsiflexie.

#### Frontale vlak:

De bewegingen in het frontale vlak van de enkel worden eversie en inversie genoemd. Bij inversie wordt de voetool naar binnen bewogen en bij eversie wordt voetool naar buiten bewogen.

#### Transversale vlak:

In het transversale vlak kan de enkel net als de knie en de heup intern en extern roteren.

Onderstaande tabel geeft een overzicht van de bewegingen van de verschillende gewrichten in de drie anatomische vlakken. Gezien het feit dat er bij de behandeling van hardloopblessures hoofdzakelijk gekeken wordt naar de standfase, is alleen van deze fase een tabel gegeven. Deze gegevens komen uit onderzoeken van Ferber et. al (2003) en McClay et. al (1998) en zijn gemiddelden van hardlopers met een gezond looppatroon.<sup>xivxv</sup>

	Heup	Knie	Enkel
Sagitaal	Flexie, maximaal op 37% van standfase.	Flexie. Maximaal op 45% van standfase	Dorsiflexie tot 82% van standfase met een piek op 55%. Overige 18% plantairflexie
Frontaal	Eerste 73% adductie, maximaal op 37%. Van 73% tot 91% lichte abductie en hierna weer adductie	Abductie, maximaal op 40% van standfase.	Inversie tijdens eerste 5%, hierna eversie tot 90% en tijdens de laatste 10% weer inversie
Transversaal	Interne rotatie tijdens eerste 90%, daarna externe rotatie	Externe rotatie tijdens eerste 20% van standfase. Hierna interne rotatie	Adductie tijdens de eerste 20%, met een piek aan het begin. Van 20% tot 65% abductie met een piek op 40%. De laatste 35% weer abductie

### Eindconcept

Normaal gesproken wordt er uit tien verschillende pre-concepten een selectie gemaakt van drie concepten. Deze drie concepten worden uitgebreider uitgewerkt en op basis van de lijst van eisen en wensen beoordeeld. Het concept met de hoogste score wordt vervolgens als eindconcept gekozen. Door de opzet van deze ontwerpdracht, waarbij de opties beperkt zijn, is het echter niet mogelijk zoveel verschillende concepten te bedenken. De belangrijkste eis is namelijk dat het eindconcept te implementeren is in het huidige systeem. Vanwege deze reden is er besloten om af te stappen van de officiële werkwijze en direct door te gaan naar het eindconcept. De naam van de ontworpen applicatie is Real-time 3D Gait. Deze naam is gekozen, omdat het duidelijk aangeeft dat het een additie is aan het bestaande 3D Gait Analysis systeem en omdat het meteen duidelijk is wat de functie van de applicatie is.

## Werkwijze en benodigdheden

Voor het ontwikkelen van Real-Time 3D Gait zijn verschillende applicaties nodig. Deze programma's en SDK's worden in het volgende hoofdstuk beschreven, evenals de werkwijze.

### *Vicon DataStream SDK 1.5*

Aangezien het huidige systeem gebruikt maakt van de programma's Vicon Tracker en 3D Gait Analysis, zal de optie tot geven van real-time feedback aan een van deze twee programma's gekoppeld moeten worden. Er is contact opgenomen met Running Injury Clinic uit Calgary, omdat zij de bedenkers zijn van het systeem. 3D Gait Analysis verzamelt zoals eerder vernoemd zelf geen data, maar gebruikt de data die door Tracker worden verzameld om een analyse te maken. Het geven van real-time feedback door een aanpassing te maken op 3D Gait Analysis is derhalve niet mogelijk.

Als er echter gekeken wordt naar de opties om vanuit Tracker een oplossing te vinden, komt men al snel uit bij Vicon Datastream SDK. Een Software development kit (SDK) is een pakket hulpmiddelen wat gebruikt wordt om, soms aan de hand van software die al bestaat, nieuwe software te ontwikkelen. Het is dus een soort digitale gereedschapskist die het ontwikkelen van specifieke applicaties faciliteert. Een dergelijke gereedschapskist bestaat vaak uit programmeerinterfaces, voorbeeldcodes, documentatie en andere eenvoudige hulpmiddelen. Vicon biedt een aantal SDK's aan, waaronder Vicon Datastream. Deze SDK zorgt ervoor dat de data die verzameld worden door Vicon Tracker makkelijk toegankelijk zijn. Het biedt tools aan om een applicatie te bouwen rondom Tracker, omdat er real-time data gestreamd kan worden naar Matlab en C++. Omdat deze SDK ervoor zorgt dat de gebruiker een real-time datastream kan starten van Tracker naar Matlab, wordt deze gebruikt in Real-time 3D Gait. De datastream kan gestart worden door de file `ViconDataStreamSDK_MATLABTest` te runnen in Matlab. Alle data die op dat moment in Tracker verzameld worden, worden nu meteen doorgegeven aan Matlab.

### *Vicon Virtual System 1.3.3*

Het streamen van data uit Tracker wordt gedaan met behulp van de eerder beschreven SDK, maar voor het geven van feedback tijdens het hardlopen moet er een programma geschreven worden in Matlab of C++. Om dit programma te maken en te testen moeten er data beschikbaar zijn, want zonder input kan het programma ook geen output genereren. De data bestaan uit posities van de verschillende onderdelen van de onderste extremiteit, dus men zou dan telkens een proefpersoon nodig hebben waarvan data verzameld kan worden, zodat het *Real-time 3D Gait* getest kan worden. Dit is erg omslachtig en arbeidsintensief, omdat voor elke meting de markers weer aangebracht moeten worden en het systeem gekalibreerd moet worden. Een alternatieve oplossing geniet dus de voorkeur. Tracker biedt de optie om reeds verzamelde data opnieuw af te spelen, maar voor het maken van de real-time feedback applicatie is dit helaas niet te gebruiken, omdat het opnieuw afspelen van een zogenaamde Trial in de "offline modus" gebeurt. Voor het real-time streamen van data uit Tracker, moet de "live modus" geactiveerd worden.

Vicon biedt op haar website een tool aan waarmee dit probleem opgelost kan worden. De Virtual System 1.3.3. tool biedt gebruikers de mogelijkheid tot het nabootsen van een verbinding met Tracker. De datasets van door Tracker verzamelde data bestaan uit een .x1d bestand (analoge data), een .x2d bestand (camera data) en een .xcp bestand (kalibratie data). Vicon heeft twee van deze datasets beschikbaar gesteld; een van een rennend persoon en een van een wandelend persoon. Door deze data met Vicon Virtual system te streamen kan Tracker gesimuleerd worden. Zo is het systeem getest aan de hand van willekeurige data die eerder door Tracker verzameld is. Het maken en testen van het programma werd hiermee een stuk minder omslachtig en tijdrovend.

### *Weergave en wijze van feedback*

De eerder beschreven software development kit wordt door de gebruiker gebruikt om data uit Tracker naar Matlab te streamen. In Matlab is een programma geschreven dat real-time feedback geeft over data die binnenkomt. Afhankelijk van de instelling waar Real-time 3D Gait gebruikt wordt de informatie weergegeven op een televisiescherm of op een wit oppervlak met behulp van een beamer. De informatie die door de computer verzameld wordt kan dan dus via een kabel getransporteerd worden naar een apparaat wat zorgt voor visuele weergave. Waar andere soortgelijke systemen vaak werken met een virtuele wereld, werkt Real-time 3D Gait met een veel simpelere manier van weergave. Eerder in dit verslag is er gesproken over een aantal verschillende blessures die vaak gepaard gaan met specifieke afwijkingen in het looppatroon. De manier van lopen op een zodanige manier veranderen dat de uitslagen van specifieke gewrichten terug worden gebracht naar een "gezonde waarde", leidt dan tot het verhelpen van de blessure.

In de huidige rapporten die ontwikkeld worden door 3D Gait Analysis wordt voor de ideale waarde gebruik gemaakt van de database die zij aagemaakt hebben aan de hand van eerdere gebruikers van hun systeem. Bij dit programma wordt gebruik gemaakt van een drempelwaarde die op twee manieren ingesteld kan worden. De eerste optie is dat de degene die het systeem instelt (arts, fysiotherapeut, etc.), zelf bepaalt wat de drempelwaarde wordt en deze handmatig invoert in het programma. De tweede optie is dat als drempelwaarde dezelfde waarde wordt gebruikt die in de rapporten van 3D Gait Analysis gebruikt wordt. Deze drempelwaarde kan voor alle verschillende gewrichten in alle vlakken op deze manier ingesteld worden. Wanneer de revalidant tijdens het hardlopen teveel afwijkt van deze waarde, zal het scherm rood oplichten. Per sessie wordt er feedback gegeven over een enkele variabele. Zo kan er bij revalidanten met PFPS bijvoorbeeld gekozen worden om heup adductie van het linkerbeen te verminderen, omdat hardlopers met deze blessure hier vaak een te hoge mate van laten zien tijdens de standfase. Er wordt een drempelwaarde ingesteld en op deze manier wordt er getracht om de piek in heup adductie te verlagen en terug te brengen naar een gezonde waarde.

Deze drempelwaarde geldt in dit geval alleen tijdens de standfase en niet tijdens de zwaai fase. Bij de behandeling van vrijwel alle blessures wordt er alleen gekeken naar gewrichtsbewegingen tijdens de standfase, omdat er in deze fase de grootste krachten werken op het het been. Ferber et. al (2009) onderzochten bijvoorbeeld de rol van heupstabiliteit tijdens de standfase bij het ontstaan van hardloopblessures, omdat het moment waarop de voet de grond raakt ook het moment is waarop de heup gestabiliseerd moet worden. Dit vereenvoudigt het ontwerpen van het systeem, omdat er op deze manier naar beide benen in dezelfde sessie gekeken kan worden. Immers, tijdens de gehele standfase van het rechterbeen, zit het linkerbeen in de zwaai fase en vice versa. Bij vrijwel alle andere systemen die real-time feedback kunnen geven wordt er ook alleen gekeken naar de gewrichtsbewegingen tijdens de standfase en ook in de rapporten van Running Injury Clinic is dit het geval.

De hoek die gewrichten maken tijdens de standfase is vanzelfsprekend niet constant, gezien het feit dat de gewrichten bewegen tijdens de standfase. Het ontwerpen van een systeem waarbij er voor verschillende stadia van de standfase een andere drempelwaarde ingesteld kan worden, is te omslachtig en een dergelijk systeem is ook niet erg gebruiksvriendelijk. Per sessie zou er dan teveel werk in zitten voor degene die het systeem bedient, omdat er veel informatie ingevoerd moet worden. Ook voor het ontwerpen van het systeem brengt dit extra problemen met zich mee, omdat de vergelijking tussen de drempelwaarde en de gemeten waarde vaak gemaakt zou moeten worden en hiermee zal het systeem voor een hogere belasting op de computer zorgen. De kans dat het systeem vastloopt en daarmee de sessie stagneert zal hiermee dus groter worden. Bij vrijwel alle onderzoeken naar hardloopblessures en de daar aan ten grond liggende afwijkingen in het looppatroon, wordt er gekeken naar de piekwaarden van de verschillende parameters tijdens de standfase. Deze piekwaarden worden dan als maat gebruikt voor de analyse naar het looppatroon.

Bij het eerder gerefereerde onderzoek van Ferber et. al (2003) wordt er een vergelijking gemaakt tussen de biomechanica van mannen en vrouwen tijdens hardlopen. Het looppatroon wordt hierbij beschreven aan de hand van piekwaarden voor een aantal kinematische variabelen. De volgende kinematische variabelen worden geanalyseerd: heup adductie/abductie, heup interne/externe rotatie, heup flexie/extensie, knie adductie/abductie, knie flexie/extensie en knie interne/externe rotatie. Voor al deze variabelen is er gekeken naar de piekwaarde tijdens de standfase, omdat dit representatief is voor het looppatroon. Ook Noehren et al. (2010) gebruikten in hun onderzoek naar het effect van real-time feedback op het veranderen van het looppatroon gebruik van piekwaarden tijdens de standfase. De kinematische variabelen die interessant waren voor hun onderzoek waren heup adductie en heup interne rotatie.

Vanwege het feit dat er bij vrijwel alle onderzoeken naar blessures, en ook bij reeds bestaande systemen die real-time feedback geven, wordt gewerkt met piekwaarden tijdens de standfase, zal dit ook bij dit systeem gebruikt worden. Op deze manier is het systeem snel in te stellen en hoeft er niet een overmaat aan informatie ingesteld te worden door de bediener. Zoals eerder vermeld, zal er per sessie slechts voor een kinematische variabele (en dus in een anatomisch vlak) feedback gegeven worden. De gebruiker van het systeem kan, op basis van de verwachte aard van de blessure, een keuze maken naar welke variabele gekeken wordt. Op deze manier kan de revalidant zich focussen op het verbeteren van slechts een enkele variabele per sessie, zodat het niet onnodig verwarrend wordt. Het is immers lastig je op twee schermen tegelijk te focussen. Mocht de aard van de blessure in meerdere variabelen liggen, dan kan dit opgelost worden door simpelweg meerdere sessies te organiseren waarbij er afwisselend naar de verschillende variabelen gekeken wordt. Wanneer er feedback gegeven moet worden over bewegingen in het heupgewricht, kan de gebruiker het systeem instellen op de volgende kinematische variabelen: piek flexie, piek adductie en piek interne rotatie. Voor de knie kan men de volgende variabelen instellen: piek flexie, piek abductie en piek interne rotatie. Tot slot kunnen voor de enkel de volgende variabelen worden ingesteld: piek dorsiflexie, piek eversie en piek abductie. Vaak wordt ook de grond reactie kracht (GRF) gemeten om te kijken of deze significant verschilt van gezonde hardlopers, maar om deze te meten heeft men de beschikking nodig over een krachtplaat. Helaas zit deze niet ingebouwd in het huidige systeem, dus over de GRF zal geen feedback gegeven kunnen worden. Dit zou een verbeterpunt van het huidige ontwerp kunnen zijn wanneer het doorontwikkeld zou worden. Als men de richting van de GRF weet, kunnen ook gewrichtsmomenten bepaald worden, omdat men dan weet aan welke kant (of exact door het gewricht) de GRF projecteert. Men weet dan ook welke spieren in het lichaam actief zijn tijdens Gait.

Het systeem werkt met een grenswaarde waarvan de revalidant niet mag afwijken. De wijze waarop de feedback weergegeven wordt, is te zien in *bijlage 3*. De rode lijn geeft de hoek van de linker knie aan in het sagitale vlak en de gestippelde lijn geeft de ingestelde grenswaarde (= 170°) aan

### ***Auditieve feedback***

Om aan de wens van het geven van auditieve feedback tegemoet te komen, is deze optie toegevoegd in de vorm van een "negatief" geluid wat te horen is wanneer bij de revalidant waarden gemeten worden die buiten het ingestelde tolerantiegebied vallen. Op deze manier wordt de revalidant in hogere mate doordrongen van het feit dat hij/zij een afwijkend looppatroon laat zien en zal de progressie sneller gaan. Overigens kan deze optie naar wens van de gebruiker uitsgeschakeld worden, omdat het niet wenselijk is dat er altijd auditieve feedback gegeven wordt. Denk hierbij bijvoorbeeld aan situaties waarbij de revalidant gehoorproblemen heeft, of wanneer er veel revalidanten tegelijk in de ruimte aanwezig zijn. De geluiden kunnen dan namelijk als storend worden ervaren.

## Matlab

Vicon Tracker streamt, met behulp van de eerder beschreven SDK, real-time data naar Real-time 3D Gait, maar het gaat dan om posities van de reflecterende markers die de revalidant opgeplakt krijgt. De eenheid die de applicatie gebruikt om de feedback in te geven en die gevraagd wordt als input, is echter in graden, dus moet deze data vertaald worden. Dit gebeurt door een gedeelte in het script van Real-time 3D Gait, dat aan de hand van de markerposities de hoeken van de gewrichten in de verschillende vlakken berekent. Er is een functiescript geschreven, die zorgt voor het berekenen van de kniehoek. Het script is te vinden in *Figuur 1*.

```
a = sqrt(sum((hip-knee).^2,2)); %Calculating length of a (distance hip-knee)
b = sqrt(sum((ank-knee).^2,2)); %Calculating length of b(distance knee-ank)
c = sqrt(sum((hip-ank).^2,2)); %Calculating length of c (distance ank-hip)

angle = (180/pi)*acos((a.^2+b.^2-c.^2)./(2*a.*b)); %Calculating knee
angle(sagittal)
```

*Figuur 1: Berekenen linker kniehoek sagitaal*

De positie van elke marker wordt weergegeven als een coördinaat en wordt dus beschreven met drie getallen (voor x,y en z-positie). Calculatekneeangle berekent de linker kniehoek in het sagitale vlak en gebruikt hiervoor de cosinusregel. De lengte van de zijden wordt berekend door het de stelling van pythagoras toe te passen. Zijde a loopt van de heup naar de knie, zijde b van de knie naar de enkel en zijde c van de enkel naar de heup. De data die gebruikt is bij dit ontwerp is data die reeds verkregen is bij een eerdere meting. Van de heup, de knie en de enkel wordt het y en z-coördinaat gebruikt om de zijden te berekenen. Alle markers zijn gelabeld en door de juiste markers aan te roepen en de juiste formule te gebruiken, kan de grootte van elke hoek berekend worden. In het geval van Calculatekneeangle, zijn de markerposities van de linker enkel, de linker knie en de linker heup nodig, omdat hierna met de cosinusregel de bewuste hoek te berekenen is. De variabelen hip, ank en knee die in *Figuur 1* aangeroepen worden, worden met het script in *Figuur 2* bepaald. A.data is een databestand waarin van alle zes gewrichten de coördinaten van een hardloopsessie in drie assen opgeslagen staan. Het script in *Figuur 2* zorgt ervoor dat dit in een 2-dimensionaal vlak weergegeven wordt door alleen de y en de z-coördinaten te gebruiken

```
kneey = A.data(:,154); %Collecting correct data from A for left knee
kneez = A.data(:,155);

knee = [kneey kneez]; %variable knee gets y & z value

hipy = A.data(:,148); %Collecting correct data from A for left hip
hipz = A.data(:,149);

hip = [hipy hipz]; %Variable hip gets y & z value

anky = A.data(:,160); %Collecting correct data from A for left ankle
ankz = A.data(:,161);

ank = [anky ankz]; %Variable ank gets y & z value
```

*Figuur 2: Bepalen 2D-coördinaten*



In *Figuur 3* is het functiescript Checkthreshold.m weergegeven waarmee gecontroleerd wordt of de drempelwaarde overschreden wordt. Deze functie geeft als output een boolean, wat een datatype is dat juist (=1) of onjuist (=0) kan zijn. Deze waarde wordt gebruikt in het script wat in *Figuur 4* staat.

```
function [boolean]=checkthreshold(data,threshold)

if data>threshold
    boolean = 1; %boolean set to 1 if data > threshold
else
    boolean = 0; %boolean set to 0 in other case
end
end
```

*Figuur 3: Checkthreshold.m*

Het script in *figuur 4* zorgt er allereerst voor dat er om een waarde wordt gevraagd die als drempelwaarde geldt. Vervolgens wordt de hoek geplotted tegen de tijd en weergegeven in een grafiek als een lopende rode lijn. De hoek wordt berekend met het functiescript Calculatekneeangle.m. Dit is hetzelfde script als in *figuur 1*, maar nu in functievorm. De drempelwaarde wordt weergegeven als een onderbroken lijn. Het script zorgt ervoor dat, zodra de boolean gelijk is aan 0 en de grafiek dus boven de grenswaarde uitkomt, de grafiek rood oplicht. Ook wordt er een .wav bestandje ingelezen, zodat er tegemoet wordt gekomen aan de wens over auditieve feedback. Het script is zo geschreven dat het geluid afspeelt als boolean gelijk is aan 0 en weer opnieuw afspeelt als boolean eerst 1 is geworden en daarna 0. Het gehele databestand data A wordt op deze manier doorlopen. Eerst wordt met behulp van de coördinaten op elk moment de kniehoek berekend. Deze kniehoek wordt weergegeven in een grafiek en vergeleken met een vooraf gevraagde grenswaarde.

In het script van *figuur 4* is het gedeelte “bar(angle(i))” gecomment, omdat dit niet tegelijk met de plot regels kan lopen. Wanneer deze lijn ingeschakeld wordt, moet de regels erboven die beginnen met “plot” en “line” uitgeschakeld worden. Op deze manier wordt de feedback op een andere manier weergegeven. Er wordt dan namelijk een balk gemaakt die van boven naar beneden loopt en het scherm licht rood op als de drempelwaarde overschreden wordt. Op deze manier is er een diverser aanbod voor de gebruiker en kan er aan de revaliant gevraagd worden wat als prettiger ervaren wordt. In *bijlage 3* is te zien hoe dit diagram eruit ziet.

```

treshold = inputdlg('Wat is de treshold? (0 - 180 degrees)'); %asking for
treshold input
treshold = str2num(treshold{1});
fig = figure;
set(gcf, 'color', 'w')
for i = 1 : n
    cla;

    [angle(i)]=calculatedleftkneeangle(hip(i,:),knee(i,:),ank(i,:));
    %using function calculatekneeangle for calculating knee angle
    hold on
        plot(t(1:i),angle(1:i),'r',t(i),angle(i),'xk') %plotting angle
        line([0 t(end)],[treshold treshold],'linestyle',':','color','k')
            %plotting treshold
%bar(angle(i)) %Option for plotting angle as a bar instead of a line
    boolean = checktreshold(angle(i),treshold); %Using functon checktreshhold
    axis([0 max(t) 0 200])
    drawnow

    if boolean
        set(gcf, 'color', 'r') %Graph turns red if treshhold is exceeded
        if sound_playing == 0
            sound = wavread('censor-beep.wav'); %reading wav file
            p = audioplayer(sound, 44000); %create object for audioplayer
            play(p); %play sound
            sound_playing = 1; %set back to 1
        end

    else
        set(gcf, 'color', 'w')
        sound_playing = 0; % Boolean back to 0
    end
end

```

*Figuur 4: Weergeven van feedback.*

## Gebbruiksaanwijzing

Real-time 3D Gait is erg makkelijk in gebruik, waardoor er aan de eis voldaan wordt dat het door iedere gebruiker van het huidige 3D Gait Analysis systeem in gebruik kan worden genomen. Voor nieuwe gebruikers geldt dat, wanneer men eenmaal weet hoe 3D Gait Analysis te gebruiken is, de applicatie Real-time 3D Gait gebruikt kan worden zonder veel oefening. De bediening van 3D Gait Analysis kan men onder de knie krijgen met behulp van de bestaande gebruiksaanwijzing, of door een korte training te krijgen van iemand die reeds bekend is met het systeem.

Wannner men besluit real-time feedback te willen geven aan de patiënt, zal allereerst de applicatie opgestart moeten worden die de naam Real-time 3D Gait draagt. De applicatie is op te starten door Matlab te starten en de map "Real-time 3D Gait" te openen. Ook moet het apparaat opgestart worden wat zal zorgen voor de weergave van de feedback. In de meeste gevallen zal dit een beamer of een televisie zijn. Als er gekozen wordt voor de optie tot het geven van auditieve feedback, moeten ook de luidsprekers aangezet worden. Zodra het hoofdsript Real-time 3D Gait gerunnd wordt, wordt er gevraagd een grenswaarde in te vullen. Deze waarde kan tussen 0 en 180 graden zitten. Allereerst wordt er gevraagd naar informatie over van welke kinematische parameter men feedback wil geven. Eerder in dit verslag is reeds vermeld dat er per sessie slechts naar een variabele

gekeken wordt en ook de keuzes die men heeft zijn reeds vermeld. Aan de hand van deze informatie weet Real-time 3D Gait welke gegevens gebruikt moeten worden ter vergelijkingsmateriaal. Het tweede waar informatie over gegeven moet worden is de grenswaarde die ingevuld moet worden. Respectievelijk zijn de eenheden waarin deze waarden gegeven worden graden en percentage. Tot slot moet aangegeven worden of er wel of niet auditieve feedback gegeven moet worden.

Zodra 3D Gait opgestart is en het script gerunnen wordt in Matlab, zal Real-time 3D Gait beginnen met het geven van feedback. Afwisselend wordt er tussen de gemeten waardes van het rechter- en het linkerbeen en de ingestelde grenswaarde een vergelijking worden gemaakt. Wanneer de bediener van de applicatie merkt dat de revalidant snel verbetert of in het geval dat te tolerantie te hoog is ingesteld, kan deze waarde nog tijdens een sessie veranderd worden. Ook de grenswaarde kan aangepast worden, mocht de bediener deze behoefte hebben. Hiervoor moet men in de applicatie op de waarde klikken die ingesteld is, waarna een scherm tevoorschijn komt waarmee deze waarde veranderd kan worden. Wanneer in 3D Gait aangegeven wordt dat de sessie ten einde is, zal Real-time 3D Gait stoppen met het geven van feedback.

### Kosten

Een van de belangrijkste eisen was dat de kosten vele malen lager moeten zijn dan de kosten van reeds bestaande systemen die ook real-time feedback kunnen geven. Uit navraag is bijvoorbeeld gebleken dat de kosten van de aanschaf van de Caren en de Grail systemen van Motek in de tonnen lopen en derhalve zijn deze apparaten niet geschikt voor een breed scala aan instellingen. Om aan deze eis tegemoet te komen, is er gekozen om een applicatie te ontwerpen die gebruik maakt van de huidige programma's en apparatuur. Deze opstelling kost ongeveer €40.000, wat relatief laag is vergeleken met andere soortgelijke systemen. Voor geïnteresseerden die reeds de beschikking hebben over de apparatuur en de software, is het voldoende om alleen de de applicatie aan te schaffen. Een overzicht van de productie-/aanschafkosten van de verschillende componenten:

	Real-time 3D Gait	Vicon datastream SDK	Vicon Virtual system	Matlab	Vicon Tracker
Kosten	Kosteloos	Kosteloos	Kosteloos	€2000,00 voor standaard licentie  Kosteloos indien aangeschaft via de universiteit	Kosteloos, want er is een trial gebruikt.

Uit de tabel is af te leiden dat de productiekosten voor Real-time 3D Gait erg laag zijn, wat vooral komt doordat er grotendeels gewerkt wordt met programmas/SDK's die kosteloos aan te schaffen zijn. Via de download Portal van de Rijksuniversiteit Groningen kan, indien men personeelslid is, Matlab gratis gedownload worden. Wanneer men niet in deze positie verkeert, betaalt men €2000,00 voor een standaard licentie en dit is voldoende om deze applicatie te maken. Het feit de productiekosten van Real-time 3D Gait zo laag liggen, maakt het mogelijk om de applicatie tegen een lage prijs aan te bieden. Uitgaande van het feit dat men, bij het reeds in bezit zijn van 3D Gait Analysis, de beschikking heeft over een computer, hoeft er dan alleen nog een apparaat aangeschaft te worden wat zorgt voor de weergave van het beeld. Voor deze weergave kan gekozen worden voor een televisiescherm of voor een beamer, waarbij de voorkeur naar een beamer gaat,

omdat men hierbij een groter scherm heeft. Zeker voor mensen met beperkt zicht biedt dit voordelen. Aangezien het weergeven van de feedback grafisch gezien eenvoudig is, is het voldoende om een scherm uit een lagere prijsklasse aan te schaffen. Goedkopere televisies kunnen al aangeschaft worden voor €200,00. Een beamer met voldoende capaciteit voor het doeleinde van Real-time 3D Gait kost ongeveer €300,00. Er kunnen nog optionele kosten bijkomen voor een muurbeugel om de televisie/beamer op te hangen en, mocht er gebruik worden gemaakt van een beamer, een scherm. Deze kosten respectievelijk ongeveer €50,00 en €100,00. Onderstaande tabel geeft een overzicht van de aanschafkosten, waarbij er dus vanuit gegaan wordt dat de koper reeds in bezit is van een 3D Gait setup

	Televisie	Beamer	Matlab	Optioneel
<b>Kosten</b>	± €200,00	± €300,00	€2000,00	Muurbeugel: ± €50,00 Projectiescherm: ± €100,00

## Discussie

In eerste instantie was het de bedoeling te onderzoeken of het mogelijk was de optie tot het geven van real-time feedback toe te voegen aan het bestaande 3D Gait Analysis systeem. Er is contact opgenomen met Running Injury Clinic, het bedrijf achter het bestaande systeem, om te vragen naar de mogelijkheden. Er is aangegeven dat de oplossing gezocht moet worden in Tracker, omdat dit de applicatie is die zorgt voor het verzamelen van data. Uit contact met Vicon bleek al snel dat zij een SDK aanbieden die het mogelijk maakt om data uit Tracker real-time naar Matlab te streamen. Aan de hand van deze SDK kan een applicatie ontworpen worden die tegemoet komt aan alle eisen die vooraf gesteld zijn, maar ook aan zoveel mogelijk wensen.

De data die Tracker verzamelen, bestaan uit x, y en z-coördinaten van reflecterende markers. Aangezien de ingevoerde grenswaarde graden als eenheid heeft, moeten deze data vertaald worden naar informatie over hoeken. Deze hoek wordt in het huidige script bepaald in het sagitale vlak. Vooral nog is het niet mogelijk om feedback over andere kinematische variabelen te krijgen. Vooral nog is het gelukt om Tracker te simuleren met behulp van Vicon Virtual system en om de positiedata real-time te streamen naar Matlab door de SDK te starten. Er is een systeem bedacht en ontworpen waarbij er over een kinematische variabele real-time feedback gegeven wordt. Aangezien het in eerste instantie de bedoeling was uit te zoeken of het überhaupt mogelijk is om een dergelijke applicatie te maken en, mocht dit het geval zijn, een opzetje te bedenken waarmee vervolgens doorgewerkt kan worden. Zoals eerder in deze discussie vermeld, is de tijd te beperkt en de omvang van het project te groot om nog binnen een bachelor-project te vallen wanneer er een product afgeleverd moet worden wat direct gebruikt kan worden voor de behandeling van hardloopblessures. In plaats daarvan zal nu een duidelijke beschrijving volgen van wat er verder nog moet gebeuren om tot een eindproduct te komen

## Doorontwikkeling

Het is duidelijk dat het maken van een applicatie die tegemoet komt aan de voorafgestelde eisen mogelijk is. Real-time 3D Gait is zo ontworpen dat het op een hele eenvoudige wijze feedback geeft aan de revalidant. Er moeten echter nog een aantal zaken ontwikkeld worden, zodat het ook daadwerkelijk in gebruik kan worden genomen. Het was erg tijdrovend om de SDK te gebruiken als

bron van data, omdat de SDK niet heel gebruiksvriendelijk is en Matlab vaak vastloopt bij het herstarten ervan. Ook werkt de terminate knop niet goed, waardoor het nodig is Matlab opnieuw op te starten wanneer je het script opnieuw wil runnen. Om het ontwerpen te vergemakkelijken, is er gekozen om een databestand gebruiken dat bestaat uit data van een eerdere hardloopsessie. Deze coördinaten staan echter in hetzelfde format als de data die real-time uit Tracker gehaald kan worden. Voor het doorontwikkelen is het dus zaak om de bron van de data aan te passen, zodat Real-time 3D Gait gebruik kan maken van data uit Tracker.

Momenteel vraagt Real-time 3D Gait als enige input de grenswaarde die de gebruiker wil hanteren. Er kan immers nog maar over een enkele kinematische variabele feedback gegeven worden (de linkerknie in sagitale vlak). Voor het inbouwen van de functie waarmee er gekozen worden tussen variabelen moeten er nog een aantal aanpassingen worden gedaan. Er moet voor elke variabele een script worden geschreven waarmee die specifieke hoek berekend kan worden. Dit kan gedaan worden met behulp van goniometrie en het gebruiken van de juiste markers. Voor het berekenen van de linkerkniehoek is bijvoorbeeld de cosinusregel gebruikt met markerposities die gelabeld zijn als markers die op het linkerbeen zitten. Vervolgens moet er dan een gedeelte ingebouwd worden dat zorgt voor het vragen van input over welk script (en daarmee welke variabele belicht wordt) er gebruikt moet worden.

Tot slot moet er nog meer input gevraagd worden. Momenteel is het de optie tot het geven van auditieve feedback altijd ingeschakeld, maar om aan de lijst van eisen en wensen tegemoet te komen, moet eerst gevraagd worden of dit/wel niet wenselijk is. Aan de hand van deze input moet dit script dan in-/uitgeschakeld worden. Ook moet een gedeelte ontwikkeld worden waarmee sessies opgeslagen kunnen worden.

Een korte samenvatting van de punten die doorontwikkeld moeten worden:

- De bron van de data moet verander worden. Hier komt de Datastream SDK om de hoek kijken.
- Voor elke variabele een script, zodat er input gevraagd kan worden welk script gebruikt moet worden.
- Input vragen over in-/uitschakelen auditieve feedback.
- Optie tot opslaan van sessies toevoegen

## Conclusie

Met de applicatie Real-time 3D Gait is een ontwerp tot stand gekomen waarmee in de nabije toekomst hopelijk veel geblesseerde hardlopers geholpen kunnen worden. Het geven van real-time feedback is een behandelmethode die door steeds meer sportgeneeskundigen en fysiotherapeuten als interessant wordt aangemerkt. Dit heeft mede te maken met verschillende onderzoeken die aantonen dat hardloopblessures op deze manier sneller genezen kunnen worden. Een van deze onderzoeken is het in dit verslag al vaker aangehaalde onderzoek van Noehren et al. (2009). De belangrijkste eis was dat de applicatie goedkoop in de aanschaf moet zijn en de enige manier om dit te realiseren, is om een aanpassing te maken op het al bestaande systeem. Op deze manier hoeft alleen de software aangeschaft te worden, en niet een volledig nieuw systeem. Waar andere systemen vaak tienduizenden euro's, of soms zelfs enkele tonnen, kosten om aan te schaffen, kost Real-time 3D Gait maximaal €2500,00. Wanneer men echter nog niet in het bezit is van de gehele 3D Gait Analysis opstelling, komen de totale kosten ongeveer uit op €42.500, dus ook in dat geval is het nog een stuk goedkoper dan andere systemen.

Een andere eis die vooraf gesteld is, is dat het systeem te gebruiken is voor de behandeling van vrijwel alle blessures. Eerder in dit verslag is reeds vermeld dat specifieke blessures vaak dezelfde afwijkingen in looppatronen als oorzaak hebben. Real-time 3D Gait kan feedback geven over de enkels, de knieën en de heupen in alle anatomische vlakken, dus hiermee kunnen bijna alle kinematische variabelen onderzocht worden. Het is helaas nog niet mogelijk om de grond reactie kracht te meten, omdat dit gebeurt door middel van een drukplaat, dus over deze variabele kan geen feedback worden gegeven. Aangezien ook deze variabele vaak onderzocht wordt, is het wenselijk dat deze optie in de toekomst wel aanwezig is.

Voor de andere eisen in de lijst is het vooralsnog niet mogelijk te testen of ze bereikt zijn, aangezien het systeem daarvoor eerst doorontwikkeld moet worden. Pas dan kan onderzocht worden of het systeem aan de ISO 25010 kwaliteitsnormen voldoet, of het significant verbetering brengt en of de feedback als makkelijk te interpreteren is. Voor deze laatste eis, als ook voor de eis dat het systeem makkelijk in gebruik moet zijn, is door de manier waarop het systeem ontworpen is de verwachting dat hier aan voldaan wordt.

Bij het opstellen van een lijst van eisen en wensen, heeft de eerstgenoemde lijst uiteraard de prioriteit en zal er vervolgens getracht worden om aan zoveel mogelijk wensen tegemoet te komen. Met het toevoegen van de optie tot het geven van auditieve feedback, het ontwerpen van een aangename opmaak en het feit dat er gekozen kan worden naar welke kinematische variabele er gekeken wordt, is aan het merendeel van de wensen op de lijst tegemoet gekomen. Het is de verwachting dat het systeem efficiënt te werk gaat, omdat het streamen van de data uit Tracker geen al te grote belasting vormt op het systeem, maar heel veel zinnigs kan hier helaas nog niet over gezegd worden. Dit moet namelijk getest worden wanneer Real-time 3D Gait daadwerkelijk getest is.

## Bijlagen

```
clear; close all; clc;
% [A]=moxread();
load('A.mat') %loading A. Source of data can be changed here
sound_playing = 0; %To track if warning sound is playing
kneey = A.data(:,154); %Collecting correct data from A for left knee
kneez = A.data(:,155);

knee = [kneey kneez]; %variable knee gets y & z value

hipy = A.data(:,148); %Collecting correct data from A for left hip
hipz = A.data(:,149);

hip = [hipy hipz]; %Variable hip gets y & z value

anky = A.data(:,160); %Collecting correct data from A for left ankle
ankz = A.data(:,161);

ank = [anky ankz]; %Variable ank gets y & z value

a = sqrt(sum((hip-knee).^2,2));%Calculating length of a (distance hip-knee)
b = sqrt(sum((ank-knee).^2,2)); %Calculating length of b(distance knee-ank)
c = sqrt(sum((hip-ank).^2,2)); %Calculating length of c (distance ank-hip)

angle = (180/pi)*acos((a.^2+b.^2-c.^2)./(2*a.*b)); %Calculating knee
angle(sagital)

t = A.data(:,294);
t = t-min(t);
n = size(kneey,1);
treshold = inputdlg('Wat is de treshold? (0 - 180 degrees)'); %asking for
treshold input
treshold = str2num(treshold{1});
fig = figure;
set(gcf, 'color', 'w')
for i = 1 : n
    cla;

    [angle(i)]=calculateleftkneeangle(hip(i,:),knee(i,:),ank(i,:));
    %using function calculatekneeangle for calculating knee angle
    hold on
        plot(t(1:i),angle(1:i),'r',t(i),angle(i),'xk') %plotting angle
        line([0 t(end)],[treshold treshold],'linestyle',':','color','k')
        %plotting treshold
%bar(angle(i)) %Option for plotting angle as a bar instead of a line
    boolean = checktreshold(angle(i),treshold); %Using functon checktreshhold
    axis([0 max(t) 0 200])
    drawnow

    if boolean
        set(gcf, 'color', 'r') %Graph turns red if treshhold is exceeded
        if sound_playing == 0
            sound = wavread('censor-beep.wav'); %reading wav file
            p = audioplayer(sound, 44000); %create object for audioplayer
            play(p); %play sound
            sound_playing = 1; %set back to 1
        end
    end
end
```

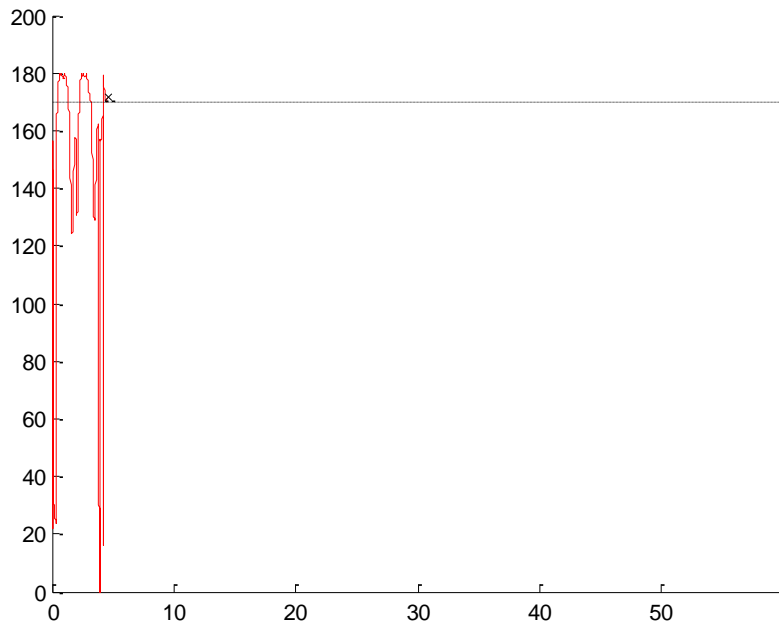
```

else
    set(gcf, 'color', 'w') % graph color back to white
    sound_playing = 0; % Boolean back to 0
end
hold off
pause(0.003) %Speed at which graph is drawn

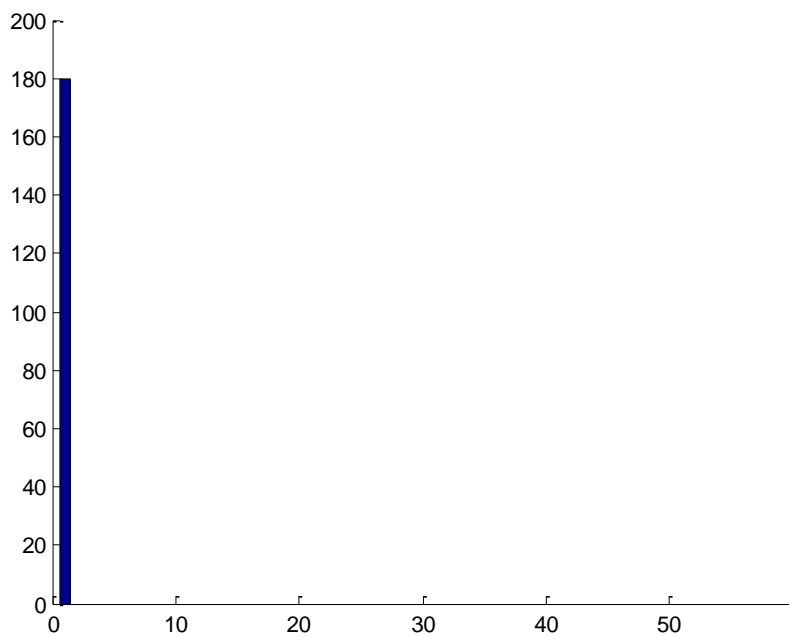
clc;
disp(boolean) %displays boolean without printing it
end

```

*Bijlage 1*



*Bijlage 2*



*Bijlage 3*



## Referenties

---

- <sup>i</sup> Van Bottenburg M, van Kalmthout J, van der Meulen R, Nuijten S, Rijnen B, Roques C (2006) De Tweede Loopgolf. in Opdracht Van De Koninklijke Nederlandse Atletiek Unie (KNAU). [The second running wave. Commissioned by the Royal Dutch Athletic Federation] W.J.H. Mulier Instituut, 's-Hertogenbosch
- <sup>ii</sup> Superfoods market set to double by 2011  
McNally,Alex  
NutraIngredients.com-Europe  
2007
- <sup>iii</sup> Incidence and determinants of lower extremity running injuries in long distance runners: a systematic review.  
van Gent,R. N.; Siem,D.; Koes,B. W.; van Middelkoop,M.; Bierma-Zeinstra,S. M.; van Os,A. G.  
British Journal of Sports Medicine 41(8):469  
2007-8  
0306-3674
- <sup>iv</sup> Suspected mechanisms in the cause of overuse running injuries: a clinical review.  
Ferber,R.; Kendall,K. D.; Hreljac,A.  
Sports Health: A Multidisciplinary Approach 1(3):242  
SAGE Publications 2009-5  
1941-7381
- <sup>v</sup> The effect of real-time gait retraining on hip kinematics, pain and function in subjects with patellofemoral pain syndrome.  
Scholz,J.; Noehren,B.; Davis,I.  
British Journal of Sports Medicine 45(9):691  
2011-7  
0306-3674
- <sup>vi</sup> What are the main running-related musculoskeletal injuries?  
Yeung,Simon S.; Hespanhol Jr, Mr Luiz Carlos; Costa,Leonardo O. P.; Lopes,Alexandre D.  
Sports medicine 42(10):891  
2012
- <sup>vii</sup> Hip strength in females with and without patellofemoral pain  
Ireland,Mary L.; Willson,John D.; Davis,Irene M.; Ballantyne,Bryon T.  
Journal of orthopaedic & sports physical therapy 33(11):671  
2003
- <sup>viii</sup> Medial tibial stress syndrome  
Weir,Adam; Moen,Maarten H.;Steunbrink,Miriam;Tol,Johannes L.;  
De Winter, Theodorus C.  
Sports medicine 39(7):523  
2009
- <sup>ix</sup> Morphological bone changes in shin splints.  
Westlin,Nils; Wendeberg,Bo;Rausing,Alf;Johnell,Olof  
Clinical ortopaedics and related research 167;180  
1982
- <sup>x</sup> Risk factors and prognostic indicators for medial tibial stress syndrome.  
Moen M H M. H. MH  
Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports 22(1):34  
Wiley-Blackwell 2012-2  
0905-7188
- <sup>xi</sup> Gait retraining to reduce the knee adduction moment through real-time visual feedback of dynamic knee alignment  
Davis,Irene S.; Barrios,Joaquin A.; Crossley,Kay M.  
Journal of Biomechanics 43(11):2208  
2010
- <sup>xii</sup> Biomechanics of walking, running and Sprinting.  
Roger A.; Mann M.D.; John Hagy, O.R.E.  
The American Journal of Sports Medicine

---

1980

<sup>xiii</sup> Adelaar, Robert S. "The practical biomechanics of running." *The American journal of sports medicine* 14.6 (1986): 497-500

<sup>xiv</sup> Gender differences in lower extremity mechanics during running  
Williams Iii, Dorsey S.; Ferber, Reed; Davis, Irene M.  
*Clinical Biomechanics* 18(4):350

2003

<sup>xv</sup> A comparison of three-dimensional lower extremity kinematics during running between excessive pronators and normals

Manal, Kurt; McClay, Irene  
*Clinical Biomechanics* 13(3):195

1998