

Afstudeer verslag



In samenwerking met MRC Aardenburg

**Juni 2010
K.J.M. Uijtewaal**

**Opleiding bewegingstechnologie
Haagse Hogeschool**

Afstudeer verslag



In samenwerking met MRC Aardenburg

**Juni 2010
K.J.M. Uijtewaal**

**Opleiding bewegingstechnologie
Haagse Hogeschool**

**1^e begeleider school: H. Faber
2^e begeleider school: R. van der Doef
Externe begeleider: T. Frunt**

Voorwoord

Dit afstudeerverslag is tot stand gekomen in kader van mijn afstudeerproject voor de opleiding bewegingstechnologie aan de Haagse Hogeschool.

Mijn afstudeer project is begonnen naar aanleiding van een artikel over stabiliteit⁽⁸⁾. Mijn 1^e begeleider Herre Faber heeft mij dit artikel aangeboden. Ik wil hem hiervoor en voor de begeleiding tijdens mijn afstuderen bedanken.

Ook wil ik mijn 2^e begeleider Rochus van der Doef bedanken voor zijn feedback op mijn verslag.

Tijdens mijn afstuderen heb ik met het CAREN (Computer Assisted Rehabilitation ENvironment) systeem gewerkt. Ik wil Militair Revalidatie Centrum Doorn bedanken voor het beschikbaar stellen van het systeem. In het bijzonder wil ik Tessa Frunt mijn externe begeleider en Roos van der Lint therapeut bij CAREN bedanken voor hun feedback en hulp bij het testen en evalueren van het eindproduct.

Dit verslag is bedoeld voor de medewerkers van MRC Doorn, Motek Medical, gebruikers van het CAREN systeem en de studenten en docenten van de opleiding bewegingstechnologie.

Doorn, Juni 2010

Inhoudsopgave

Inhoudsopgave	3
Samenvatting	4
Verklarende woordenlijst	5
1. Inleiding	6
2. Probleemstelling	7
2.1 Globale probleemstelling	7
2.2 Specifieke probleem stelling	7
3. Doelgroep	8
4. Wat is CAREN	9
4.1 Hardware	9
4.2 Software	10
4.3 Bestaande applicaties	10
5. Analyse	11
5.1 Marktonderzoek	11
5.2 De biomechanica van dynamische stabiliteit	14
5.2.1 Biomechanica	14
5.2.2 De input van de formule om stabiliteit te meten	15
5.2.3 Een score voor stabiliteit	17
5.3 Trainen van stabiliteit en platform bewegingen	18
5.3.1 Trainen van stabiliteit	18
5.3.2 Platform bewegingen	19
6. Programma van eisen en wensen	21
7. Vervaardiging van de applicatie	23
7.1 Scene	23
7.2 Runtime console	23
7.3 Berekening COM x en y	24
7.4 Berekenen XcoM	25
7.5 Cijfer berekenen	25
7.6 Platformbewegingen	25
8. Protocol	26
9. Evaluatie	29
9.1 Terug koppeling naar lijst van eisen en wensen	29
9.2 Evaluatie therapeuten en revalidanten	31
9.3 Het cijfer	31
10. Discussie/conclusie	32
Literatuurlijst	35
Bijlage	37

Samenvatting

Dit verslag beschrijft de totstandkoming van een applicatie in CAREN om de stabiliteit van een persoon te meten en te trainen. CAREN staat voor Computer Assisted Rehabilitation ENvironment. De applicatie moet voor alle revalidanten uit Militair Revalidatie Centrum Aardenburg die op CAREN worden ingepland geschikt zijn.

Uit de analysefase blijkt dat er nieuwe inclusie- en exclusiecriteria voor de applicaties opgesteld dienen te worden. Er moet automatisch bijgehouden worden of iemand in of uit balans is.

Eisen met betrekking tot het benutten van de meerwaarde van CAREN zijn:

Gebruik maken van de brede loopband zodat het een dynamische applicatie wordt.

Gebruik maken van het grote oppervlak van de forceplates en gebruik maken van het motion-capture systeem gekoppeld met de real-time feedback op het scherm zodat mensen uitgedaagd worden om te bewegen.

Ook heeft CAREN als meerwaarde de motion base die iemands evenwicht kan verstoren. Uit een pilot-meting blijkt dat het van voor naar achter (surge) bewegen van het platform als meest storend wordt ervaren.

De formule $x_0 + \frac{v_0}{\omega_0} \leq u_{\max}^{(8)}$ zal worden gebruikt om de waarde van stabiliteit te berekenen in het

sagittale vlak. Hierin wordt niet uitgegaan van de bekende maat voor stabiliteit waarin de projectie van het lichaamsswaartepunt in het steunvlak moet vallen, maar de positie van het lichaamsswaartepunt

plus zijn snelheid keer de factor $\sqrt{\frac{l}{g}}$ moet binnen het steunvlak vallen.

De uitkomst hiervan is XcoM het geëxtrapoleerde lichaamsswaartepunt. Om hier een cijfer aan te koppelen worden de volgende twee formules gebruikt:

Wanneer $XcoM > 0$ geldt dat $Score = 10 - \frac{10}{U_{\max}} \cdot XcoM$ (achterwaarts bewegen)

Wanneer $XcoM < 0$ geldt dat $Score = 10 + \frac{10}{U_{\max}} \cdot XcoM$ (voorwaarts bewegen)

Tijdens de analyse is ook aandacht besteed aan trainen van stabiliteit en platformbewegingen. Het feedforward systeem kan getraind worden doordat iemand op het scherm de platformbewegingen ziet aankomen. Het feedbackward systeem wordt aangesproken wanneer de platformbewegingen niet van te voren bekend zijn.

Door stabiliteit dynamisch te trainen kan er een terug koppeling gemaakt worden naar het dagelijks leven. Door het gebruik van onverwachte platformbewegingen kan gewenning worden voorkomen.

Ook wordt er zo voor gezorgd dat iemand niet op de platformbewegingen kan anticiperen. Om ervoor te zorgen dat de platformbewegingen echt onverwacht zijn kan er gebruik worden gemaakt van een koptelefoon met harde muziek zodat de motion base niet gehoord wordt.

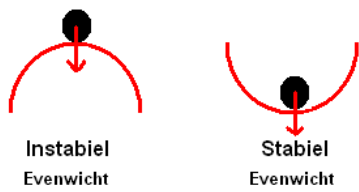
Er is een nieuwe applicatie gemaakt genaamd "Stability" die het cijfer voor balans houden meet.

"Stability" kan ook random platformbewegingen genereren. In de al bestaande applicatie "De gang" (zie bijlage III) is de berekening van het cijfer geprogrammeerd. Applicatie "Hit" is aangepast zodat hier de random platformbewegingen in terug komen. In de evaluatie kwam naar voren dat de applicatie goed werkt. De therapeuten zijn er erg tevreden mee. Wel blijkt dat de marker die midden op de voet geplakt moet worden erg gevoelig is voor plaatsverandering.

De nieuwe waarde voor balans kan gebruikt gaan worden in vervolgonderzoek. Enkele voorbeelden hiervan zijn: is er daadwerkelijk een trainingseffect bij CAREN, zit er verschil in het feedforward en feedbackward systeem en kan het cijfer gebruikt worden bij valpreventie training voor ouderen. Het nieuwe meetsysteem voor balans gaat nog voor vele doeleinden gebruikt worden.

Verklarende woordenlijst

Applicatie	Een “spel” voor CAREN. Zie bijlage II voor alle applicaties
Balans	Evenwicht
CAREN	Computer Assisted Rehabilitation ENvironment
COM	Lichaamszwaartepunt
FAC-score	Functional Ambulation Categories
Forceplate	Krachtenplatform
g	Zwaartekracht versnelling: 9,81.
Grondreactiekracht	Centre of pressure (CoP)
l	Effectieve lengte van de slinger: De afstand van het draaipunt tot de aangrijpingsplek van het lichaamszwaartepunt.
Lichaamszwaartepunt	Centre of mass (CoM)
Omgekeerde slinger	Een slinger die de massa boven het draaipunt heeft. Inverted pendulum
PTSS	Post Traumatisch Stress Syndroom
Real-time	Markers zijn direct op het scherm van CAREN te zien zonder merkbare vertraging
Slider	Schuif systeem om waardes/ niveau in te stellen. Stap grootte, minimum, maximum en begin waardes kunnen worden ingesteld.

Stabiliteit	In deze scriptie wordt met stabiliteit de stabiliteit van het gehele lichaam bedoeld. Denk hierbij aan het voorbeeld met de schaaltes (Zie figuur 1.). Beide ballen zijn in evenwicht, echter wanneer er een zetje word gegeven tegen de bal op het schaalte rolt deze ervan af. Het is dus een instabiel evenwicht. De bal die in het schaalte ligt rolt terug en heeft dus een stabiel evenwicht.  Figuur 1. Instabiel en stabiel evenwicht
-------------	--

Steunvlak	Base of support (BoS)
V_0	Snelheid van het lichaamszwaartepunt in m/s.
X_0	Plaats van de verticale projectie van het lichaamszwaartepunt in meter.
XcoM	$x_0 + \frac{v_0}{\omega_0}$ het geëxtrapoleerde lichaamszwaartepunt.
ω_0	$\sqrt{\frac{g}{l}}$

1. Inleiding

Het Militair Revalidatie Centrum Aardenburg in Doorn werkt met het CAREN (Computer Assisted Rehabilitation ENvironment) systeem als therapievorm voor de revalidanten. CAREN is niet alleen binnen het MRC, maar binnen de gehele revalidatiewereld in Europa een nieuw fenomeen. CAREN is een nieuwe behandelmethode voor het trainen van uiteenlopende doeleinden.

Een paar voorbeelden hiervan zijn: balans- en coördinatie training, looptrainingen, het aanbieden van dubbeltaken, het uitlokken van bepaalde bewegingen en het (her-)winnen van zelfvertrouwen. Daarnaast kan CAREN gebruikt worden om metingen te verrichten.

De revalidant staat op een rond platform van bijna 3 meter doorsnee met daarin een loopband en krachtplaten. Het platform staat op een onderstel zoals ook bij vliegsimulators wordt gebruikt en kan in drie richtingen transleren en roteren. Boven het platform hangen 12 ledcamera's die markers waarnemen. Deze markers worden op het lichaam van de revalidant geplakt en worden gebruikt om de bewegingen van de revalidant vast te leggen.

Op een 180 graden scherm wordt doormiddel van drie 3Dprojectoren een virtuele wereld getoond, waarin de revalidant zijn eigen bewegingen 'real-time' terug kan zien. Real-time houdt in dat het direct is terug te zien op het scherm zonder merkbare vertraging. Een belangrijke eigenschap van CAREN is dat men zich volledig inleeft in de getoonde virtuele wereld. De patiënt is zich minder bewust van zijn beperking(en) en verlegt op deze manier zijn grenzen.

Het platform kan zo gepositioneerd worden dat de revalidant geprikkeld wordt om meer steun te nemen op linker- of rechterbeen. Een andere optie is om het platform in te zetten als storende factor waardoor de revalidant tijdens de applicatie zijn hele lichaam moet gebruiken om niet uit balans te raken.

Naast de platformbewegingen kan ook de loopband worden gebruikt om loopanalyses te maken. Met behulp van de krachtplaten onder de loopband en markers op het lichaam kunnen alle krachten en bewegingen worden vastgelegd. Tijdens de oefeningen op het platform draagt de revalidant een veiligheidsharnas waardoor vallen onmogelijk is en eventuele bewegingsangst gereduceerd wordt. Het CAREN systeem is ook bruikbaar voor revalidanten die afhankelijk zijn van een rolstoel. De rolstoel kan worden gefixeerd op het platform, waarna via markers op de schouders kan worden gestuurd.

Een behandeling op CAREN is een onderdeel van het gehele revalidatieprogramma. Tevens wordt er tijd besteed aan de ontwikkeling van bestaande applicaties en het bedenken van mogelijke nieuwe applicaties.

Op dit moment is er nog maar een beperkt aantal applicaties. Het MRC wil graag een nieuwe applicatie om stabiliteit te trainen en om een waarde voor balans houden te hebben. Aan deze waarde kan een niveau gekoppeld worden. Zo kan er een beginniveau worden vastgesteld en worden gekeken of iemand vooruitgaat. De applicatie moet geschikt zijn voor alle revalidanten van het revalidatie centrum met balans problemen.

Dit verslag beschrijft de totstandkoming van een applicatie om balans te meten en te trainen. Uit een pilot- meting blijkt dat platformbewegingen van voor naar achter (surge) als meest storend worden ervaren. De nieuwe applicatie dient dus in deze richting de stabiliteit te kunnen berekenen.

Allereerst worden de probleemstelling en de doelgroep toegelicht. Vervolgens wordt uitgelegd wat CAREN is en kan. Hierna worden de sterke en zwakke punten van CAREN duidelijk gemaakt tijdens het marktonderzoek. Na het marktonderzoek volgt de analyse. De analyse is opgebouwd uit de volgende onderdelen: de biomechanica van dynamische stabiliteit, een score voor stabiliteit en als laatste het trainen van stabiliteit met platform bewegingen. Hierna volgt het programma van eisen en wensen.

Tijdens de vervaardiging zal worden beschreven hoe de software van de nieuwe applicatie "Stability" in elkaar zit. Doormiddel van testen met revalidanten en evaluatieformulieren voor de therapeut/operator wordt de applicatie geëvalueerd. Als laatste is de discussie/conclusie te vinden waarin de eventuele tekortkomingen worden beschreven en aanbevelingen worden gedaan. In de conclusie wordt terug gekoppeld hoe het project is verlopen.

2. Probleemstelling

2.1 Globale probleemstelling

Op dit moment is er behoefte aan een nieuwe applicatie voor CAREN om stabiliteit te trainen en te meten.

Om te bepalen of iemand uit balans is wordt nu alleen de observatie van de therapeut gebruikt. De therapeut schrijft vervolgens op of iemand wel of niet blijft staan. Hoe nauwkeurig er wordt opgeschreven hoe iemand zijn balans is tijdens een applicatie, is per therapeut en per dag verschillend. Dit is dus geen goede maat om te bepalen hoe iemands balans is. Hieruit blijkt dus dat er behoefte is aan een nieuwe applicatie om balans te trainen en die zelf bijhoudt of iemand wel of niet in balans is.

De nieuwe applicatie dient zo goed mogelijk onderbouwd te worden door middel van een literatuurstudie. In deze literatuurstudie zal aandacht besteed worden aan de biomechanische kenmerken van stabiliteit in statische en dynamische situaties. Op deze manier kan er ook een maat voor stabiliteit worden opgesteld, zodat dit niet meer met het blote oog bepaald hoeft te worden. De bestaande applicaties zijn niet met deze achterliggende gedachte ontwikkeld. Er zal ook worden uitgezocht wat platformbewegingen met iemand doen en hoe iemand hierdoor uit balans gebracht kan worden. Ook wordt er uitgezocht in hoeverre gewenning invloed heeft op de training van stabiliteit. De doelgroep waarvoor de applicatie wordt ontwikkeld zijn revalidanten van het MRC Aardenburg. Het beginniveau van iedere revalidant is anders. Tijdens de eerste sessie zal bepaald moeten worden welk niveau de revalidant heeft. Dit kan gedaan worden door ervoor te zorgen dat de applicatie altijd de mate van in of uitbalans zijn meet. De instellingen van de applicaties staan tijdens de eerste sessie op de standaard ingestelde beginwaarde. De mate van in of uitbalans zijn tijdens de eerste sessie wordt gekoppeld aan een beginniveau. De instellingen van de toekomstige applicatie zullen afhankelijk zijn van dit niveau. De waardes voor balans die de applicatie geeft worden genoteerd door de CAREN operator zodat er kan worden bijgehouden of er verbetering optreedt. Dit is van belang om uit te zoeken of er daadwerkelijk een trainingseffect is.

Wanneer is uitgezocht wat het CAREN systeem zou kunnen doen om stabiliteit te trainen, zal er gekeken worden naar hoe dit het best in een nieuwe applicatie kan worden verwerkt. Wat is leuk en uitdagend voor de revalidanten en is het functioneel in het dagelijks leven? Voor de nieuwe applicatie zal een format moeten worden gemaakt. Dit format wordt vervolgens gebruikt om de nieuwe applicatie te kunnen bouwen in de CAREN software.

2.2 Specifieke probleem stelling

Ontwikkel een applicatie voor CAREN om mensen met stabiliteit problemen te trainen. Deze applicatie kan tevens een relatieve waarde/niveau voor stabiliteit geven, waardoor er een begin waarde bekend is en in iedere sessie snel duidelijk wordt of er vooruitgang is.

3. Doelgroep

De applicatie moet voor iedereen (militair of burger) die in het MRC Aardenburg revalideert geschikt zijn. De applicatie gaat gebruikt worden voor mensen met stabiliteitsproblemen die bij CAREN worden ingepland. Of iemand een stabiliteitsprobleem heeft wordt aangegeven op een overdracht formulier dat de fysiotherapeut invult.

In het MRC revalideert een grote groep mensen met allemaal verschillende diagnoses.

De revalidanten die worden ingepland kunnen de volgende diagnose hebben:

- Niet aangeboren hersenafwijking (CVA patiënten)
- Partiële dwarslaesie
- Onderbeen/ bovenbeen of een dubbele amputatie
- Enkelinstabiliteit
- Bekkeninstabiliteit
- Voorste kruisband reconstructie
- Meniscus problemen
- Multitrauma

De oorzaak van het stabiliteitsprobleem is voor iedereen anders. Ook is het begin- en eindniveau per persoon verschillend. De applicatie moet toegankelijk zijn voor de gehele groep. Hij zal dus op verschillende niveaus ingesteld moeten worden. In CAREN gebeurt dit voornamelijk met sliders. Dit is een schuif systeem om waardes/ niveau in te stellen. Stap grootte, minimum, maximum en beginwaardes kunnen worden ingesteld. Op deze manier kunnen de instellingen persoon specifiek gemaakt worden.

Aangezien het een Militair Revalidatie Centrum is bestaat er de kans dat er militaire revalidanten zijn met een posttraumatisch stressyndroom (PTSS). Tijdens het maken van een applicatie hoeft hier echter geen rekening mee te worden gehouden. Als het goed is, is een revalidant hiervoor al in therapie geweest voordat er met CAREN wordt gestart. Blijkt dat iemand toch een herbeleving krijgt door iets wat er in de applicatie gebeurt, dan is dit een goede indicatie dat er nog aan het PTSS gewerkt moet worden.

Contra-indicaties:

- Gewicht $m > 130$ kg.
Dit is de limiet voor de motion base bij een dynamische belasting.
- Duizeligheid, epilepsie, vergrote kans op hartfalen etc.
Afhankelijk van de ernst van de situatie.
- FAC- score < 2 (Functional Ambulation Categories zie bijlage I)

Voor de nieuwe applicatie zullen nog duidelijke inclusie- en exclusiecriteria opgesteld worden. De inclusie- en exclusiecriteria worden gemaakt zodra de nieuwe applicatie af is zodat deze goed afgestemd zijn op de applicatie.

Conclusie

De applicatie moet op verschillende niveaus ingesteld kunnen worden door middel van een slider. Er zullen duidelijke inclusie- en exclusiecriteria opgesteld worden voor de nieuwe applicatie. Er hoeft geen rekening gehouden te worden met het posttraumatisch stressyndroom.

4. Wat is CAREN

In dit gedeelte van het verslag wordt kort ingegaan op de hardware en software van het CAREN systeem. In figuur 2 is het CAREN systeem te zien zoals het in het MRC Aardenburg staat opgesteld. Ook zal er beschreven worden welke applicaties op dit moment beschikbaar zijn voor CAREN.



Figuur 2. CAREN in MRC Aardenburg

4.1 Hardware

De hardware van het CAREN systeem bij MRC Aardenburg bevat de volgende onderdelen:
 ~Motion capture systeem. Dit systeem werkt met 12 camera's van Vicon en het bijbehorende Nexus software pakket. De camera's meten met 120 Hertz.
 ~Motion platform van Bosch Rexroth.
 Het platform kan over drie assen bewegen⁽¹⁾ (zie figuur 3).

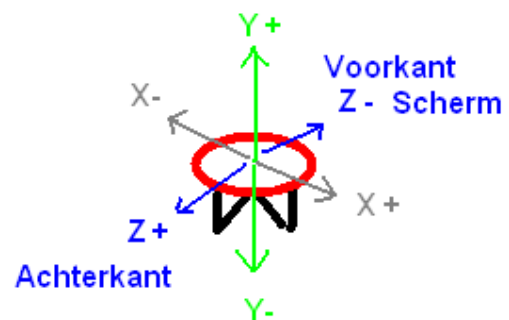
Zie tabel 1 voor de benaming van de bewegingen en de maximale afstand van de translatie of rotatie beweging die het platform kan maken. De waarden zijn de werkbare waarden en niet de waarde die het platform technisch gezien kan maken.

De y-as staat omhoog, de x-as ligt op het platform naar rechts en de z-as ligt van voor naar achter op het platform. De nauwkeurige vertaling van de rotatie assen van het CAREN platform in willekeurige locaties overwint de beperking van de andere bewegende platformen⁽²⁾.

~Projectie systeem met 3D projectoren van het bedrijf 3D Perception.

~De loopband is geleverd door Forcelink. Het is een extra brede band van 135 cm breed. De snelheid van de loopband kan variëren tussen de 0,1 en 18 km/u.

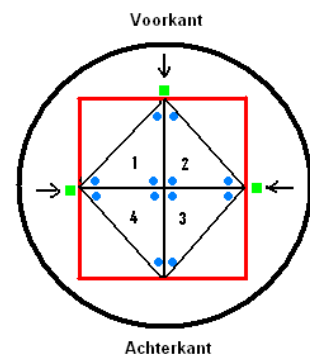
~4 Forceplates eveneens van Forcelink. De forceplates liggen onder de loopband. Ze zijn driehoekig met in iedere hoek een sensor die in de Y-richting meet (zie blauwe stippen figuur 4). Figuur 4 is een bovenaanzicht van het platform. Het rode vlak geeft de plaats van de loopband weer. De groene blokjes meten de grondreactiekrachten in X- en Z- richting. De platen kunnen alle vier los van elkaar meten maar je kan hem ook als een geheel laten werken. Vaak wordt via de horizontale of verticale lijn de forceplates in tweeën gesplitst.



Figuur 3. De assen van het platform

As	Translatie afstand	Rotatie graden
X	Sway L 0,38 m R 0,38 m	Pitch 18°
Y	Heave B 0,24 m O 0,31 m	Yaw 23°
Z	Surge V 0,37 m A 0,50 m	Roll 18°

Tabel 1. Platformbewegingen: Translatie in meters Rotatie in graden



Figuur 4. Plaatsing forceplates in het platform bovenaanzicht.

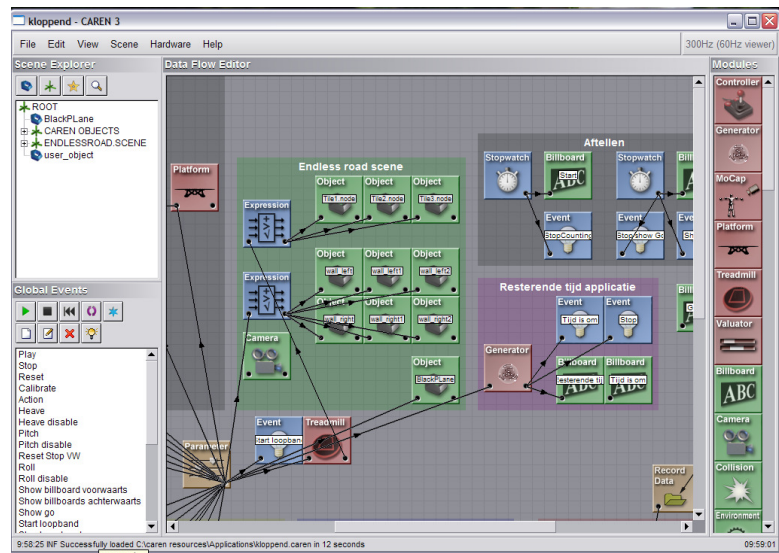
4.2 Software

De CAREN control software biedt een real-time datastroom tussen verschillende geïntegreerde hardware systemen. Er wordt een situatie gecreëerd waarin de revalidant zich in een real-time feedback-loop bevindt. Zijn bewegingen zijn de input voor het systeem wanneer deze real-time zijn terug te zien op het scherm. Ze kunnen ook de output zijn wanneer de gemeten gegevens worden gebruikt voor onderzoek.

De modulaire opbouw van het CAREN software pakket zorgt ervoor dat de verschillende hardware componenten op een eenvoudige en overzichtelijke manier tegelijk gebruikt kunnen worden. Iedere hardware component heeft zijn eigen module. Deze modules kunnen naar de interface “gesleept” worden. De modules worden met elkaar verbonden door connectoren (zie figuur 5). Ook zijn er de modules waar formules kunnen worden ingevoerd om zo bijvoorbeeld de baan van objecten op het scherm te beschrijven. Een overzicht van alle modules is te vinden in bijlage II.

Tijdens de vervaardiging van de applicatie zal er een specifiekere uitleg over software volgen. Dan wordt verteld hoe die nieuwe applicatie softwarematig is opgebouwd.

De scènes die te zien zijn op het 180 graden scherm worden gemaakt in Softimage van XSI.



Figuur 5. CAREN software

4.3 Bestaande applicaties

In bijlage III is een overzicht te vinden van alle applicaties die MRC Aardenburg heeft.

De applicaties worden voor verschillende doeleinden gebruikt. De onderdelen die er op dit moment in terug komen zijn coördinatie, gewichtsverdeling, balans en uitdagen tot bewegen. De applicaties die op dit moment voor balanstreining worden gebruikt, trainen de balans door de verstoring die het platform geeft. De verstoring wordt steeds erger gemaakt en het is de bedoeling dat de revalidant deze verstoringen steeds beter aankan. Het kan gaan om bewegingen die iemand ziet aankomen of het platform simuleert bijvoorbeeld de golven van de zee zodat de verstoring onverwacht is. De balans kan ook getraind worden door het wisselen van de gewichtsverdeling en iemand uit te dagen om te gaan bewegen. Er zijn applicaties die aangestuurd worden door middel van veranderingen in de gewichtsverdeling (met behulp van de forceplate).

Ook kan een spel aangestuurd worden door bijvoorbeeld schouder bewegingen (via markers op de schouders, Vicon) waardoor je iemand dwingt om zijn lichaamszwaartepunt te verplaatsen waardoor deze uit balans kan raken.

5. Analyse

De analysefase is opgebouwd uit 3 delen namelijk: marktonderzoek, de biomechanica van dynamische stabiliteit, trainen van stabiliteit tijdens platformbewegingen. Deze hoofdgroepen worden weer onderverdeeld in kleinere subgroepen. Na iedere groep is een korte conclusie te vinden die later terug komt in het programma van eisen en wensen.

5.1 Marktonderzoek

Tijdens het marktonderzoek wordt kort stilgestaan bij vergelijkbare training/meet systemen. De voor- en nadelen worden per systeem weergegeven. Aan het eind worden de voor en nadelen van CAREN beschreven. Zo ontstaat er een duidelijk beeld over wat er al is en wat CAREN voor extra functies heeft op de al bestaande systemen.

Wii Balance Board

Het Wii Balance Board (WBB) (zie figuur 6.) bezit dezelfde kenmerken als een Forceplate (FP). Hij heeft vier druksensoren, op elke hoek van het bord zit er een, van waaruit voldoende informatie beschikbaar is om een betrouwbaar meetresultaat te krijgen^(3,4). De sensoren geven verschillen in druk weer wanneer de gebruiker van houding verandert. De verandering van de houding kan worden berekend door middel van de veranderingen van de druk van de vier sensoren. Op basis hiervan kan het Wii Balance Board, samen met ondersteunende software programma's, worden gebruikt voor vele speciale toepassingen, voor mensen met een handicap⁽³⁾. Het WBB geeft gegevens die vergeleken kunnen worden met een FP bij de beoordeling van de verplaatsing van de grondreactiekracht tijdens staand onderzoek. Dit zorgt ervoor dat het WBB de potentie heeft om 'de kloof' tussen laboratoriumonderzoek en klinische evaluatie van de balans in stand te overbruggen⁽⁴⁾.



Figuur 6. Wii Balance Board

Voordeel Wii	Nadeel Wii
Voor iedereen toegankelijk (betaalbaar)	Klein oppervlak om te bewegen
Neemt weinig ruimte in beslag	Lopen kan alleen op de plek
Betrouwbaar ^(3,4)	Makkelijk vals spelen met Wii controller
	Reageert alleen op verplaatsing van de grondreactiekracht

Biodex

Het Biodex Stability System is een krachtenplatform met een visueel feedback systeem (te zien in figuur 7). Het is ontworpen om visuele weergave en aanwijzingen van het zwaartepunt real-time en nauwkeurig terug te koppelen naar de patiënt.

Het bestaat uit een beweegbaar platform die tot 20 graden van het oppervlakte kan kantelen in een 360 range of motion. Het platform is vrij om te bewegen over de anterior-posterior en mediaal-laterale assen. De bewegingen zijn gekoppeld aan de speciale software (Biodex, versie 3.1, Biodex Medical Systems). Deze software zorgt ervoor dat het apparaat kan dienen als een objectieve beoordelaar van iemands evenwicht. Het apparaat is in staat zowel de afwijking van de grondreactiekracht tijdens statische omstandigheden, en de berekening van de mate van kantelen over elke as gedurende dynamische omstandigheden te meten.

De grondreactiekracht kan worden gebruikt om de hoeveelheid beweging van de voet tijdens houding te registreren. Dit is de maat voor posturale stabiliteit, inclusief de algemene stabiliteit index (OSI), de anterior-posterior stabiliteit en de medio-laterale stabiliteit index (MLSI). Een hoge score staat voor een slechte balans⁽⁵⁾. Er zijn zes interactieve training modules om de balans mee te trainen zoals te zien in bijlage IV. Aangevoerd is dat trainen op een krachtenplatform met visuele feedback een effectieve aanpak is voor post-stroke evenwicht training⁽⁶⁾. Het resulteert in betere motorische vaardigheden en verbeterd symmetrie.



Figuur 7. Biodex balance

Voordeel Biodex	Nadeel Biodex
Goedkoper dan CAREN	Klein oppervlak om te bewegen
Neemt weinig ruimte in beslag	Statisch
Fijne coördinatie onderste extremiteit	Wordt niet uitgedaagd om te bewegen
Eenvoudig te bedienen	Reageert alleen op verplaatsing van de grondreactiekracht
Revalidant kan er zelfstandig mee trainen	Klein scherm waarop de real-time feedback is te zien
Real-time feedback	Iemand kan vallen als hij/zij zijn evenwicht verliest.

Posturography

Een posturography test geeft belangrijke informatie over het vermogen om in evenwicht te blijven tijdens verschillende omstandigheden in het dagelijks leven.

Er zijn drie afzonderlijke functies die bijdragen aan het gevoel van evenwicht: somatosensorische, visueel en vestibulaire.

Somatosensorische functie verwijst naar het vermogen om stil te staan op een vlak, onbewogen oppervlak.

Het visuele systeem helpt met het handhaven van het evenwicht wanneer een oppervlak oneffen of onbetrouwbaar is.

De interne referentie voor evenwicht is het vestibulair systeem. Het vestibulair systeem werkt wanneer men over een oneffen of onbetrouwbaar oppervlak loopt en het zicht onbetrouwbaar is vanwege duisternis of andere factoren.

Dynamische posturography werkt met behulp van een speciaal apparaat met een beweegbaar horizontaal platform (zie figuur 8). Als de patiënt beweegt, worden deze bewegingen verzonden naar een computer dit gebeurt real-time.

De computer wordt ook gebruikt om de elektrische motoren die de forceplate bewegen in de horizontale richting (translatie) aan te sturen, alsmede om een helling (rotaties) te krijgen. Voor de posturography zijn testprotocollen gemaakt voor een reeks van gestandaardiseerde bewegingen van het platform om zo de houding van de patiënt op een ordelijke en reproduceerbare manier te beïnvloeden. Het platform is opgenomen in een behuizing die ook kan worden gebruikt voor het genereren van schijnbare visuele surround bewegingen.

De uitkomsten kunnen worden vergeleken met de normaal waarden.

Alle deelnemers moeten een veiligheidsharnas dragen tijdens de testen.

De testprotocollen bevatten meestal een Sensory Organization Test (SOT), een Motor Control Test (MCT) en een adaptatie Test (ADT). De spontane bewegingen van het lichaam worden gemeten evenals reacties uitgelokt door onverwachte abrupte bewegingen van het platform en de visuele omgeving.



Figuur 8. Dynamische posturography

Voordeel Posturography	Nadeel Posturography
Veiligheidsharnas	Duur
Platformbewegingen	Klein oppervlak om te bewegen
Visuele afleiding	Bewegingen van de armen worden niet uitgelokt
Resultaten kunnen vergeleken worden met normaal waarde	

Cave

CAVE staat voor Cave Automatic Virtual Environment. Dit systeem bestaat uit een box waarbij op drie, vier, vijf of zes wanden tegelijk een beeld wordt geprojecteerd (zie figuur 9). De gebruiker van de CAVE draagt een speciale bril die ervoor zorgt dat de 3D graphics te zien zijn. Met deze bril kunnen mensen met behulp van de CAVE daadwerkelijk voorwerpen zien zweven in de lucht en er omheen lopen. Zo krijgt iemand een goed beeld van hoe het object eruit komt te zien. De cube wordt ook gebruikt voor VRET Virtual Reality Exposure Therapy. Dit is een nieuwe behandelmethode voor mensen met hoogtevrees, vlieg angst of claustrofobie. Via een virtuele wereld wordt de patiënt voorzichtig



Figuur 9. De CAVE

geconfronteerd met voor hem angstige situaties. De angst voor hoogten, vliegen en kleine ruimtes moet zo verminderen.

Er zijn meerdere luidsprekers geplaatst vanuit verschillende hoeken in de CAVE, waardoor er 3D audio ontstaat.

Voordeel CAVE	Nadeel CAVE
Beeld is over al om je heen	Duur
3D, kan om dingen heen lopen	Neemt veel ruimte in beslag
Krijgt een goed visueel beeld van bepaalde producten	Geen feedback over de bewegingen die iemand maakt
3D audio	Operator nodig om het te bedienen. Revalidant kan er niet zelfstandig mee trainen

Head-Mounted display

Een Head-Mounted Display (HMD) is een beeldscherm dat op het hoofd gedragen wordt(zie figuur 10). Het kan de vorm hebben van een bril, of in een helm ingebouwd zijn. Een Head-Mounted Display hoeft geen echt beeldscherm te bevatten. Het is ook mogelijk dat met laser een beeld in het oog geprojecteerd wordt. De eenvoudige vorm is een LCD-scherm met een lens. Door de lens lijkt het alsof het beeldscherm op een paar meter afstand staat. Vaak worden er twee beeldschermen gebruikt voor beide ogen een. Daarmee is 3D beeld mogelijk. Het beeld beweegt mee wanneer het hoofd gedraaid wordt.



Figuur 10. Head-Mounted display

Voordeel Head-mounted display	Nadeel Head-mounted display
Betaalbaar	Wordt niet uitgedaagd om te bewegen
Neemt weinig ruimte in beslag	Je weet niet waar je in de ruimte bent
Het beeld beweegt mee wanneer het hoofd gedraaid wordt.	Krijgt geen feedback over bewegingen die je maakt
Bevat een koptelefoon	
Kan vrij bewegen	

CAREN

Eerder in dit verslag is beschreven wat CAREN kan. De voor- en nadelen worden hieronder in een tabel kort weergegeven. Er wordt ook nog even kort stilgestaan bij het 180 graden scherm.

Het 180 graden scherm van CAREN heeft als meerwaarde dat het perifere gezichtsveld ook geprikkeld wordt. Het perifere gezichtsveld is belangrijk om balans te houden⁽⁷⁾. Het heeft vooral een functie in de bewegingsdetectie, bij de oriëntatie en het zien in het donker. Het omvat de waarneming van het gehele netvlies met uitzondering van de macula (gele vlek). Dus ook de buitendelen van het gezichtsveld die vooral een signalerende functie hebben.

In het perifere gezichtsveld is de gezichtsscherpte beduidend lager dan in het centrale gezichtsveld. Het perifere gezichtsveld is van belang als/voor: waarschuwingsapparaat, oriëntatie in de ruimte en het geeft een visueel signaal van wat er in de ruimte gebeurt.

Voordeel CAREN	Nadeel CAREN
Vier forceplates	Duur
Groot oppervlak forceplate (grote bewegingsuitslagen)	Neemt veel ruimte in beslag
Loopband over de forceplates (dynamisch)	Operator nodig om het systeem te bedienen Revalidant kan er niet zelfstandig mee trainen
Motion capture	Er zijn nog geen normaal waarde
Motionbase 6 assig	Geen 3d beeld
180 graden scherm	
Iemand kan niet vallen (veiligheidsharnas)	
Real time feedback op scherm (daagt uit om te bewegen)	
Grootst beweegbaar platform ⁽¹⁾	
Kan niet goed vals spelen	

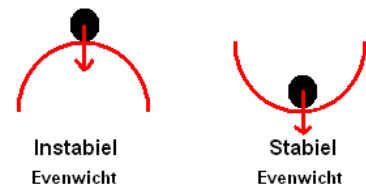
De hierboven besproken systemen hebben allemaal vaak onderdelen die overeen komen met CAREN maar ze voegen ze niet samen. Het blijft vrij statisch en de real-time feedback is vaak niet aanwezig. Ook wordt er alleen een forceplate gebruikt om te kijken of iemand in balans is. Het lichaamszwaartepunt wordt niet berekend. CAREN kan dit wel berekenen door het motion capture systeem.

Conclusie

Voor een nieuwe applicatie is het goed om gebruik te maken van de loopband en het grote oppervlak van de forceplates, zodat er een dynamisch applicatie ontstaat. Het motion capture systeem gekoppeld met de real-time feedback op het scherm zorgt ervoor dat iemand uitgedaagd wordt om deel te nemen in de virtuele wereld en zo 'echt' in de virtuele wereld zit. Dit daagt iemand uit om te bewegen. De motion base kan ingezet worden om iemands evenwicht te verstoren. Wanneer deze componenten in de nieuwe applicatie worden verwerkt ontstaat er een applicatie die een meerwaarde heeft op de al bestaande systemen.

5.2 De biomechanica van dynamische stabiliteit

Voor ieder mens is het belangrijk om stabiel te zijn. In deze scriptie wordt met stabiliteit de stabiliteit van het gehele lichaam bedoeld. Denk hierbij aan het voorbeeld met de schaaltes (Zie figuur 11). Beide ballen zijn in evenwicht. Echter wanneer er een zetje wordt gegeven tegen de bal op het schaalte rolt deze ervan af. Het is dus een instabiel evenwicht. De bal die in het schaalte ligt rolt terug en heeft dus een stabiel evenwicht.



Figuur 11. Stabiel en instabiel evenwicht

Over het handhaven van stabiliteit zijn de twee meest gestelde vragen⁽⁸⁾: aan welke voorwaarden moet worden voldaan om stabiel te zijn en hoe stabiel is men in bepaalde situaties?

Het standaard antwoord op de eerste vraag, is dat de verticale projectie van het lichaamszwaartepunt binnen het steunvlak moet vallen bij statische stabiliteit. Het steunvlak wordt gedefinieerd als het mogelijke bereik van de oorsprong op de grond van de grondreactiekracht. Deze voorwaarde blijkt echter niet voldoende in dynamische situaties^(9,10). Er moet ook rekening gehouden worden met de snelheid van het zwaartepunt. Zelfs wanneer het zwaartepunt boven het steunvlak is kan het voorkomen dat iemand niet stabiel is, wanneer de snelheid van het zwaartepunt naar buiten is gericht. Het omgekeerde is ook mogelijk: zelfs wanneer het zwaartepunt buiten het steunvlak valt, maar de snelheid er wel naartoe is gericht, kan er een stabiele situatie worden bereikt.

De resultaten die onderzoekers^(9,10) hierover hebben gevonden zijn te voorspellen door middel van een eenvoudige mechanische redenering. Het resultaat hiervan kan worden gezien als een maat van stabiliteit. Als eerst zal het mechanische model worden uitgelegd en uitgewerkt. Vervolgens zal het worden "vertaald" naar wat CAREN kan meten. Tevens wordt er gekeken hoe deze maat voor stabiliteit kan worden omgezet naar een score die begrijpbaar is voor de revalidanten.

5.2.1 Biomechanica

Via een omgekeerde slinger, het model van de mens, zal worden uitgelegd hoe je weet of iemand stabiel of onstabiel is^(8,11,12).

Uit een pilot- meting is gebleken dat de revalidanten de meeste moeite hebben met platformbewegingen van voor naar achter (surge). Het model berekent alleen de stabiliteit in deze richting, de anterior en posterior richting in het sagitale vlak. Dus het vlak waarin de platformbewegingen het moeilijkst gevonden worden. In de literatuur worden vaak drie manieren van balans houden weergegeven⁽¹³⁾.

In dit geval wordt er alleen gekeken naar de manier die gebruik maakt van de verplaatsing van de grondreactiekracht. De counter rotatie (draaiing om het lichaamszwaartepunt in tegengestelde richting door een te klein steunvlak om tegemoet te komen aan de verplaatsing van de grondreactiekracht) en het toedienen van een externe kracht worden buiten beschouwing gelaten.

Een omgekeerde slinger is instabiel en moet actief worden gebalanceerd om rechtop te blijven.

In figuur 12 is een model van een persoon twee dimensionaal weergegeven als omgekeerde slinger. Het lichaam is weergegeven als een cirkel met een massa m balancerend op een stok met een lengte l . De zwaartekracht mg grijpt aan in x (CoM) en wijst verticaal naar beneden.

De druk op de voeten kan worden vertegenwoordigd door een enkele grond reactie kracht F_r , gelegen in u (CoP). In het model⁽⁸⁾ kan de positie van de grondreactiekracht vrijwillig worden gevarieerd door

middel van spierkracht, in het sagitale vlak door de enkel plantair- en dorsaaflectoren, of in het frontale vlak door de heup abductoren. De positie van de grondreactiekracht is beperkt tot het steunvlak (BoS).

Het steunvlak is ongeveer gelijk aan het gebied onder en tussen de voeten (wanneer men met beide voeten op de grond staat).

De oorsprong van het assenstelsel grijpt aan op een willekeurig punt op de grond.

Een nieuwe parameter wordt geïntroduceerd, namelijk $\omega_0 = \sqrt{\frac{g}{l}}$ ⁽⁸⁾.

Dit is de eigenfrequentie van een slinger met effectieve lengte

l (afstand van het draaipunt tot de aangrijpingsplek van het lichaamsswaartepunt) en de dimensie van s^{-1} . g is de zwaartekracht versnelling: 9,81.

Wat gebeurt er als het lichaamsswaartepunt een initiële snelheid V_0 heeft?

De gebruikte formule om dit te berekenen wordt $x_0 + \frac{v_0}{\omega_0} \leq u_{\max}$ ⁽⁸⁾.

Zodra $x_0 + \frac{v_0}{\omega_0}$ buiten de grens van het steunvlak komt kan de

stabiliteit niet meer worden onderhouden met behulp van de omgekeerde slinger.

De voorwaarde voor statische stabiliteit “het zwaartepunt moeten binnen het steunvlak vallen”, is dus niet voldoende voor dynamische situaties. Het zou moeten

zijn: $x_0 + \frac{v_0}{\omega_0}$ moet binnen het steunvlak vallen. In de rest van dit verslag wordt $x_0 + \frac{v_0}{\omega_0}$ aangeduid

als XcoM het geëxtrapoleerde lichaamsswaartepunt waarin rekening is gehouden met de snelheid van het lichaamsswaartepunt.

Conclusie

Het hierboven besproken artikel ⁽⁸⁾ geeft op basis van mechanische argumenten een nieuwe ruimtelijke

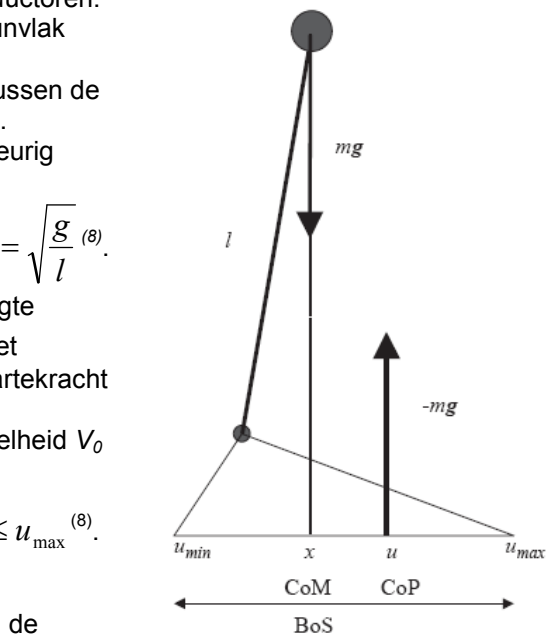
variabele, het XcoM ($x_0 + \frac{v_0}{\omega_0} \leq u_{\max}$) die het mogelijk maakt om iemands stabiliteit weer te geven

welke klopt in statische en dynamische situaties. Om in balans te zijn geldt: $U_{\min} \leq XcoM \leq U_{\max}$.

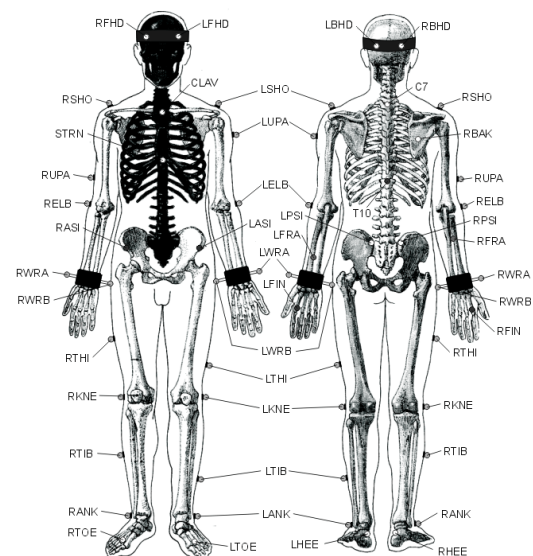
5.2.2 De input van de formule om stabiliteit te meten

Om het volledige lichaam weer te geven is in het Nexus software pakket standaard een zogenaamd “plug in gait” model opgenomen. Dit model wordt in veel onderzoeken gebruikt ⁽¹⁴⁾.

De markers kunnen op deze manier snel gelabeld worden zodat de computer weet welk lichaamsdeel het is. In figuur 13 is de marker set-up weergegeven. In bijlage V is de nauwkeurige beschrijving van de marker set-up te vinden. Omdat de nieuwe applicatie gebruikt gaat worden tijdens de behandeling van patiënten is er weinig tijd om de markers nauwkeurig te plakken. De makers dienen dus zo snel mogelijk op het lichaam aangebracht te worden. Dit gebeurt met behulp van het motion capture pak en een petje op het hoofd. Op dit pak zitten al stukken klittenband ongeveer ter hoogte van bepaalde botpunten. Hierop kunnen vervolgens de markers worden geplakt (zie figuur 14).



Figuur 12. Omgekeerde slinger mens model ⁽⁸⁾ Zie tekst voor uitleg.



Figuur 13. Marker set-up Nexus software.

Nexus kan het lichaamszwaartepunt (CoM) automatisch berekenen. Helaas is het op dit moment nog niet mogelijk om deze gegevens real-time door te sturen naar CAREN. Het COM zal dus aan de hand van de segmenten die wel real-time door gestuurd worden berekend moeten worden in CAREN. Nexus stuurt de gegevens van negentien segmenten door. Er zullen echter maar veertien segmenten gebruikt worden⁽¹⁵⁾. De gebruikte segmenten zijn terug te vinden in Tabel 2 onder de kolom lichaamsdelen.

In de literatuur⁽¹⁵⁾ wordt het lichaamszwaartepunt in anterior/ posterior richting berekend met de formule:

$$COM(x) = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^{14} COM_i(x) \cdot m_i$$

In de formule is M het totale lichaamsgewicht, m_i is de massa van

ieder segment en COM_i is de X- (anterior- posterior) coördinaat van het segment (tabel 2). Nexus geeft niet het aangrijpingspunt van de zwaartekracht op het midden van het segment maar de root (het gedeelte het dichtst bij de romp). De coördinaten voor het aangrijpingspunt van de zwaartekracht zullen berekend moeten worden. In volgend voorbeeld is te zien hoe de coördinaten berekend worden: (X- coördinaat segment elleboog – X- coördinaat segment hand)* 0,57. De 0,57 is op hoeveel procent de zwaartekracht aangrijpt. Zie voor de waarde van alle segmenten tabel 2⁽¹⁶⁾.

De massa van ieder segment wordt uitgerekend door gebruik te maken van het percentage van het totale lichaamsgewicht, wat voor iedere lichaamsdeel bekend is⁽¹⁷⁾ (zie tabel 3).



Figuur 14. Foto van het motion capture pak.

Segment	Aangrijping zwaartepunt in %
Hoofd+nek	Y 56,7 % vanaf C7 t/m marker voorhoofd x midden tussen marker op voorhoofd en marker op achterhoofd
Romp	Midden rothoofd en root bovenbeen
Bovenbeen	56,7 % vanaf knie
Onderbeen	56,7% vanaf enkel
Bovenarm	56,4 % vanaf elleboog
Onderarm	57,0 % vanaf pols
Hand	Midden tussen wijs vinger en root hand
Voet	Marker midden op de voet

Tabel 2. Aangrijping zwaartepunt in de segmenten⁽¹⁶⁾.

Lichaamsdeel	Massa % man vrouw
Hoofd+nek	8.7
Romp	46
Bovenbeen	11(·2 = 22)
Onderbeen	4.9(·2 = 9.8)
Bovenarm	3.15(·2 = 6.3)
Onderarm	1.7(·2 = 3.4)
Hand	0.6(·2 = 1.2)
Voet	1.3(·2 = 2.6)
	Σ 100%

Tabel 3. Percentage van het lichaamsgewicht⁽¹⁷⁾.

De berekende COM- X is de input voor X_0 in de formule om het X_{CoM} te berekenen. Om V_0 te kunnen berekenen moet de COM- X één keer gedifferentieerd worden zodat de versnelling bekend wordt.

Voor ω_0 geldt de formule $\omega_0 = \sqrt{\frac{g}{l}}$. Hierin is g de zwaartekrachtsversnelling 9,81. l is de rechte

afstand van het draaipunt tot het aangrijpingspunt van het lichaamszwaartepunt. Om dit te berekenen zijn de coördinaten van het draaipunt (marker op de maleolus) en de coördinaten van het lichaamszwaartepunt nodig. De marker op de maleolus is gekozen omdat er alleen naar de beweging in het sagitale vlak gekeken wordt dus de plantair en dorsaal flexie. De in- en eversie mogelijkheid als draaipunt wordt buiten wege gelaten. De X- coördinaat van het lichaamszwaartepunt is al bekend. De

Y- coördinaat kan worden berekend met de formule: $COM(y) = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^{14} COM_i(y) \cdot m_i$. Deze is

hetzelfde als de formule om de X- coördinaat te berekenen alleen is de input nu de Y- coördinaat van de segmenten in plaats van de X- coördinaat.

Als eerst worden de coördinaten van de enkel afgetrokken van de coördinaten van het COM:

$(x_{COM}, y_{COM}) - (x_{enkel}, y_{enkel}) = (x, y)$. Vervolgens wordt door middel van de stelling van pythagoras

de effectieve lengte l bepaald: $l = \sqrt{x^2 + y^2}$. Nu kan ω_0 berekend worden en de formule om XcoM uit te rekenen worden ingevuld.

Conclusie

Voer de nieuwe applicatie dient gebruik gemaakt te worden van de marker set-up zoals te vinden in bijlage V. Het plakken van de markers dient zo snel mogelijk te gebeuren daarom wordt er gebruik gemaakt van het motion capture pak en de pet.

Om het lichaamszwaartepunt te berekenen wordt er gebruik gemaakt van veertien segmenten de segmenten zijn te vinden in tabel 2 en 3. De formule om de X- coördinaat van het

lichaamszwaartepunt te berekenen is: $COM(x) = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^{14} COM_i(x) \cdot m_i$. Om de Y- coördinaat te

berekenen wordt gebruik gemaakt van de formule $COM(y) = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^{14} COM_i(y) \cdot m_i$. M is de totale

massa van de persoon en m_i het deel gewicht per lichaamssegment (zie tabel 3).

Als coördinaten van het draaipunt van de voet wordt de marker op de maleolus gebruikt. Om de effectieve lengte l te berekenen wordt er gebruik gemaakt van de volgende twee formules:

$$(x_{COM}, y_{COM}) - (x_{enkel}, y_{enkel}) = (x, y) \text{ en}$$

$$l = \sqrt{x^2 + y^2}.$$

5.2.3 Een score voor stabiliteit

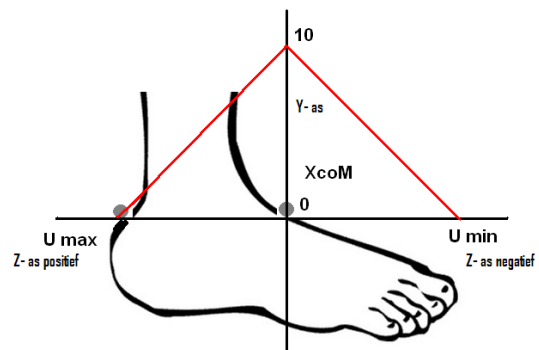
Uit de probleemstelling komt naar voren dat er een score voor stabiliteit nodig is. Deze score moet begrijpbaar zijn voor de revalidanten die op CAREN trainen. Om deze rede is ervoor gekozen om een score tussen de 0 en 10 toe te kennen. In figuur 15 is op de Y- as de maximale score 10 te zien.

De $U_{\max}$ stelt de hak van de voet voor en $U_{\min}$ de tenen ofwel het steunvlak (zie figuur 15). In dit geval is het dus het gunstig om de nulpositie precies in het midden van de voet te hebben.

Hoe groter de waarde van X_{CoM} , hoe dichter deze bij de grenzen van het steunvlak komt.

De kans dat iemand dan zijn stabiliteit verliest is groter, waardoor het cijfer van deze persoon lager wordt.

Er zijn twee formules opgesteld om het cijfer te kunnen berekenen. De formules zijn hieronder te vinden.



Figuur 15. Grafiek met de score mogelijkheden.
De grijze stippen zijn de markers op de voet. Zie tekst voor uitleg.

Wanneer $X_{CoM} > 0$ geldt dat $Score = 10 - \frac{10}{U_{\max}} \cdot X_{CoM}$ (achterwaarts).

Wanneer $X_{coM} < 0$ geldt dat $Score = 10 + \frac{10}{U_{\max}} \cdot X_{coM}$ (voorwaarts).

Deze formules zullen worden gebruikt om het cijfer te berekenen. De XcoM is reeds bekend. Om $U_{\max}$ te bepalen wordt er gebruik gemaakt van de X- coördinaat van de marker op de calcaneus.

Het origo van het assenstelsel ligt tijdens de full body meting niet direct op het midden van de voet maar op het midden van het platform. Om ervoor te zorgen dat het midden van de voet de 0 positie van de X- coördinaat op het platform is, is ervoor gekozen om de X- coördinaat van de marker (die nauwkeurig op het midden van de voet geplakt moet worden) afgetrokken wordt van de positie van de X- coördinaat van het lichaamsswaartepunt. De formule wordt: $OrigoX = COM(x) - xmiddenvoet$.

Deze X- coördinaat wordt gebruikt als input voor de formule om het XcoM te berekenen. De Y- coördinaat ligt hoger dan het platform waarop deze standaard is gekalibreerd. Om ervoor te zorgen dat de Y- positie ook wordt bekeken vanuit het origo op de voet, kan de volgende berekening worden uitgevoerd: $OrigoY = COM(y) - y_{middenvoet}$. Het origo van het assenstelsel ligt nu vast op de voet. Dit zorgt ervoor dat de platformbewegingen en verplaatsingen op het platform de meting niet onnauwkeurig maken; het assen stelsel verplaatst immers mee.

Conclusie

De score voor stabiliteit bestaat uit een schaal van 0 tot 10. Het cijfer kan berekend worden door de volgende twee formules: Wanneer $XcoM > 0$ geldt dat $Score = 10 - \frac{10}{U_{max}} \cdot XcoM$ (achterwaarts).

Wanneer $XcoM < 0$ geldt dat $Score = 10 + \frac{10}{U_{max}} \cdot XcoM$ (voorwaarts).

Voor U_{max} wordt gebruik gemaakt van de X- coördinaat van de marker op de calcaneus. Om het origo van het assenstelsel aan de marker op de voet te koppelen worden de volgende twee formules gebruikt: $OrigoX = COM(x) - x_{middenvoet}$ en $OrigoY = COM(y) - y_{middenvoet}$.

5.3 Trainen van stabiliteit en platform bewegingen

In dit verslag wordt beschreven hoe een nieuwe applicatie wordt gemaakt om stabiliteit te trainen en tegelijkertijd te meten. Hierboven is uitgelegd hoe de stabiliteit gemeten kan worden.

Ook is er beschreven hoe de verkregen waarde van stabiliteit zijn omgerekend naar een voor de revalidant duidelijk cijfer. Hieronder zal besproken worden hoe iemand uit balans gebracht kan worden en hoe stabiliteit het best getraind wordt.

De conclusies die hieruit voorkomen zullen in het programma van eisen en wensen worden opgenomen. Het programma van eisen en wensen zal vervolgens worden gebruikt om een nieuwe applicatie te ontwikkelen waarin de stabiliteit kan worden getraind en tegelijkertijd kan worden gemeten.

De mens heeft verschillende manieren om ervoor te zorgen dat hij/zij in balans blijft. In grote lijnen is dit in te delen in het feedforward en feedbackward systeem. Dit wordt later in dit hoofdstuk verder behandeld. Ook is bekend dat de handhaving van de stabiliteit ontstaat als gevolg van complexe interacties tussen de feedback van de vestibulair, visuele en somatosensorische sturing^(15,18).

De posturale reflexen spelen een belangrijke rol bij platformbewegingen^(5,15,19).

Over het trainen van stabiliteit op CAREN is nog niet veel bekend in de literatuur. Uit ervaring blijkt dat het op CAREN niet direct de spierkracht is die je traint of de coördinatie die specifiek nodig is voor een bepaalde handeling zoals bijvoorbeeld trap lopen. De revalidant wordt in een veilige situatie uit balans gebracht. Hierdoor worden ze uitgedaagd om zichzelf op te vangen doormiddel van uitvalspassen.

De training wordt dus niet terug gekoppeld naar 1 duidelijk probleem zoals traplopen. Het is de bedoeling dat in het dagelijks leven de onverwachte situaties zoals een duw krijgen wanneer iemand door een drukke winkelstraat loopt, oneffen ondergrond, staan wanneer een bus remt⁽²⁰⁾ en traplopen de revalidant vertrouwen geeft dat hij/zij instaat is om zichzelf op te vangen en stabiel is.

5.3.1 Trainen van stabiliteit

De sensorische systemen die een mens bezit, in dit geval de visuele, vestibulaire en somatosensorische sturing kunnen reactief en proactief worden ingezet om de stabiliteit te handhaven. Met reactief wordt de feedback regulatie bedoeld, deze werkt nadat iets gebeurd is. Het is dus een terug koppeling. Ook kan er gebruik worden gemaakt van de proactieve manier die feedforward wordt genoemd.

Door middel van het feedforward systeem kan er van te voren op bepaalde situaties worden geanticipeerd. Feedforward aanpassingen overwinnen het destabiliserende effect van de verwachte verstoringen⁽⁵⁾. Iemand ziet dus iets aankomen en het lichaam bereid zich hierop voor met een vast schema die in eerde vergelijkbare situaties in aangeleerd.

In veel gevallen is het visuele aspect van groot belang^(21,22). Wanneer een visueel aspect wordt weg genomen door de ogen te sluiten of iemand een zwart scherm te laten zien kan er niet meer vertrouwd worden op het feedforward systeem en wordt dus het feedbackward systeem aangesproken.

In CAREN bestaat er al een applicatie om het feedforward systeem te trainen namelijk “De gang” (zie bijlage II). In deze applicatie wordt echter nog niet de mate van stabiliteit berekend. Als nieuwe applicatie is er op dit moment behoefte aan een applicatie waarin het feedbackward systeem wordt getraind en gemeten.

Vallen en verliezen van je evenwicht komt het meest voor tijdens dynamische taken⁽⁵⁾, en minder vaak tijdens de statische activiteiten. Omdat de meerderheid van de verstoringen van het evenwicht optreden tijdens dynamische activiteiten, moeten testen voor stabiliteit een goede afspiegeling zijn van deze bewegingen en activiteiten, dat wil zeggen, dynamische proeven moeten zoveel mogelijk worden gebruikt tijdens de evaluatie van stabiliteit⁽⁵⁾.

Hoe vaak en hoelang er op CAREN getraind dient te worden en welke applicaties het beste trainingseffect hebben is nog niet bekend. Op dit moment en in de toekomst zal dit nog onderzocht gaan worden. Aangenomen is dat de applicatie tussen de 30 seconden en de 500 seconden mag duren.

Conclusie

De revalidant moet worden uitgedaagd om te bewegen.

Het feedforward systeem wordt getraind wanneer iemand de platformbewegingen ziet aankomen zoals in “De gang” (zie bijlage II). In “De gang” wordt de mate van stabiliteit nog niet berekend.

Het feedbackward systeem wordt getraind als niet bekend is welke platformbewegingen er aankomen. Bij CAREN is er behoefte aan een applicatie om het feedbackward systeem te trainen en tegelijk de stabiliteit te berekenen.

Stabiliteit kan het best dynamisch worden getraind. De duur van de applicatie moet instelbaar zijn tussen de 30 en 500 seconden.

5.3.2 Platform bewegingen

Zoals al eerder beschreven kan het platform over drie assen rotatie en translatie bewegingen uitvoeren. Voor iedereen is het anders welke platformbeweging het moeilijkst is en iemand het snelst uit balans brengt. Het is dus van belang dat alle bewegingen die het platform kan maken terug komen in de nieuwe applicatie (zie tabel 1 voor de platform bewegingen). Iedere platformbeweging moet apart gekozen kunnen worden.

De posturale reflexen die werken bij platformbewegingen^(5,15,19) zijn onder te verdelen in het spierspoel reflex en het peessensor reflex.

Spierspoel reflex: lengteregulatie. De lengte van de spier blijft constant via variaties van de spierspanning.

Peessensor reflex: spanningsregulatie. De spierspanning blijft constant bij wisselende spierlengte.

Wanneer er een paar keer dezelfde platformbewegingen worden uitgevoerd, bijvoorbeeld het onverwacht naar achter bewegen (translatie), is het spierspoel reflex na een paar keer zo alert dat de proefpersoon niet meer omvalt⁽¹⁹⁾.

Met een platformrotatie zorgt een alert peessensor reflex ervoor dat iemand na een aantal platformrotaties in dezelfde richting niet meer omvalt.

Je went dus snel aan een standaard beweging. Het kost dan geen moeite meer om te blijven staan⁽¹⁹⁾.

Afwisseling van platformbewegingen is dus erg belangrijk.

Wanneer een beweging van te voren bekend is (feedforward) bij een gezond persoon kunnen de hersenen van te voren inspelen op deze bewegingen. Gebeurt er dan onverwacht iets totaal anders dan is de kans groot dat iemand omvalt.

Wanneer duidelijk is welke platformbeweging iemand het moeilijkst vindt kunnen deze getraind worden door de beweging veel te herhalen. Om te voorkomen dat er gewenning optreedt, is het goed om onverwacht een totaal andere beweging toe te voegen⁽¹⁵⁾.

In de bestaande applicatie “De gang” (zie bijlage II) zitten automatisch altijd dezelfde bewegingen, de revalidant ziet deze aankomen. Een revalidant went hieraan. Op dit moment wordt met een zwart scherm of door de scène scaling laag te zetten al weggenomen dat iemand de beweging aan ziet komen. Om de stabiliteit nog meer te trainen kunnen er onverwachte platformbewegingen worden geprogrammeerd die willekeurig tussendoor komen. Op deze manier wordt de posturale controle uitgedaagd. Wanneer de beweging voorspelbaar is, maar wel het evenwicht in gevaar brengt, is de beweging makkelijker beheersbaar dan een willekeurige onverwachte verstoring^(15,22).

Een andere manier om iemand uit te dagen is om de verwachte bewegingen die iemand ziet aankomen een andere beweging te laten zijn. De persoon heeft zich dan door het feedforward systeem voorbereid op de komende beweging maar opeens blijkt deze anders te zijn. Op deze manier

kan iemand ervaren wat er gebeurt tijdens een onverwachte beweging en hoe hij/zij zichzelf kan opvangen.

In eerder genoemd onderzoek⁽¹⁵⁾ is onderzocht bij hoeveel hertz platformbewegingen het meest verstorend werken. De test is uitgevoerd bij 0, 1, 1,5 en 2 Hertz. Er is gebleken dat tijdens platformbewegingen van 1 hertz de grootste hoek uitslagen van hoofd, heup, knie en enkel worden gemaakt. Dit betekent dat het in deze omstandigheden dus het meest uitdagend is om stabiel te blijven staan.

Tijdens wetenschappelijke onderzoeken met een bewegend platform krijgt de proefpersoon vaak een koptelefoon op en luisterde naar harde muziek^(5,22). Dit wordt gedaan om ervoor te zorgen dat het geluid wat de motion base maakt, wanneer deze beweegt niet gehoord kan worden. Mensen kunnen anticiperen (feedforward) op de geluiden die het platform maakt en weten zo bijvoorbeeld dat hij gaat bewegen. De bewegingen van het platform zijn dan niet meer onverwacht.

Conclusie

De nieuwe applicatie moet de zes verschillende platformbewegingen zoals is tabel 1 weergegeven bevatten. Deze bewegingen moeten onverwacht komen en niet met een vast ritme zodat er niet op geanticipeerd kan worden. Tussendoor moeten er random de overige vijf platformbewegingen tussendoor komen zodat er geen gewenning optreedt. In applicatie "De gang" dienen ook random onverwachte platformbewegingen toegevoegd te worden om iemand uit te dagen.

Platformbewegingen van 1 hertz zijn het meest uitdagend. Om het geluid van de motion base niet te horen en hier dus niet op te kunnen anticiperen, kan er gebruik gemaakt worden van een koptelefoon met muziek.

6. Programma van eisen en wensen

Eisen met betrekking tot de specifieke probleemstelling	Pag.:
1. Er moet een applicatie komen om balans te trainen.	8
2. Er moet automatisch bijgehouden worden of iemand in of uit balans is. <i>Doel: waarde voor balans bepalen.</i>	8
Eisen met betrekking tot de doelgroep	Pag.:
3. Duidelijke inclusie en exclusie criteria voor de nieuwe applicatie dienen opgesteld te worden zodra de applicatie is getest.	9
4. Applicatie moet kunnen variëren van niveau met behulp van sliders. <i>Doel: applicatie bruikbaar voor de gehele doelgroep.</i>	
Eisen met betrekking tot het benutten van de meerwaarde van CAREN	Pag.:
5. Gebruik maken van de brede loopband. <i>Doel: dynamische applicatie.</i>	15
6. Gebruik maken van het grote oppervlak van de forceplates. <i>Doel: dynamische applicatie.</i>	15
7. Gebruik van het motion-capture systeem gekoppeld met de realtime feedback op het scherm. <i>Doel: inleving, je zit in de virtuele omgeving.</i>	15
8. Gebruik maken van de motion base. <i>Doel: iemands evenwicht verstoren.</i>	15
Eisen met betrekking tot de biomechanische aspecten van de applicatie	Pag.:
9. Gebruik maken van $X_{CoM} = x_0 + \frac{v_0}{\omega_0} \leq u_{\max}$. Dit is een waarde voor stabiliteit in dynamische en statische situaties in het sagitale vlak.	16
10. Full body meting. Marker setup zoals in bijlage V.	18
11. Het plakken van de markers dient zo snel mogelijk te gebeuren. Maak gebruik van het motion capture pak en de pet. <i>Doel: zoveel mogelijk trainingstijd over houden.</i>	18
12. Om het lichaamszwaartepunt te berekenen wordt er gebruik gemaakt van veertien segmenten de gebruikte segmenten zijn: hoofd+nek, romp, bovenbeen ($\cdot 2$), onderbeen ($\cdot 2$), bovenarm ($\cdot 2$), onderarm ($\cdot 2$), hand ($\cdot 2$) en de voet ($\cdot 2$) (zie tabel 2 en 3).	18
13. Formule om de X- coördinaat van het lichaamszwaartepunt te berekenen is:	
$COM(x) = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^{14} COM_i(x) \cdot m_i$	18
14. Formule om de Y- coördinaat van het lichaamszwaartepunt te berekenen is:	
$COM(y) = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^{14} COM_i(y) \cdot m_i$	
15. Coördinaten van het draaipunt van de voet: marker op de maleolus lateralis.	18
16. Om de effectieve lengte l te berekenen wordt er gebruik gemaakt van de volgende twee formules: $(x_{COM}, y_{COM}) - (x_{enkel}, y_{enkel}) = (x, y)$ en $l = \sqrt{x^2 + y^2}$.	18
17. Score op een schaal van 0 tot 10. De te gebruiken formules zijn:	
Wanneer $X_{CoM} > 0$ geldt dat $Score = 10 - \frac{10}{U_{\max}} \cdot X_{CoM}$ (achterwaarts).	
Wanneer $X_{CoM} < 0$ geldt dat $Score = 10 + \frac{10}{U_{\max}} \cdot X_{CoM}$ (voorwaarts).	19
18. Voor $U_{\max}$ wordt er gebruik gemaakt van de X- coördinaat van de marker op de calcaneus.	19

19. Om het origo van het assenstelsel aan de marker op de voet te koppelen worden de volgende twee formules gebruikt: $OrigoX = COM(x) - xmiddenvoet$ en $OrigoY = COM(y) - ymiddenvoet$. 19

Eisen met betrekking tot het trainen van de stabiliteit met platform bewegingen Pag.:

- | | |
|--|----|
| 20. Meten van de mate van stabiliteit in de applicatie "De gang" (zie bijlage II). <i>Doel: maat voor stabiliteit terwijl het feedforward systeem wordt getraind.</i> | 20 |
| 21. Stabiliteit trainen wanneer de platformbewegingen niet bekend zijn. <i>Doel: trainen van het feedbackward systeem</i> | 20 |
| 22. Meten van de mate van stabiliteit in de applicatie die het feedbackward mechanisme Traint. <i>Doel: Maat voor stabiliteit terwijl het feedbackward systeem wordt getraind.</i> | 20 |
| 23. Dynamisch trainen van stabiliteit. <i>Doel: beste terug koppeling naar het dagelijks leven.</i> | 20 |
| 24. De duur van de applicatie moet instelbaar zijn tussen de 30 en 500 seconden. | 20 |
| 25. Oefening zo uitdagend mogelijk maken. <i>Doel: uitdagen tot bewegen</i> | 20 |
| 26. Platformbeweging Sway zonder ritme. <i>Doel: door de metingen kijken hoe moeilijk deze platformbeweging is en deze trainen. Zonder ritme zodat er geen gewenning optreedt.</i> | 21 |
| 27. Platformbeweging Heave zonder ritme. <i>Doel: door de metingen kijken hoe moeilijk deze platformbeweging is en deze trainen. Zonder ritme zodat er geen gewenning optreedt.</i> | 21 |
| 28. Platformbeweging Surge zonder ritme. <i>Doel: door de metingen kijken hoe moeilijk deze platformbeweging is en deze trainen. Zonder ritme zodat er geen gewenning optreedt.</i> | 21 |
| 29. Platformbeweging Pitch zonder ritme. <i>Doel: door de metingen kijken hoe moeilijk deze platformbeweging is en deze trainen. Zonder ritme zodat er geen gewenning optreedt.</i> | 21 |
| 30. Platformbeweging Yaw zonder ritme. <i>Doel: door de metingen kijken hoe moeilijk deze platformbeweging is en deze trainen. Zonder ritme zodat er geen gewenning optreedt.</i> | 21 |
| 31. Platformbeweging Roll zonder ritme. <i>Doel: door de metingen kijken hoe moeilijk deze platformbeweging is en deze trainen. Zonder ritme zodat er geen gewenning optreedt.</i> | 21 |
| 32. Gebruik van onverwacht willekeurige platformbewegingen tijdens applicatie de gang en eis 26 tot en met 30 <i>Doel: zo kan er niet op de platformbewegingen geanticipeerd worden en het voorkomt gewenning.</i> | 21 |
| 33. Platformbewegingen van 1 hertz. <i>Doel: meest uitdagend.</i> | 21 |
| 34. Gebruik van koptelefoon met muziek. <i>Doel: zo kan de motion base niet gehoord worden en zijn de platformbewegingen echt onverwacht</i> | 21 |

7. Vervaardiging van de applicatie

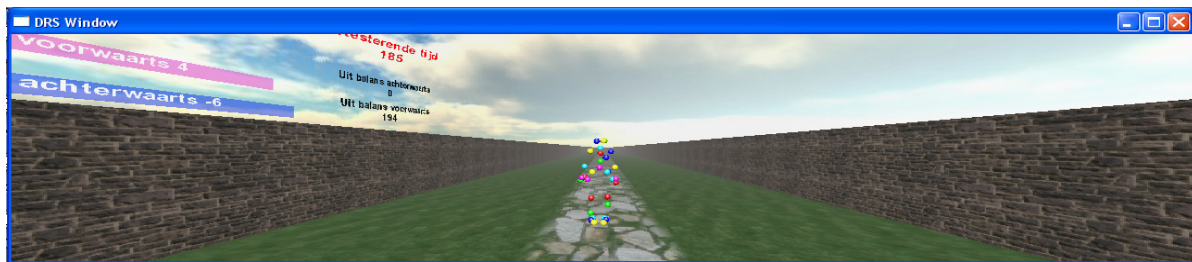
Aan de hand van het programma van eisen en wensen is er een nieuwe applicatie ontwikkeld. De nieuwe applicatie bestaat uit verschillende onderdelen waarin de verschillende eisen terugkomen. In dit hoofdstuk zal elk onderdeel afzonderlijk worden besproken. Op het eind wordt kort verteld hoe de volledige applicatie eruit ziet voor de revalidant. Tijdens de evaluatie in het volgende hoofdstuk zal de applicatie getest worden en er wordt gekeken of alle eisen erin terugkomen.

7.1 Scene

In figuur 16 is de scene te zien die gebruikt is voor deze applicatie (endless road). Dit is een al bestaande scene, omdat zelf een scene maken zoals als al eerder is besproken niet haalbaar was. In figuur 17 is te zien dat de snelheid waarmee de weg beweegt kan worden ingesteld (door middel van de slider voor de loopband). In tabblad “omgeving” kan de afstand van de muren tot de weg worden ingesteld en de hoogte van de muren. De gekleurde bolletjes zijn de markers van de revalidant.

De revalidant kan zichzelf dus real-time terug zien.

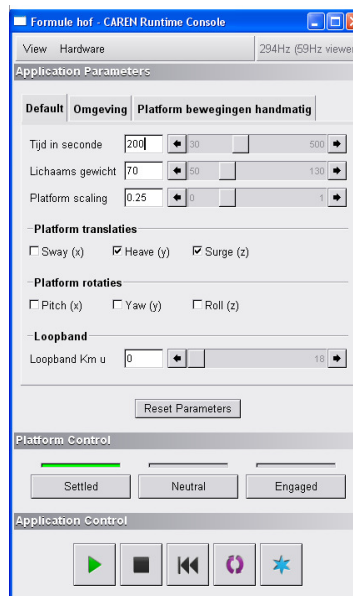
Voordat de applicatie begint, wordt er eerst afgeteld van 5 naar 0. Hierna verschijnt “go” in beeld. Dit verdwijnt na 2 seconden weer en de applicatie begint. Wanneer de tijd om is, verschijnt “tijd is om!”. Wanneer de applicatie wordt gestopt verschijnt er “applicatie gestopt”.



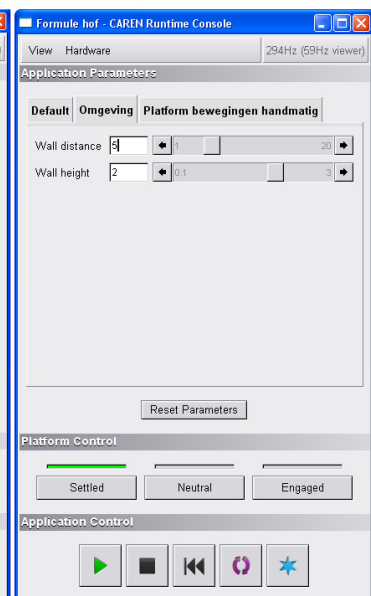
Figuur 16. De scene.

7.2 Runtime console

De runtime console is het bedieningspaneel voor de operator. Om dit onderdeel te bedienen hoeft de CAREN software verder niet gekend te worden. In figuur 17, 18 en 19 is de runtime console te zien die ik heb gemaakt. Hij bestaat uit drie tabbladen. De eerste is de “Default”. Hierop staan de instellingen die het meest gebruikt worden. Iedere parameter heeft een default waarde. Wanneer de parameter wordt gereset zal deze ook hierop terug springen. De ingestelde default waarden zijn te zien in figuur 17, 18 en 19. Op het eerste tabblad kan worden aangegeven hoeveel seconde de applicatie mag duren. Het lichaamsgewicht van de revalidant kan worden ingevoerd en de scaling van het platform. De scaling van het platform kan variëren tussen de 0,0 en 1,0 met stappen van 0,1. De 1 kan gezien worden als de groots haalbare bewegingsuitslag van het platform dus 100 %, 0,9 is dan 90 % van het maximum etc.

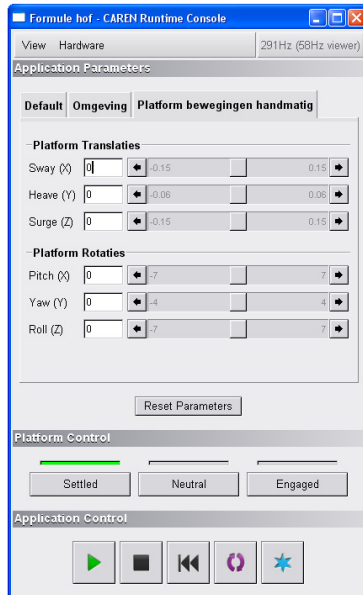


Figuur 17. Default. Runtime console. Zie tekst voor uitleg

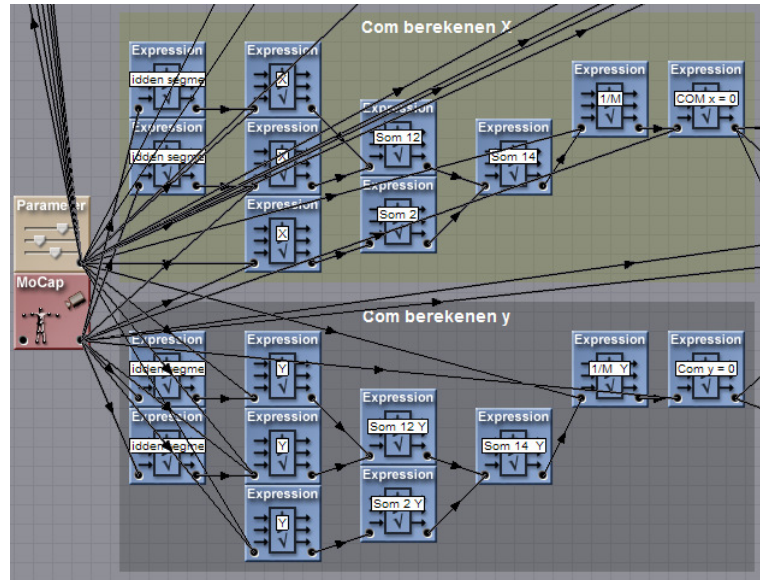


Figuur 18. Omgeving. Runtime console. Zie tekst voor uitleg

Vervolgens kan worden aangevinkt welke translaties of rotaties het platform moet uitvoeren (er kunnen er meerdere tegelijk worden aangevinkt). Als laatste is er de mogelijkheid om de loopband met een bepaalde snelheid aan te zetten. Op het tweede tabblad zijn de instellingen voor de scene te vinden (zie figuur 18.) Bij de platformbewegingen handmatig (zie figuur 19 volgende bladzijde) zijn de zes platformbewegingen te vinden ditmaal te bedienen door een slider. Zo kan er handmatig ook nog een platformbeweging worden toegevoegd.



Figuur 19. Platform bewegingen handmatig. Runtime console. Zie tekst vorige bladzijde voor uitleg.



Figuur 20. Berekening COM -X en -Y CAREN.

7.3 Berekening COM x en y

Het assenstelsel ligt bij CAREN anders dan bij het omgekeerde slinger model⁽⁸⁾ (zie figuur 3). Hierdoor is niet de X- positie van de segmenten genomen maar de Z- positie om com- X uit te rekenen. De Y- as blijft wel gewoon de Y- as. Deze input komt uit de MoCap module te zien in Figuur 20.

In de expressie module (zie figuur 20) wordt van links naar rechts eerst het aangrijpingspunt van de zwaartekracht op het segment berekend (zie bovenste expressie module figuur 21.) Hierna wordt de procentuele verdeling van het lichaamsgewicht per segment berekend. Het lichaamsgewicht kan worden ingevoerd door gebruik te maken van de slider in de runtime console (zie onderste expressie module figuur 21 voor de formule om het gewicht per segment te berekenen).

De I1 t/m I7 staat voor de getallen die real- time worden doorgezonden uit de MoCap en parameter module. Hierna worden alle segmenten bij elkaar

opgeteld en keer $\frac{1}{M}$ gedaan. Vervolgens wordt

het assenstelsel aan de voet gekoppeld door de formule die terug te vinden is in het programma van eisen en wensen. Nu zijn de X- en Y- positie van het lichaamsswaartepunt bekend.

midden segment		
Label	Expression	
1 Hoofd+ nek	$((I8-I9)*0.5)+I9$	= -0.03
2 Romp	$((I1-I2)*0.5)+I2$	= -0.38
3 Bovenbeen links	$((I2-I3)*0.567)+I3$	= -0.48
4 Bovenbeen rechts	$((I4-I5)*0.567)+I5$	= -0.34
5 Onderbeen links	$((I3-I6)*0.567)+I6$	= -0.41
6 Onderbeen rechts	$((I5-I7)*0.567)+I7$	= 0.00

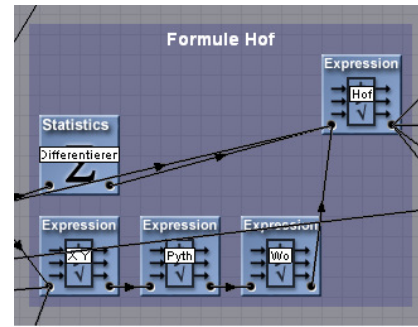
X		
Label	Expression	
1 Hoofd+nek	$I2*(I1*8.7)$	= -0.15
2 Romp	$I3*(I1*46)$	= -12.30
3 Bovenbeen links	$I4*(I1*11)$	= -3.72
4 Bovenbeen rechts	$I5*(I1*11)$	= -2.60
5 Onderbeen links	$I6*(I1*4.9)$	= -1.42
6 Onderbeen rechts	$I7*(I1*4.9)$	= 0.01

Figuur 21. Expressie module. CAREN rekt met minimaal 16 decimalen achter de komma er worden er echter maar twee getoond. Zie tekst voor verdere uitleg.

7.4 Berekenen XcoM

In figuur 22 is de opbouw van de berekening voor het XcoM te zien. Expression Hof is waar de formule om het XcoM te berekenen instaat.

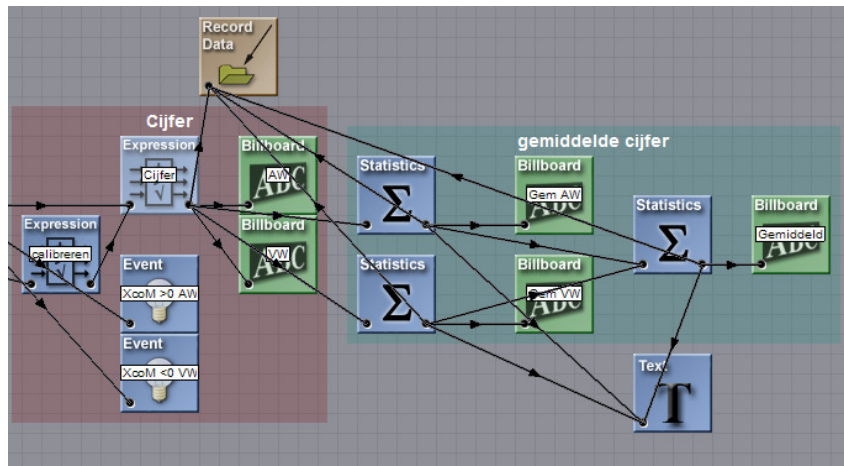
De com- X waarde wordt rechtstreeks ingevoerd. Ook wordt hij 1 maal gedifferentieerd en ingevoerd. Om ω_0 te berekenen wordt eerst met behulp van de stelling van pythagoras de lengte l van de slinger bepaald. Vervolgens wordt ω_0 berekend en ook in de formule van hof ingevoerd. Nu heeft de formule alle inputs die deze nodig heeft en de XcoM wordt berekend.



Figuur 22. Formule XcoM in CAREN

7.5 Cijfer berekenen

Het cijfer wordt berekend in het rode vlak. De waarde voor U_{max} wordt gekalibreerd omdat deze afstand niet verandert tijdens de meting. Het cijfer wordt weergegeven door middel van billboards. Wanneer de waarde voor XcoM groter is dan 0 wordt het cijfer voor een beweging achterwaarts getoond. Wanneer XcoM kleiner is dan 0 wordt het cijfer voor een beweging voorwaarts getoond. De bewegingen



Figuur 23. Cijfer berekenen in CAREN

vinden plaats in het sagitale vlak. Het gemiddelde cijfer wordt apart berekend voor alle getallen die voor een beweging voorwaarts golden en alle getallen die voor een beweging achterwaarts golden. De cijfers, het gemiddelde en de waarde van het XcoM worden opgeslagen in de record data module. De berekening van het cijfer is ook geprogrammeerd in de applicatie “de gang”.

7.6 Platformbewegingen

De platformbewegingen worden in CAREN aangestuurd door de formule

$$I1 \cdot \sin(TIME \cdot I2)$$

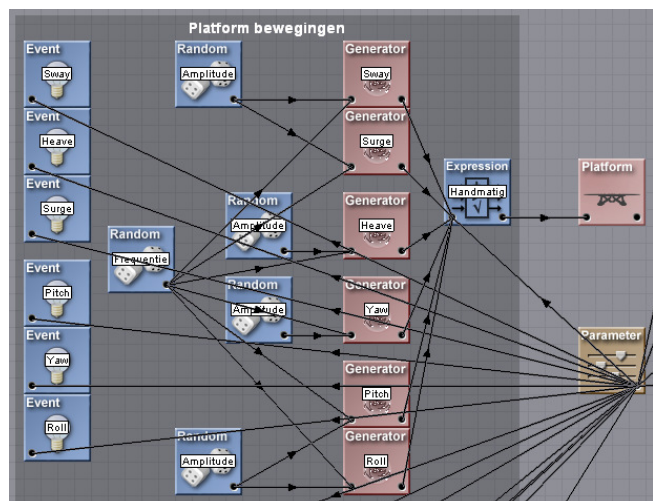
Hierin is I1 de

amplitude en I2 de frequentie keer de tijd.

De waarde voor de frequentie ligt voor alle

platformbewegingen tussen de 0 en 10. Om gewenning te voorkomen en ervoor te zorgen dat de bewegingen onverwacht komen zal er constant willekeurig een andere waarde voor de frequentie worden gegeven (voor input I2). De random module geeft deze getallen (zie figuur 24). De waarde voor de amplitude verschilt per platformbeweging.

Veilige waarden waartussen deze kan bewegen zijn Sway en Surge tussen de -0,15 en 0,15. Pitch en Roll tussen de -7 en 7. Heave tussen de -0,06 en 0,06 en de yaw tussen de -4 en 4. Ook voor deze waarde geldt dat deze het best willekeurig kunnen worden ingevoerd in de formule. CAREN bevat een random module die deze waarde automatisch willekeurig doorstuurt. In de bestaande applicatie “Hit” zijn de random platformbewegingen ook geprogrammeerd.



Figuur 24. Platform bewegingen in CAREN.

8. Protocol

Aan de hand van de analysefase en de nieuw ontwikkelde applicatie is er een trainingsprotocol opgezet voor mensen met balansproblemen. In de praktijk zal moeten blijken hoe goed het protocol werkt. Nieuw ontwikkelde applicaties voor balans zullen te zijner tijd ook kunnen worden toegevoegd in dit protocol om het compleet te houden.

Exclusie

~Gewicht $m > 130$ kg.

Dit is de limiet voor de motion base bij een dynamische belasting.

~Duizeligheid, epilepsie, vergrote kans op hartfalen etc.

Afhankelijk van de ernst van de situatie.

~FAC- score < 2 (Functional Ambulation Categories zie bijlage I)

~Patiënt kan maar 1 been belasten.

~Patiënt is rolstoel afhankelijk.

~Patiënt heeft hulpmiddelen (krukken, stokken of beugels) nodig om rechtop te staan.

Inclusie

~Patiënt heeft balansproblemen.

Uitleg protocol

Het protocol is opgedeeld in meetsessies van 60 minuten en trainingssessies van 30 min. Tijdens de meetsessies wordt het cijfer voor balans bepaald. In bijlage VII is een stappenplan voor de meet sessie te vinden. De therapeut bepaalt aan de hand van een intake welk beginniveau (scaling) het best is voor de revalidant. In het protocol is per productgroep een richtlijn te vinden (De revalidanten in het MRC zijn opgedeeld in drie productgroepen: orthopedie, neurologie en trauma en pijn). Een uitleg van de genoemde applicaties is terug te vinden in bijlage III. De “Stability” applicatie is de nieuw ontwikkelde meetapplicatie.

Is CAREN de juiste manier van trainen voor revalidant? :

Na de intake en observatie wordt er bepaald of trainen met CAREN geschikt is voor de revalidant.

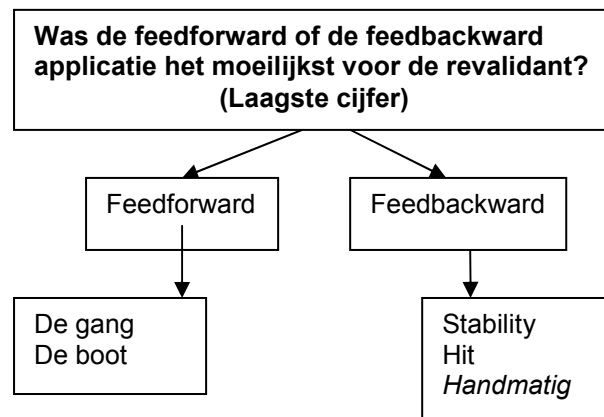
We vragen ons het volgende af:

1. Is het soort training die CAREN biedt geschikt voor de revalidant? Wat moet er getraind worden?
2. Welke mogelijkheden heeft CAREN?
3. Is er een match tussen CAREN en de revalidant, heeft CAREN toegevoegde waarde in de training?
4. Is CAREN de beste manier om de doelen te bereiken?

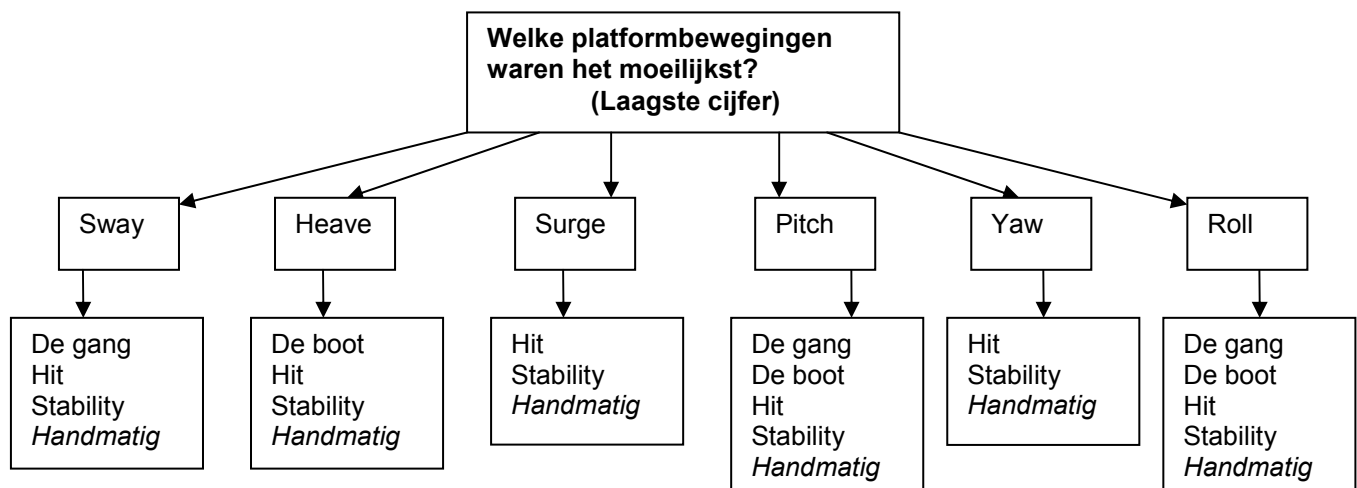
Is het antwoord nee, dan stopt de behandeling op CAREN. Is het antwoord ja, ga dan door met het protocol.

Aantal sessies en tijdsduur (richtlijn scaling)	Applicaties
---	--------------------

Eerste sessie meting (60 min) Richtlijn voor de scaling: Ortho: 0,8 Neuro: 0,4 Trauma: 0,6	<u>Full body meting</u> ~De gang meting ~Stability ~De gang meting met zwart scherm Ga naar: (figuur 25-26) Doorstroomschema feedforward of feedbackward Doorstroomschema Platformbewegingen
Training deel 1 (3 sessies van 30 min) Applicaties	Welke applicatie het best gekozen kan worden is terug te vinden in de doorstroom schema's. ~ De gang met dubbel taak ballen wegtikken met handen, knieën en voeten. ~De boot ~Hit met platform bewegingen: dubbeltaak en coördinatie. ~Stability
Tussen meting (60 min) Richtlijn voor de scaling: Ortho: 1 Neuro: 0,6 Trauma: 0,8	<u>Full body meting</u> ~De gang meting met zwart scherm. ~Stability ~De gang meting Ga naar: (figuur 25-26) Doorstroomschema Platformbewegingen Doorstroomschema feedforward of feedbackward
Training deel 2 (aantal sessies noteren, duur sessie 30 min) Applicaties	Welke applicatie het best gekozen kan worden is terug te vinden in de doorstroomschema's. ~De gang met dubbeltaken en lopen. ~De boot met ballen wegtikken. ~Hit met platform bewegingen: dubbeltaak, coördinatie en lopen. ~Stability met lopen.
Eind meting (60 min) Zelfde scaling gebruiken als bij de tussen meting	<u>Full body meting</u> ~Stability ~De gang meting met zwart scherm. ~De gang meting



Figuur 25. Doorstroomschema feedforward of feedbackward.
In de onderste rij is een aanbeveling voor de training te vinden. Met handmatig worden de sliders bedoeld in de runtime consol onder het tabblad platformbewegingen handmatig.



Figuur 26. Doorstroomschema Platformbewegingen.
In de middelste rij kolommen zijn de verschillende platformbewegingen weergegeven. In de onderste rij is een aanbeveling voor de training te vinden. Met handmatig worden de sliders bedoeld in de runtime consol onder het tabblad platformbewegingen handmatig.

9. Evaluatie

Als eerst zal de applicatie vergeleken worden met het programma van eisen en wensen. Hierin wordt gekeken wat de applicatie wel en niet kan. Vervolgens is de evaluatie van de therapeuten en revalidanten wat zij van de applicatie en het cijfer vinden. Als laatst wordt er gekeken of het cijfer overeenkomt met de verwachtingen over het cijfer, ook wanneer er naar het omgekeerde slingermodel wordt gekeken⁽⁸⁾.

9.1 Terug koppeling naar lijst van eisen en wensen

Evaluatie programma van eisen	
Eisen	Is er aan de eis voldaan?
Eisen met betrekking tot de specifieke probleemstelling	
1. Er moet een applicatie komen om balans te trainen.	Ja
2. Er moet automatisch bijgehouden worden of iemand in of uit balans is.	Ja
Eisen met betrekking tot de doelgroep	
3. Duidelijke inclusie en exclusie criteria voor de nieuwe applicatie dienen opgesteld te worden zodra de applicatie is getest.	Ja
4. Applicatie moet kunnen variëren van niveau doormiddel van sliders.	Ja
5. Gebruik maken van de brede loopband.	Nee, tijdens de meting mag de loopband niet aan. Ja, tijdens de training wel.
6. Gebruik maken van het grote oppervlak van de forceplates.	Nee
7. Gebruik van het motion capture systeem gekoppeld met de real-time feedback op het scherm.	Ja
8. Gebruik maken van de motion base.	Ja
Eisen met betrekking tot de biomechanische aspecten van de applicatie	
9. Gebruik maken van XcoM $x_0 + \frac{v_0}{\omega_0} \leq u_{\max}$. Dit is een waarde voor stabiliteit in dynamische en statische situaties in het sagitale vlak.	Ja
10. Full body meting. Marker setup zoals in bijlage V.	Ja
11. Het plakken van de markers dient zo snel mogelijk te gebeuren. Maak gebruik van het motion capture pak en de pet.	Ja
12. Om het lichaamsswaartepunt te berekenen wordt er gebruik gemaakt van veertien segmenten de gebruikte segmenten zijn: hoofd+nek, romp, bovenbeen (·2), onderbeen (·2), bovenarm (·2), onderarm (·2), hand (·2) en de voet (·2) (zie tabel 2 en 3).	Ja
13. Formule om de X- coördinaat van het lichaamsswaartepunt te berekenen is: $COM(x) = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^{14} COM_i(x) \cdot m_i$	Ja

14. Formule om de Y- coördinaat van het lichaamszwaartepunt te berekenen is: $COM(y) = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^{14} COM_i(y) \cdot m_i$	Ja
15. Coördinaten van het draaipunt van de voet: marker op de maleolus lateralis.	Ja
16. Om de effectieve lengte l te berekenen wordt er gebruik gemaakt van de volgende twee formules: $(x_{COM}, y_{COM}) - (x_{enkel}, y_{enkel}) = (x, y)$ en $l = \sqrt{x^2 + y^2}$.	Ja
17. Score op een schaal van 0 tot 10. De te gebruiken formules zijn: Wanneer $X_{COM} > 0$ geldt dat $Score = 10 - \frac{10}{U_{max}} \cdot X_{COM} \text{ (achterwaarts)}$	Ja
18. Voor U_{max} wordt er gebruik gemaakt van de X- coördinaat van de marker op de calcaneus.	Ja
19. Om het origo van het assenstelsel aan de marker op de voet te koppelen worden de volgende twee formules gebruikt: $OrigoX = COM(x) - xmiddenvoet$ en $OrigoY = COM(y) - ymiddenvoet$.	Ja
Eisen met betrekking tot het trainen van de stabiliteit met platformbewegingen	
20. Meten van de mate van stabiliteit in de applicatie "De gang" (zie bijlage II).	Ja
21. Stabiliteit trainen wanneer de platformbewegingen niet bekend zijn.	Ja
22. Meten van de mate van stabiliteit in de applicatie die het feedbackward mechanisme traint.	Ja
23. Dynamisch trainen van stabiliteit.	Ja
24. De duur van de applicatie moet instelbaar zijn tussen de 30 en 500 seconden.	Ja
25. Oefening zo uitdagend mogelijk maken.	Ja, de platformbewegingen zijn uitdagend. Nee, er zitten geen dubbeltaken in het is niet in een spelvorm.
26. Platformbeweging Sway zonder ritme	Ja
27. Platformbeweging Heave zonder ritme.	Ja
28. Platformbeweging Surge zonder ritme.	Ja
29. Platformbeweging Pitch zonder ritme.	Ja
30. Platformbeweging Yaw zonder ritme.	Ja
31. Platformbeweging Roll zonder ritme.	Ja
32. Gebruik van onverwacht willekeurige platformbewegingen tijdens applicatie de gang en eis 26 tot en met 30.	Ja
33. Platformbewegingen van 1 hertz.	Om te voorkomen dat er gewenning optreedt is er gekozen voor random platformbewegingen. Dus niet alleen van 1 Hertz.
34. Gebruik van koptelefoon met muziek	Nee, wel muziek uit de boxen onder het platform.

9.2 Evaluatie therapeuten en revalidanten

Drie revalidanten hebben de nieuwe applicatie getest. Iedere platformbeweging is zestig seconde uitgevoerd. De twee CAREN-therapeuten hebben de oefening ook doorlopen. Eerst is gekeken of ze het stappenplan wat bij het protocol hoort konden volgen. Dit bleek voldoende uitgebreid om de test te kunnen uitvoeren.

De proefpersonen vonden het een goede oefening. Terwijl de applicatie bezig was hielden ze geen rekening met het cijfer. Dit is een goed teken. Wanneer je namelijk bewust naar het cijfer kijkt kan je het beïnvloeden. Door iets meer voorover of achterover te hangen kan je ervoor zorgen dat het een 10 wordt. Een van de revalidanten gaf aan dat het misschien een goed idee is om een camera boven het scherm te plaatsen om de gezichtsuitdrukkingen van iemand in de gaten te kunnen houden. Dit is natuurlijk erg belangrijk en de therapeuten wilden dit ook al langere tijd voor elkaar krijgen.

In bijlage X is een algemeen evaluatieformulier te vinden voor de nieuwe applicatie. De therapeuten hebben deze ingevuld. Hierin kwam naar voren dat het goed is dat de revalidanten het cijfer niet zien. Ik heb de billboards dus helemaal aan de rechter zijkant van het scherm gezet zodat de therapeut ze wel kan zien en de patiënt niet. Als de revalidant graag wilt weten wat er gebeurt kan hij/zij de cijfers aan het eind van de applicatie bekijken. De onverwachte platformbewegingen zijn een goede manier om het feedbacksysteem te testen. Om dit goed te kunnen trainen zijn de random bewegingen ook in de applicatie "Hit" geprogrammeerd. De onverwachte bewegingen kunnen echter wel als eng worden ervaren. Daarom is het van belang dat de revalidant gerustgesteld wordt en dat de scaling in het begin niet te hoog staat.

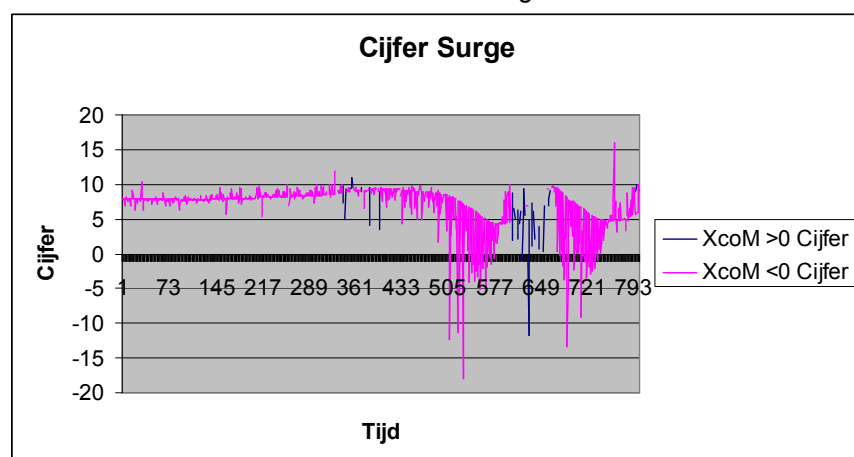
9.3 Het cijfer

In eerste instantie heb ik handmatig het cijfer nagerekend om te kijken of CAREN daadwerkelijk de waardes geeft die ik verwacht. Er bleek dat CAREN nog nauwkeuriger (met meer decimalen rekent) dan dat voor mij haalbaar was.

Zoals hierboven al is verteld kan iemand het cijfer zelf beïnvloeden, dit is een goed teken. Het cijfer loopt daadwerkelijk af wanneer je naar voren beweegt en zodra je weer rechtop staat wordt het weer tien. Als je vervolgens naar achter beweegt loopt het cijfer weer af. Wanneer je uitstapt wordt het cijfer een min-getal en ben je dus uit balans geweest. Wat wel opviel is dat het per persoon verschilt wat het cijfer is wanneer iemand rechtop staat. Bij de een was het standaard een 8 voor achterwaarts bij de ander standaard een 7 voor voorwaarts of wel gewoon een 10. Dit zijn gegevens van gezonde personen en revalidanten. Het lagere begincijfer heeft waarschijnlijk te maken met het plakken van de marker, in de discussie/conclusie wordt hier verder op ingegaan. Af en toe krijgt het cijfer een te hoge waarde dit kan te maken hebben met de positie van de camera's ook dit zal in de discussie/conclusie verder besproken worden.

In eerste instantie was real-time het cijfer te zien. Voornamelijk om vertrouwen te krijgen dat het cijfer ook doet wat je verwacht. De therapeuten vonden dit te druk dus nu is alleen het gemiddelde voor voor- en achterwaarts constant te zien. De therapeuten en revalidatie-artsen zijn erg enthousiast over de nieuwe applicatie en kunnen niet wachten om er onderzoeken mee te gaan doen.

In figuur 27 is het verloop van het cijfer te zien terwijl het platform random surge bewegingen uitvoert. Hierin is te zien dat deze revalidant altijd een 8 voor voorwaarts heeft. Wanneer het platform beweegt raakt hij/zij een keer voorwaarts uit balans en vervolgens een keer achterwaarts en dan nogmaals voorwaarts. De uitschieter aan het eind naar de 15 is een fout in de data.



Figuur 27. Cijfer tijdens de surge platform beweging.

10. Discussie/conclusie

In onderstaande tekst zullen puntsgewijs de negatieve en positieve onderdelen van de meetapplicatie "Stability" worden besproken. Ook zullen er aanbevelingen worden gedaan voor een vervolg onderzoek. Tot slot is er een korte conclusie.

- Beperkingen van het model⁽⁸⁾

De beweging van het lichaamszwaartepunt is de enige variabele in het omgekeerde slingermodel. De segmenten kunnen echter ook verplaatsen met betrekking tot het COM, en de versnelling van deze bewegingen geeft een aanzienlijke bijdrage aan de vergelijking met het moment ^(13, 23). Door het gebruik van deze mechanismen, bijvoorbeeld door het buigen van de heupen of door het bewegen van de armen, kan een disbalans waarin de XcoM buiten het steunvlak komt, nog steeds worden hersteld ^(13, 24). Er worden vaak drie manieren van balans houden weergegeven⁽¹³⁾.

In dit geval is er alleen gekeken naar de manier die gebruik maakt van de verplaatsing van de grondreactiekracht, omdat dit de meest gebruikte methode om je balans te bewaren is. De counterrotatie (draaiing om het lichaamszwaartepunt in tegengestelde richting door een te klein steunvlak om tegemoet te komen aan de verplaatsing van de grondreactiekracht) het toedienen van een externe kracht worden buiten beschouwing gelaten. Uit een vervolgonderzoek⁽¹³⁾ naar het omgekeerde slingermodel met betrekking tot de counterrotatie blijkt dat een groter gebied dan het gewoonlijke steunvlak kan worden afgebakend. Onderzoek suggereert dat dit extra gebied meer dan 4 cm breed is⁽¹³⁾. Een ander nadeel van het model is dat het alleen in het sagitale vlak meet. Uit de pilot meting was al wel gebleken dat platformbewegingen in dit vlak het moeilijkst zijn en ook is bekend dat amputatie- patiënten de meeste moeite hebben met hun stabiliteit in de anterior- posterior richting⁽¹⁸⁾. Er kan eventueel uitgezocht worden of de gebruikte formule om het XcoM te berekenen ook geschikt is voor het omgekeerde slingermodel in het frontale vlak⁽²¹⁾.

- De Camera-opstelling is op dit moment niet optimaal. Doordat er tien camera's boven het platform hangen en maar twee vanaf de vloer worden er markers af en toe niet gezien. Hierdoor ontstaan er nul- waardes of er worden gelabelde markers verwisseld. Dit veroorzaakt een verstoring in het signaal wat ervoor zorgt dat er een verkeerd cijfer ontstaat. In het MRC was dit probleem al langere tijd bekend en de camera-opstelling wordt veranderd. Er worden meer camera's naar beneden gehaald zodat voornamelijk ook bij zwaardere revalidanten de markers op het bekken ten alle tijden goed zichtbaar blijven en die op de voet niet meer worden verwisseld. Het gebruik van de twaalf camera's levert wel een meerwaarde op ten opzichte van andere balansonderzoeken waar meestal alleen met forceplates wordt gewerkt of maar met twee camera's⁽²⁵⁾. Je weet op deze manier ook meteen meer over de houding van de revalidant waar meteen mee verder getraind kan worden.

- De plaatsing van de marker op de voet komt erg nauwkeurig. Een minimale verplaatsing van de marker levert al een ander cijfer op. Een voorbeeld hiervan is: Wanneer iemand standaard een 8 achterwaarts heeft zoals in de evaluatie is benoemd, kan door de marker op de linkervoet (waaraan het assenstelsel is gekoppeld) iets naar voren te plaatsen ervoor gezorgd worden dat iemand wel een tien krijg wanneer deze netjes rechtop staat. De therapeut kan ervoor kiezen om naar de beginhouding van de revalidant te kijken en vervolgens te bepalen of deze voldoende of onvoldoende is. Er moet ook rekening gehouden worden met eventuele beperkingen. Misschien is die 7 wel de beste mogelijke houding voor die persoon. Er kan dan gekozen worden om te zeggen een 7 is voor deze persoon goed. Op deze manier wordt de persoon ook geconfronteerd met zijn/haar beperkingen. De marker kan ook verplaatst worden zodat de er wel een 10 te zien is. Dit is echter niet realistisch omdat de revalidant dan ook minder snel uit balans is. Wanneer het begincijfer al een 7 is duurt het immers minder lang om uit balans te raken dan met een begin cijfer 10. De revalidant zal moeten begrijpen dat door de beperkingen die hij/zij heeft hij/zij sneller uit balans kan raken.

Om zeker te weten dat de marker goed op het midden van de voet zit kan ervoor gekozen worden om het midden door CAREN te laten berekenen. Er kan dan een marker op de grote teen worden geplakt en op de hak om vervolgens het midden te berekenen. Het nu gebruikte plug in gait model is hier echter niet geschikt voor. Aan het model kunnen wel twee markers toegevoegd worden. Er zal dan een nieuw subject gemaakt moeten worden.

Een laatste optie is om een algemeen gemiddeld cijfer te berekenen. Dit zou dan achteraf moeten gebeuren om rekening te houden met hoeveel procent van de tijd welk cijfer (voor voor- en achterwaarts) gelden. Voor onderzoek kan dit prima. Echter voor de praktische toepassing waarvoor

de applicatie nu is gemaakt is dit niet haalbaar. Er is geen tijd om dit na de meetsessie nog uit te rekenen.

Ook het feit dat het assenstelsel aan de voet vast zit kan problemen veroorzaken. Voornamelijk wanneer de linkervoet omhoog wordt gedaan en het assenstelsel dus omhoog komt. Het COM beweegt dan naar beneden en klopt niet meer. Een belangrijk voordeel is wel dat het niet uitmaakt waar iemand gaat staan op het platform omdat het assenstelsel meebeweegt. Je bent vrij om te staan waar je wilt. Het hoeft niet exact in het midden te zijn en het maakt niet uit wanneer iemand verplaatst. Op deze manier verstoren de platformbewegingen het cijfer niet, dit zou wel het geval zijn wanneer het assenstelsel op het midden van het platform gekalibreerd zou zijn. Wanneer dit het geval is moet de verplaatsing van het platform meeberekend worden in de berekening voor het cijfer en lichaamszwaartepunt.

- Om een betrouwbare meting uit te voeren moet erop gelet worden dat de voeten evenwijdig aan elkaar staan, het best is op heupbreedte zodat dit tijdens de 2^e en 3^e meting ook weer kan worden gedaan.

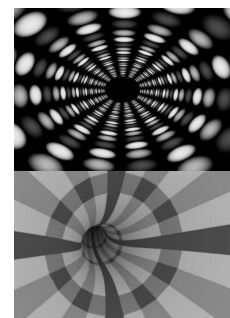
Het gebruik van het motion-capture pak zorgt ervoor dat de plaatsing van de markers minder nauwkeurig is en niet iedereen past het motion-capture pak. Voor onderzoek is het beter wanneer de markers op de huid geplakt worden omdat op deze manier wordt voorkomen dat de markers verschuiven.

- In het doorstroomschema is te zien dat er applicaties missen om een volledige training aan te kunnen bieden aan de revalidanten. Voor de surge en yaw beweging van het platform is geen feedforward applicatie. Vooral de missende surge beweging is een grote tekortkoming aangezien deze beweging als moeilijkst wordt ervaren. Het zal dus goed zijn om een applicatie te ontwikkelen waarin dit wel voorkomt.

Andere aspecten om iemands balans nog meer uit te dagen zijn bijvoorbeeld verschillende virtuele omgevingen. In eerder onderzoek⁽⁷⁾ is getest welke invloed een virtuele wereld heeft op het stabiel staan. De tunnel en cilinder zorgen beide voor meer beweging van de grond reactiekracht (zie figuur 28)⁽⁷⁾. Dit is een enkel voorbeeld er zal onderzoek naar gedaan moeten worden of bovenstaande

bevindingen ook op CAREN plaatsvinden en of iemands stabiliteit op deze manier nog meer wordt uitgedaagd. "De tunnel" kan goed gebruikt gaan worden als extra feedforward- applicatie wanneer het platform meebeweegt.

In de testapplicatie wordt geen gebruik gemaakt van cognitieve en motorische dubbeltaken. In de training komt dit wel voor omdat blijkt dat bij balans houden in het dagelijks leven het belangrijk is om motorische vaardigheden in combinatie met andere taken te trainen⁽²⁰⁾. De stabiliteit die getraind dient te worden zal beter geautomatiseerd worden wanneer deze wordt getraind tijdens dubbeltaken⁽²⁰⁾. Een cognitieve dubbeltaak die bij CAREN nog niet wordt gebruikt, maar wel in andere onderzoeken is de "acoustic stroop test" waarin hoog en laag word uitgesproken door iemand met een hoog of lage toonhoogte. De daadwerkelijke toonhoogte dient benoemd te worden⁽²⁰⁾.



Figuur 28. Virtuele wereld⁽⁷⁾ De tunnel en de cilinder.

- De nieuwe waarde voor balans kan gebruikt worden in veel onderzoeken. Bijvoorbeeld voor de validiteit, welk cijfer geeft de therapeut en welk cijfer geeft de applicatie. De betrouwbaarheid kan ook worden onderzocht, er moet dan wel rekening gehouden worden met een vaste toename van het cijfer door het eventuele trainingseffect. De nauwkeurigheid is op een schaal van 0 tot 10 zonder decimalen, hiervoor is gekozen om het begrijpbaar en praktisch te houden.

Een belangrijk onderzoek om mee te beginnen is om te kijken wat voor waardes gezonde personen krijgen en deze dan te vergelijken met de gegevens van revalidanten.

Onderwerpen waar nog meer onderzoek naar gedaan kan worden zijn: kijken of er verschil is tussen het feedforward en feedbackward systeem. Hiermee is ook al rekening gehouden in de doorstroomschema's. Een belangrijk tweede onderzoek is om te kijken of de trainingen op CAREN zin hebben en er daadwerkelijk vooruitgang wordt geboekt. Dit kan bijvoorbeeld in combinatie met de Activities-specific Balance Confidence (ABC) scale. Deze test stelt vragen over het functioneren in het dagelijks leven waaraan iemand dan een score kan geven. De test is te vinden in bijlage XI. Wanneer er voor en na een trainingsperiode een test wordt gedaan kan worden gekeken of er daadwerkelijk verbetering van de stabiliteit in het dagelijks leven is. Dit nieuwe cijfer voor balans zou dan als gouden standaard voor "Stability" CAREN kunnen gaan dienen.

Door de vergrijzing in Nederland wordt ook steeds meer aandacht besteedt aan ouderen. Voornamelijk de valpreventie- trainingen zijn in opkomst. Er kan worden uitgezocht of het cijfer voor balans een voorspellende waarde zou kunnen zijn over hoe valgevoelig iemand is. Aan de hand hiervan kan dan een training bij de fysiotherapie of op CAREN worden ontwikkeld. CAREN heeft als voordeel dat door gebruik te maken van het harnas een veilige situatie wordt gecreëerd.

Conclusie

Er is een bruikbaar cijfer ontwikkeld dat ervoor zorgt dat de stabiliteitscore niet meer afhangt van het oordeel van de therapeut. Het is nu een cijfer wat niet afhankelijk is van de observatie van verschillende mensen. De nieuwe meting gaat gebruikt worden in vervolgonderzoek. Een eerste pilot-studie die uitgevoerd gaat worden is om te kijken of het cijfer een gouden standaard kan zijn, voor een indicatie of iemand valgevaarlijk is. Ook zal er gekeken worden of er een advies uit voort kan komen of een CVA-patient weer zal kunnen gaan lopen.

Literatuurlijst

- 1 Barton GJ, Lake M, Lees A, Vanrenterghem J, Technical note Kinematic response characteristics of the CAREN moving platform system for use in posture and balance research. *Medical Engineering & Physics* 2007;29:629–635.
- 2 Barton GJ, Lake M, Lees A, Vanrenterghem J, Technical note A method for manipulating a movable platform's axes of rotation: A novel use of the CAREN system. *Gait & Posture* 2006;24:510–514.
- 3 Chiang MS, Shih CH, Shih CT, A new standing posture detector to enable people with multiple disabilities to control environmental stimulation by changing their standing posture through a commercial Wii Balance Board. *Research in Developmental Disabilities* 2010;31:281–286.
- 4 Bennell K, Bryant AL, Clark RA, Hunt M, McCrory P, Pua Y, Validity and reliability of the Nintendo Wii Balance Board for assessment of standing balance. *Gait & Posture* 2010;31:307–310.
- 5 Akhbari B, Salavati M, Sanjari MA, Takamjani IE, A 4-week biodex stability exercise program improved ankle musculature onset, peak latency and balance measures in functionally unstable ankles. *Physical Therapy in Sport* 2007;8:117-129.
- 6 Abhishek S, Arun BT, Anupam G, Senthil K, Thyloth M, Post-stroke balance training: Role of force platform with visual feedback technique. *Journal of the Neurological Sciences* 2009;287:89-93.
- 7 Aalto H, Juhola M, Pyykkö I, Toppila E, Tossavainen T, Development of virtual stimuli for force platform posturography. *International Journal of Medical Informatics* 2003;70:277-283.
- 8 Gazendam MGJ, Hof AL, Sinke WE, The condition for dynamic stability. *Journal of Biomechanics* 2005;38:1–8.
- 9 Pai YC, Patton J, Center of mass velocity-position predictions for balance control. *Journal of Biomechanics* 1997;30:347–354.
- 10 Iqbal K, Pai YC, Predicted region of stability for balance recovery: —motion at the knee joint can improve termination of forward movement. *Journal of Biomechanics* 2000;33:1619–1627.
- 11 Altena D, Geurtsen JB, Massen CH, Verduin M, A model for the description of the standing man and his dynamic behaviour. *Agressologie* 1975;17:63–69.
- 12 Winter DA, Human balance and posture control during walking. *Gait and Posture* 1995;3:193–214.
- 13 Hof AL. Short communication, The equations of motion for a standing human reveal three mechanisms for balance. *Journal of Biomechanics* 2007;40:451–457.
- 14 Davis RB, Gage JR, Ōunpuu S, Tyburski D, A gait analysis data collection and reduction technique. *Human Movement Science* 1991;10:575-587.
- 15 Akram SB, Allum JHJ, Frank JS, Patla AE, Balance control during continuous rotational perturbations of the support surface. *Gait & Posture* 2008;27:393-398.
- 16 Vladimir M, Zatsiorsky. *Kinematics of human motion*. USA; Human kinetics; 2002.
- 17 B. Broeren, Reader ergonomie. Opleiding Bewegingstechnologie, Afdeling : TM&D, Haagse Hogeschool; Augustus 2007.
- 18 Bennet SJ, Buckley JG, O'Driscoll D, Postural sway and active balance in amputees. *American journal of physical medicine & rehabilitation* 2002;81:13-20.

- 19 Cranenburg B. Neuro wetenschappen een overzicht. Maarsen: Elsevier gezondheidszorg; 2004.
- 20 Halbertsma JPK, Hof AL, Keeken van HG, Otten E, Postema K, Schoppen T, Vrieling AH, Balance control on a moving platform in unilateral lower limb amputees. *Gait & Posture* 2008;28:222–228.
- 21 Gielo-Perczak K, Ishac M, Patla AE, Prince F, Winter DA, Stiffness control of balance in quiet standing. *Neurophysiol* 1998;80:1211-1221.
- 22 Corna S, Giordano A, Nardone A, Schieppati M, Tarantola J, Standing on a continuously moving platform: is body inertia counteracted or exploited?. *Experimental Brain research* 1999;124:331-341.
- 23 King DL, Zatsiorsky VM, An algorithm for determining gravity line location from posturographic recordings. *Journal of Biomechanics* 1998;31:161-164.
- 24 Otten E, Balancing on a narrow ridge: biomechanics and control. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London* 1999;354:869-875.
- 25 Kauranen K, Kejonen P, Reliability and Validity of Standing Balance Measurements with a Motion Analysis System. *Physiotherapy* 2002;88:25-31.

Bijlage

- I Fac score.
- II Modules CAREN software.
- III Applicaties.
- IV Biodex balance.
- V Marker set-up full body.
- VI Gewichtspercentage van lichaamsdelen van het totale lichaam.
- VII Stappenplan protocol.
- VIII Evaluatie Revalidant.
- IX Evaluatie operator/therapeut.
- X Algemene evaluatie.
- XI The Activities-specific Balance Confidence (ABC) Scale

I FAC score

Functional Ambulation Categories

FAC 0 Niet of niet functioneel

Patiënt kan niet lopen of heeft hulp nodig van twee of meer personen.

FAC 1 Afhankelijk (level II)

Patiënt heeft continu een stevige ondersteuning nodig van een persoon om gewicht te dragen en balans te zoeken.

FAC 2 Afhankelijk (level I)

Patiënt heeft continu of met tussenpozen hulp nodig bij het bewaren van de balans of bij de coördinatie.

FAC 3 Supervisie

Patiënt heeft voor de veiligheid supervisie nodig van een persoon en heeft hooguit verbale begeleiding tijdens het lopen. Patiënt heeft geen fysiek contact nodig om te kunnen lopen.

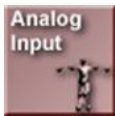
FAC 4 Onafhankelijk beperkt

Patiënt kan zelfstandig lopen op een vlakke ondergrond, maar kan niet veilig traplopen, hellingen nemen of op oneffen ondergronden lopen.

FAC 5 Onafhankelijk onbeperkt

Patiënt kan zelfstandig lopen op een vlakke ondergrond, op oneffen ondergronden, op hellingen en bij het traplopen.

II Modules CAREN software



Analog Input module

This module receives analog signals coming from force plates, EMG sensors and other analog devices to extend the CAREN functionality.

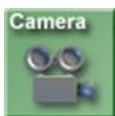


Balance Stick module This module allows you to control the balancing of a stick on the motion platform. It is a demonstration of a predictive algorithm. The module is also used to fine tune platform behavior and performance.



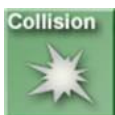
Billboard module

This module can be used to show text in the 3D scenery.



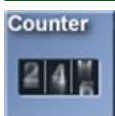
Camera module

This module controls the position, orientation and viewing settings of the camera. You can set the position offsets, rotation offsets, field of view, near and far clipping planes.



Collision module

This module determines if there is a collision between two objects; object A and object B.



Counter module

This module counts the broadcasting of an event as specified in the event mapping of the module.



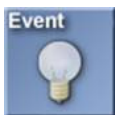
Counter-Balance module

This module rotates the platform at the inverse angle derived from the subject's sway. The result is that the subject becomes aware of the work involved in standing still. The platform can induce falling of the person standing on the platform in a controlled manner.



Dynamic Balance module

This module can be used to control other elements in the application based on the surge and sway movements of the person on the platform.



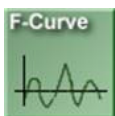
Event module

This module broadcasts an event when the state of the specified condition changes from true to false or vice versa.



Expression module

This module is used to create custom expressions on the connector between each module. It also allows the change of internal connections between modules; every connected channel can have multiple expressions.



F-Curve module

The F-Curve module allows the user to play F-Curves in CAREN that are made in XSI. F-Curves are fixed motion trajectories and can be attached to certain objects in the scenery.



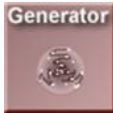
File module

This module allows the user to load and play data from a text file.



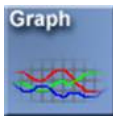
Force Plates module

This module is meant for CAREN systems with force plates but which are not integrated in an instrumented treadmill. This module allows the user to view the generated force position (center of pressure) and vector length in the projected 3D scenery.



Generator module

This module can be used to generate data based on time dependent mathematical functions. This module allows the user to control six different outputs independently.



Graph module

This module is used for displaying graphical data in a 2D window.



Group module

This module allows you to select multiple objects from the 3D scenery and modify their parameters simultaneously and equally. This modification can be done manually or based on any other module inputs. It allows objects in a scene to trigger animations based on conditions or modify any object parameter upon conditions reached.



Marker Matcher module

This module matches a set of markers to a direction vector or predefined templates inside CAREN. This results in labeled markers.



Navigator module

This module allows dynamic control of objects in the 3D scene. Left/right position, acceleration/deceleration and up/down movements of an object can be controlled with this module.



Object module

This module allows you to select any object from the 3D scenery and modify its parameters. This modification can be done manually or based on any other module inputs.



OMC module (Optical Motion Capture)

This module controls motion capture data input from optical systems. The data can be sorted and labeled in CAREN, or the module can use the labeling functionality from the 3D-motion capture systems. (OMC is currently compatible with VICON and PRIMAS, but OPTOTRAK and Motion Analysis are scheduled for implementation)



Parameter module (attention: can only be used in combination with the CAREN Runtime Console!) With this module certain important application parameters can be created. These created parameters will be shown in the CAREN Runtime Console. While running the application, the user can adjust these parameters as needed. With the use of the CAREN Runtime Console it is no longer needed to adjust the parameters in the CAREN Editor. This makes the application user friendly to control.



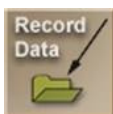
Platform module

This module allows you to control the motion platform states (Off, Settled, Neutral or Engaged.) and channels (XYZ position and XYZ rotations (Pitch, Roll, Yaw)). The module has an internal graph window for tuning and data display.



Random module

This module broadcasts a random chosen event as a reaction to the broadcasting of another specified event. The latter one is specified in the event mapping of this module. The user can make a selection of events, in the user interface of this module, which may be broadcasted randomly.



Record data module

This module records data series from up to 50 data sources.



Report module

This module records the current value of each input signal, due to the broadcasting of a certain event. This event can be specified in the event mapping of this module.



Sound player module

This module allows integrated playback of .wav files via CAREN.



Statistics module

This module calculates the average, the highest or lowest value of each input signal.



Stopwatch module

This module displays a time counter on a stop watch.



Text module

The user interface of this module contains twelve inputs that show the values of each input numerically.



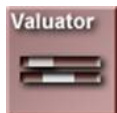
Trail module

This module allows you to view the path of an object (like a limb) in the 3D scenery. It quickly identifies jitters or hesitation in the subject.



iTreadmill module

This module is meant for CAREN systems with an integrated instrumented treadmill. This module allows the user to control the speed of the treadmill manually or drive it automatically by adjusting the speed to the position of the subject on the treadmill (self paced treadmill). It can also receive the analog data from the force plates which makes it possible for the user to view the generated force position and vector length in the projected 3D scenery.



Valuator module

This module can control 6 configurable parameters, all of which can be changed in real-time using sliders. Additionally, the first 2 parameters can be controlled simultaneously using the mouse. (attention: can only be used in combination with the CAREN Patient Management System!)



Waves module

This module allows the appearance of waves in the 3D scenery. Different properties of the waves, like for instance height and speed, can be controlled easily by the user.

III Applicaties

Simple maze: doormiddel van je gewicht meer op links of rechts te zetten kan een balletje heen en weer worden bewogen. De breedte en lengte van de balk waarover het balletje moet bewegen kan variëren van grote (zie afbeelding 1). Komt het balletje buiten de balk dan krijgt iemand een strafpunt. Hij kan ook zo worden ingesteld dat de voor- achterwaartse bewegingen worden gevolgd. Iemand moet hiervoor wel op zijn tenen kunnen staan wat niet bij iedere prothese mogelijk is.



Afbeelding 1. Simple maze

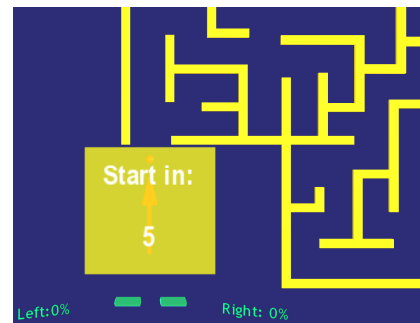
City ride: Het is de bedoeling om doormiddel van je gewichtsverdeling een auto naar links en rechts te bewegen (zie afbeelding 2). Wanneer dit niet goed of te langzaam gebeurt, ontstaan er botsingen met het tegemoet komend verkeer.



Afbeelding 2. City ride

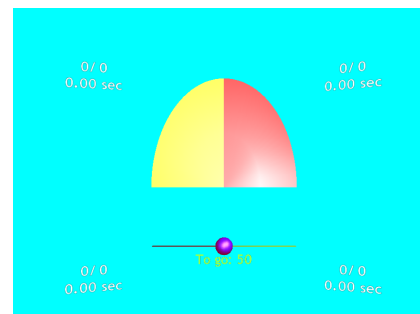
Maze forceplates: Bij deze applicatie is het de bedoeling om een balletje door een doolhof heen te sturen. Het sturen gebeurt doormiddel van de gewichtsverdeling (zie afbeelding 3). Wanneer iemand op zijn/haar tenen gaat staan gaat het balletje omhoog, meer op de hak staan naar beneden, op het rechterbeen staan naar rechts en op linkerbeen naar links. Deze oefening is erg moeilijk!

Maze met markers: Het palletje is nu gekoppeld aan een maker die zich ergens op het lichaam bevindt. Denk aan de schouders, knieën of arm. Zie afbeelding 3 voor de opzet. Dit lijkt erg op de balans oefeningen die in eerste instantie bij fysiotherapie worden getraind de veranderende gewichtsverdeling wordt hier ook in meegenomen. Hier kunnen eventueel nog platform bewegingen aan toegevoegd worden.



Afbeelding 3. Maze gewichtsverdeling

Hit: Dit is een veelzijdige applicatie. De opzet is simpel zoals te zien in afbeelding 4. Er kan een marker bevestigd worden op het eind van de stomp. Het paarse balletje stelt deze marker voor. Een balletje wat in het figuur verschijnt, moet worden weg getikt. De baan die het paarse balletje maakt wordt weergegeven door een rode lijn. Na afloop van de applicatie is de gemiddelde gewichtsverdeling te zien. De hoeveelheid tijd die het kostte om het balletje weg te tikken en de deviatie die aangeeft of er in een rechte lijn naar het balletje is toe bewogen is ook te zien. Deze waarden moeten zo laag mogelijk zijn. Er kan gekozen worden om het balletje te koppelen aan de y- as of aan de z- as. Hit kan ook worden uitgevoerd met platform bewegingen. Deze worden dan handmatig ingesteld.



Afbeelding 4. Hit

De loopband kan eventueel ook worden aangezet.

De gang: In de gang zoals te zien in afbeelding 5 zitten allerlei heuvels en afwijkingen. Het platform beweegt hiermee mee. Iemand ziet dus van te voren aankomen wat er gaat gebeuren. De hoogte van de heuvels en andere bewegingen kunnen worden ingesteld door de schaling aan te passen. Wil je dat iemand niet kan zien aankomen wat er gebeurt dan kan er een zwart scherm worden aangezet die de gang afschermt. De platform bewegingen blijven wel het zelfde. Als dubbeltaak verschijnen er rode en groene balletjes in de gang die weg getikt kunnen worden doormiddel van de handen, knieheffen of schoppen met de voet. Om deze applicatie dynamischer te maken kan de loopband worden aangezet. Deze beweegt op de zelfde snelheid als er door de gang wordt gegaan. De snelheid is instelbaar.



Afbeelding 5. De gang

Het bospad: is een applicatie waar het lopen in geoefend kan worden (zie afbeelding 6). Als dubbel taak kunnen er vogels uit de lucht worden geslagen. Ook kan er voor gekozen worden om sommen te projecteren die hardop beantwoord moeten worden.



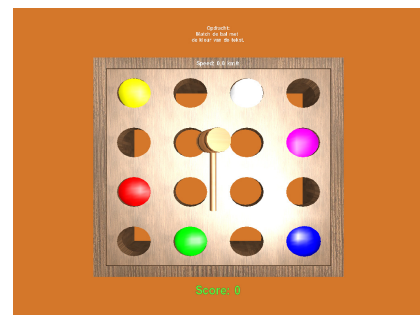
Afbeelding 6. Het bospad

De boot: is een dynamische manier van balans trainen. De revalidant moet een boot om boeien heen laten slalommen (zie afbeelding 7). Doormiddel van naar voren te stappen gaat boot varen. Hoe verder naar voor iemand loopt hoe harder de boot gaat. Wanneer iemand weer naar achter gaat remt de boot af. Doormiddel van een stap naar links te zetten gaat de boot naar links door een stap naar rechts te zetten gaat de boot rechtsaf. Het platform beweegt mee met de bewegingen van de boot. Buiten de bewegingen die de boot (Roll) maakt zijn er ook nog golven. De hoogte van de golven en snelheid van de boot kunnen worden ingesteld. Er is een lang en een kort parcours waartussen gekozen kan worden. Deze applicatie kan uitdagender gemaakt worden door ballen toe te voegen die weg getikt moeten worden. Om een bal weg te tikken moeten flinke stappen zijwaarts worden gezet.



Afbeelding 7. De boot

Hamertje tik: wordt voornamelijk gebruikt om iemand goed af te lijden. Zoals te zien op afbeelding 8 verschijnen er gekleurde ballen in beeld. Deze ballen moeten worden weggetikt met de hand (hamer). De bal die weg getikt moet worden is de bal die de kleur heeft van het geschreven woord. De revalidant moet hier dus zijn gedachte goed bijhouden. Ondertussen kan worden gelet op de gewichtsverdeling en er kunnen onverwachte platform bewegingen in worden toegevoegd.

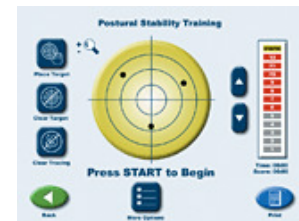


Afbeelding 8. Hamertje tik

IV Biodex balance

Postural Stability Training

Emphasize specific movement patterns or strategies by placing markers anywhere on the screen. Score reflects how many times a target is hit.



Maze Control Training

This defined movement pattern encourages proprioception and motor control. Add or subtract sections to vary the challenge.



Weight Shift Training

Patients are challenged to shift and control their center of gravity within two parallel lines. Changing the width of the lines controls the degree of difficulty. Score is kept to track progress.



Random Control Training

An undefined movement pattern where the patient is challenged to keep pace with a moving target. Target size and movement speed can be varied to match skill level. Ideal for motor control and vestibular training.



Limits of Stability Training

Challenges the patient's balance within their sway envelope. Progressively increase sway envelope over time.



Percentage Weight-Bearing Training

Target zones change color when within % weight bearing targets.



V Marker set-up full body

Plug In Gait Marker Placement

Where left side markers only are listed, the positioning is identical for the right side.

Upper Body

LFHD Left front head (Located approximately over the temple)

RFHD Right front head (Same as above)

LBHD Left back head (Placed on the back of the head, roughly in a horizontal plane of the front head markers)

RBHD Right back head

The markers over the temples define the origin, and the scale of the head. The rear markers define it's orientation. If they cannot be placed level with the front markers, and the head is level in the static trial, tick the "Head Level" check box.

Many users buy a head band and permanently attach markers to it.

C7 Spinous process of the 7th cervical vertebrae

CLAV Jugular Notch where the clavicle meets the sternum

T10 Spinous Process of the 10th thoracic vertebrae

STRN Xiphoid process of the Sternum

These four markers define a plane with the previous two and hence their lateral positioning is most important.

LBAK (Optional) Placed mid scapula, acts as an anti-symmetry marker strictly for autolabel purposes

LSHO Left shoulder marker, placed on the Acromio-clavicular joint. (Shoulder offset is the vertical offset from base the LSHO marker to the centre of the shoulder joint - the model takes care of the marker diameter)

LELB Left elbow (placed on lateral epicondyle approximating elbow joint axis)

LWRA Left wrist bar thumb side

LWRB Left wrist bar pinkie side

These are placed at the ends of a bar attached symmetrically on the posterior of the wrist, as close to the wrist joint centre as possible.

LFIN Left "finger". Actually placed on the dorsum of the hand just below the head of the second metatarsal

Lower Body

LASI Left ASIS

RASI Right ASIS

These are placed directly over the anterior superior iliac spines. May need to be placed medially to the ASIS to get the marker to the correct position due to the curvature of the abdomen. In some patients, especially those who are obese, the markers either can't be placed exactly anterior to the ASIS, or are invisible in this position to cameras. In these cases, move each marker laterally by an equal amount, along the ASIS-ASIS axis. The true inter-ASIS Distance must then be recorded and entered on the subject parameters form.

These markers, together with the sacral marker or LPSI and RPSI markers, define the pelvic axes.

LPSI Left PSIS

RPSI Right PSIS

These are slight bony prominences which can be felt immediately below the dimples (sacro-iliac joints), at the point where the spine joins the pelvis.

SACR Sacral wand marker

May be used as an alternative to the LPSI and RPSI markers. Placed on the skin mid-way between the posterior superior iliac spines (PSIS). To overcome the problem of losing visibility of the sacral marker (if this occurs), the standard VCM marker kit contains a base plate and selection of short "sticks" or "wands" to allow the marker to be extended away from the body. In this case it must be positioned to lie in the plane formed by the ASIS and PSIS points.)

LKNE Left knee

To locate the "precise" point for the knee marker placement, passively flex and extend the knee a little while watching the skin surface on the lateral aspect of the knee joint. Identify where knee joint axis passes through the lateral side of the knee by finding the lateral skin surface that comes closest to remaining fixed in the thigh. This landmark should also be the point about which the lower leg appears to rotate. Mark this point with a pen. With an adult patient standing, this pen mark should be about 1.5cm above the joint line, mid-way between the front and back of the joint. Attach the marker at this point.

LTHI Left thigh wand marker

The thigh markers are used to calculate the knee flexion axis location and orientation. Place the marker over the lower lateral 1/3 surface of the thigh, just below the swing of the hand, although the height is not critical. The antero-posterior placement of the marker is critical for correct alignment of the knee flexion axis. Try to keep the thigh marker off the belly of the muscle, but place the thigh marker at least two marker diameters proximal of the knee marker. Adjust the position of the marker so that it is aligned in the plane that contains the hip and knee joint centers and the knee flexion/extension axis. There is also another method described in *** Jeremy Linskill *** which uses a mirror to align this marker, allowing the operator to better judge the positioning.

LANK Left ankle on maleolus

Placed on the lateral malleolus along an imaginary line that passes through the transmalleolar axis.)

LTIB Left tibial wand marker

(Similar to the thigh markers, these are placed over the lower 1/3 of the shank to determine the alignment of the ankle flexion axis. The shank marker should lie in the plane that contains the knee and ankle joint centers and the ankle flexion/extension axis. In a normal subject the ankle joint axis, between the medial and lateral malleoli, is externally rotated by between 5 and 15 degrees with respect to the knee flexion axis. The placements of the shank markers should reflect this.)

LTOE Left toe

(Placed over the second metatarsal head, on the mid-foot side of the equinus break between fore-foot and mid-foot.)

LHEE Left heel

(The Heel marker should be placed on the calcaneus at the same height above the plantar surface of the foot as the toe marker.)

On labelling the static trial, the markers should be labelled as follows

LKAX Left knee axis - can also be labelled LKNEE, though the displayed stick figures will look different.

LKD1 Left knee device 1 - either of the other

LKD2 Left knee device 2 - the order is not important

Required Subject Measurements for the Upper Body

To run the model, you will have to enter some information into the subject measurements window located in the Trial pull down menu (Trial|Subject Measurements).

Once you enter a subject name (one may already be available if you used autolabel) there will be a pull down window called 'model filter'. By default, it is listed as lower body model, however, you can also select upper body model only, and all models. The values that need to be entered in the upper body portion are:

Shoulder Offset - vertical offset from the base of the acromion marker to shoulder joint centre

Elbow Width - Width of elbow along flexion axis (roughly between the distal epicondyles of the humerus)

Wrist Width - Anterior/ Posterior thickness of wrist at position where wrist marker bar is attached.

Hand Thickness - Anterior/ Posterior thickness between the dorsum and palmar surfaces of the hand.

All measurements should be entered in centimeters.

Required Subject Measurements for the Lower Body

Height

Weight

Leg Length - measured between the ASIS and the medial malleolus, via the knee joint. If, for example, the subject is standing in crouch, this measurement is NOT the shortest distance between the ASIS and medial malleoli, but rather the measure of the skeletal leg length.

Knee Width - The medio-lateral width of the knee across the line of the knee axis. Measure this distance with the subject standing if possible.

Ankle Width - The medio-lateral distance across the malleoli. Measure this distance with the subject standing if possible.

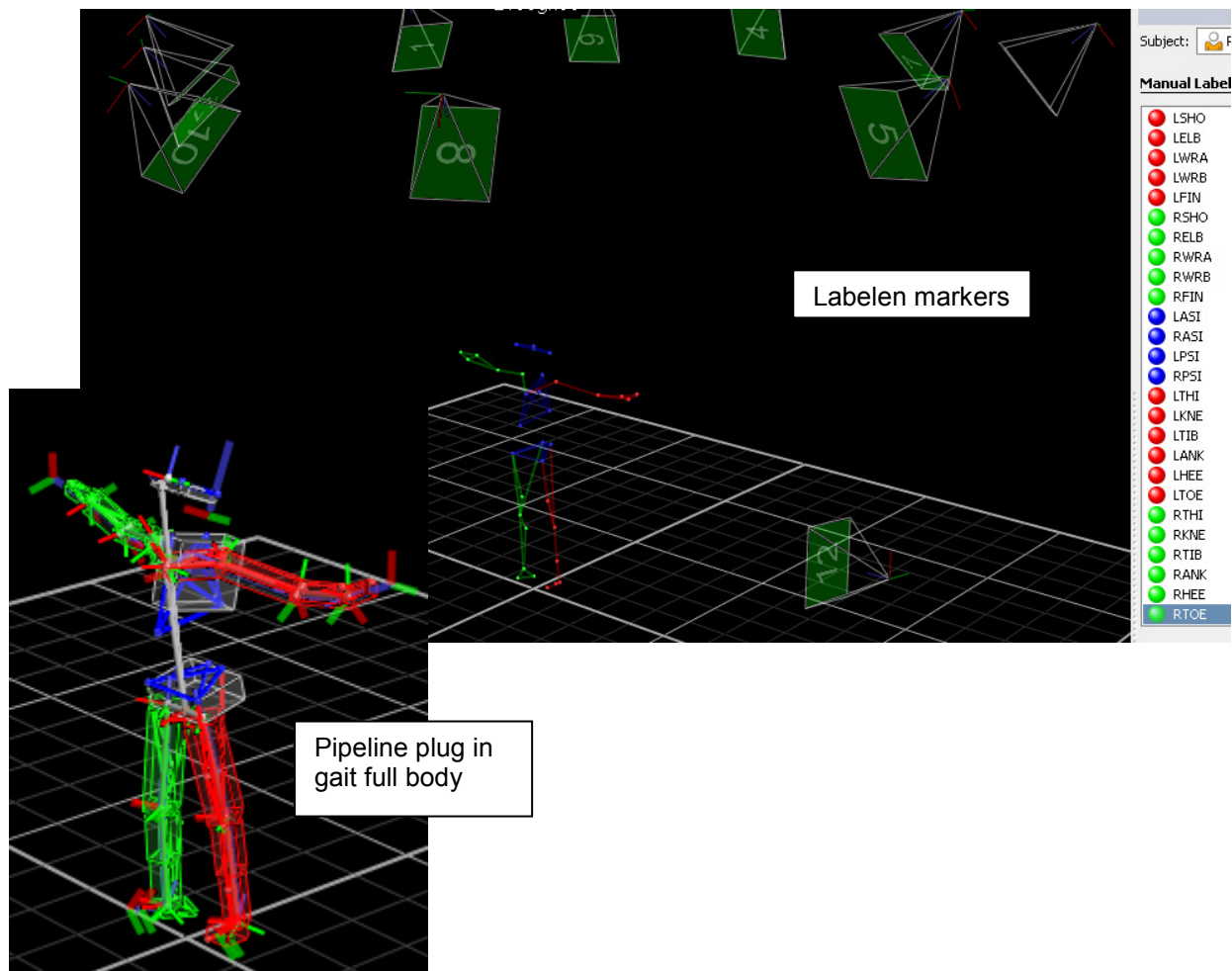
Optional Subject Measurements for the Lower Body:

(if not entered these are calculated by the model)

Inter-ASIS distance - ASIS-ASIS distance is the distance between the left ASIS and right ASIS. This measurement is only needed when markers cannot be placed directly on the ASIS, for example, in obese patients.

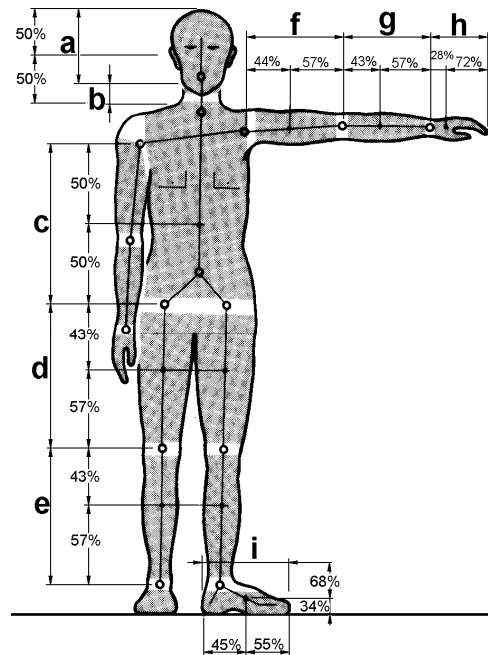
ASIS-Trochanter Distance - ASIS-greater trochanter distance is the vertical distance, in the sagittal plane, between the ASIS and greater trochanter when the subject is lying supine. Measure this distance with the femur rotated such that the greater trochanter is positioned as lateral as possible.

Tibial Torsion - Not necessary when using the tibial marker to identify the ankle axis.



VI Gewichtspercentage van lichaamsdelen van het totale lichaam

Aanduiding	Man:	Vrouw:
a. Hoofd	7.1	5.7
b. Nek	2.5	2
c. Romp	45.8	46.3
d. Bovenbenen	21	23
e. Onderbenen	9	10.5
f. Bovenarmen	6.6	6
g. Onderarmen	3.8	3.1
h. Handen	1.3	1
i. Voeten	2.9	2.4
	100%	100%



Let op massa's van 2 benen, 2 armen etc. !!

Met onderstaande formule (tabel) kan met de zwaartepunt-positie van een persoon berekenen in een bepaalde houding. Bij een foto of nevenstaande tekening is het gemakkelijk om een ruitjespatroon over de persoon te plaatsen met aangepaste (bekende) schaalverdeling.

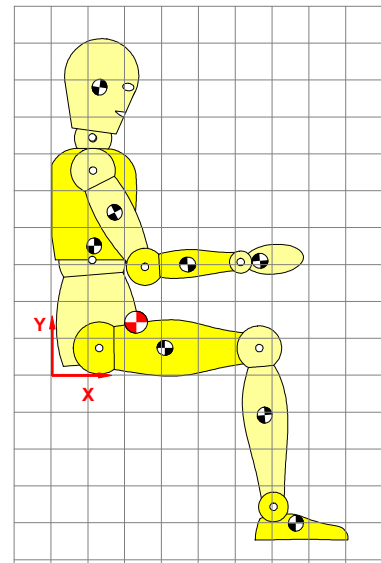
In nevenstaande tekening komt een rasterafstand overeen met 100 mm.

Hierdoor zijn de coördinaten van de diverse lichaamsdelen gemakkelijk af te lezen t.o.v. b.v. de rugleuning en zitvlak (zie oorsprong).

Excel leent zich prima voor dergelijke berekeningen.

Met als resultaat een berekend gemiddelde van

$X_z = 226$ en $Y_z = 141$ t.o.v. de oorsprong (XY)



Lichaamsdeel	Massa % man vrouw	Xmaat mm	Massa% * Xmt	Ymaat mm	Massa% * Ymt
Hoofd+nek	8.7	120	1044	780	6786
Romp	46	120	5520	340	1564
Bovenbenen	22	300	6600	80	1760
Onderbenen	9.8	580	5684	-110	-682
Bovenarmen	6.3	170	1071	440	4312
Onderarmen	3.4	380	1292	300	1020
Handen	1.2	570	684	310	372
Voeten	2.6	670	1742	-410	-1066
	Σ 100%	226	Σ 22593	141	Σ 14066

VII Stappenplan protocol

Markers plakken

- ~Laat de revalidant het motion capture pak aantrekken.
- ~Laat de revalidant het blauwe harnas aantrekken.
- ~Plak de markers die nodig zijn voor een plug in gait full body opnamen (zie bijlage V).
- ~ **Let op! De LToe en RToe markers dienen in het midden van de voet geplakt te worden (lengte).** Dit komt heel nauwkeurig het assenstelsel voor het berekenen van het cijfer wordt aan deze marker gekoppeld (links).
- ~Loop met de revalidant naar het platform en klik het harnas vast.

Instructie revalidant

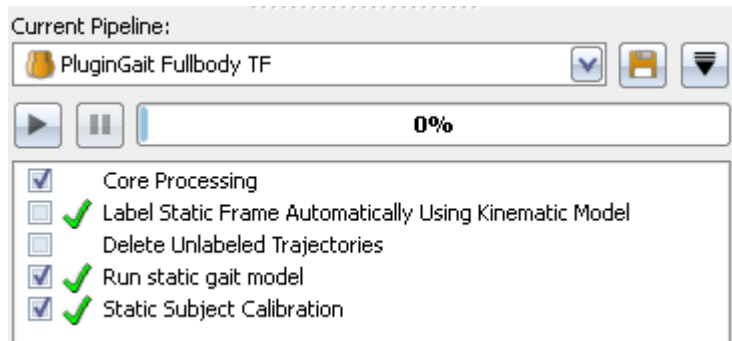
Stel de revalidant gerust vertel dat er geen gekke dingen gaan gebeuren. Vertel dat het om een meting gaat en dat er geen goed of fout is. Vertel dat er random platform bewegingen komen. De operator kan wel bepalen hoe groot de uitslag van de beweging is er kunnen dus geen gekke dingen gebeuren. Laat iemand zoveel mogelijk ontspannen. Zorg ervoor dat de voeten op heupbreedte naast elkaar staan. Tijdens de eerste meting is het verstandig om een operator/ therapeut op het platform erbij te laten staan om de revalidant vertrouwen te geven.

Nexus

- ~Maak gebruik van het plug in gait full body model.
- ~Open een subject
- ~Vul de lengte van de revalidant in (in mm).
- ~Vul het gewicht van de revalidant in (in kg).
- ~Voor de andere waarden kan de default waarde gebruikt worden.
- ~Capture de revalidant met de handen zijwaarts (derde icoontje figuur 1).
- ~Label de markers. Dit kan via het laatste icoontje rechter muisknop run Label Static Frame Automatically using Kinematic Model (figuur 2.). Controller of dit goed gaat wanneer dit niet goed gaat kies het 4^e icoontje en label de markers handmatig.
- ~Run static gait model (rechter muisknop) zie figuur 2.
- ~Run Static Subject Calibration (rechter muisknop) zie figuur 2.
- ~Opslaan.
- ~Zet nexus in life.



Figuur 1.



Figuur 2.

CAREN

- ~Zet de Mocap in live.
- ~Mocap -> zorg dat het bestand onder de goede naam in de goede map wordt opgeslagen.
- ~Record -> zorg dat het bestand onder de goede naam in de goede map wordt opgeslagen.
- ~**Stel het gewicht van de revalidant in** en de platform scaling.
- ~Noteer de scaling
- ~Bij "Stability" stel in hoelang de applicatie moet duren en kies een platformbeweging.
- ~Druk op kalibreren en vervolgens op play.

Evaluatie

- ~Laat de revalidant de evaluatie formulieren invullen (zie bijlage VIII).
- ~Vul zelf de evaluatie formulieren in (zie bijlage IX).

VIII Evaluatie Revalidant

De gang

Naam: _____

Leeftijd: ____ jaar

Geslacht: M / V

Datum: _____

Beoordeel uw balans door op elke lijn een kruisje te plaatsen dat uw gevoel over de mate van balans houden weergeeft.

Hoe meer u het kruisje naar rechts plaatst, des te beter dit was. Hoe meer u het kruisje naar links plaatst, des te slechter/moeilijker dit was.

Hoe vond u dat uw balans was tijdens deze applicatie:

Slecht | ----- | Goed

Hoeveel keer bent u uit balans geweest?

Vaak | ----- | Weinig tot niet

Bent u vaak of weinig/ niet naar voren uitgestapt/gevallen?

Vaak | ----- | Weinig tot niet

Bent u vaak of weinig/ niet naar achter uitgestapt/gevallen?

Vaak | ----- | Weinig tot niet

Want vond u van de verschillende platform bewegingen. U kunt per beweging aangeven wat u hiervan vond:

Sway: Naar links en recht bewegen van het platform

Moeilijk | ----- | Makkelijk

Pitch van voor naar achter kantelen van het platform

Moeilijk | ----- | Makkelijk

Roll: linker en rechter kant van het platform kantelt omhoog en omlaag.

Moeilijk | ----- | Makkelijk

Zette u zich schrap wanneer u een platform beweging zag aankomen?
Omcirkel wat van toepassing is:

Ja/ Nee

Opmerkingen

--

Evaluatie nieuwe applicatie (stability)

Naam: _____

Leeftijd: ____ jaar

Geslacht: M / V

Datum: _____

Beoordeel uw balans door op elke lijn een kruisje te plaatsen dat uw gevoel over de mate van balans houden weergeeft.

Hoe meer u het kruisje naar rechts plaatst, des te beter dit was. Hoe meer u het kruisje naar links plaatst, des te slechter/moeilijker dit was.

Hoe vond u dat uw balans was tijdens deze applicatie:

Slecht | ----- | Goed

Hoeveel keer bent u uit balans geweest?

Vaak | ----- | Weinig tot niet

Bent u vaak of weinig/ niet naar voren uitgestapt/gevallen?

Vaak | ----- | Weinig tot niet

Bent u vaak of weinig/ niet naar achter uitgestapt/gevallen?

Vaak | ----- | Weinig tot niet

Want vond u van de verschillende platform bewegingen. U kunt per beweging aangeven wat u hiervan vond:

Sway: Naar links en recht bewegen van het platform

Moeilijk | ----- | Makkelijk

Heave: van boven naar beneden bewegen van het platform

Moeilijk | ----- | Makkelijk

Surge: van voor naar achter bewegen van het platform

Moeilijk | ----- | Makkelijk

Pitch van voor naar achter kantelen van het platform

Moeilijk | ----- | Makkelijk

Yaw: platform draait om zijn midden as.

Moeilijk | ----- | Makkelijk

Roll: linker en rechter kant van het platform kantelt omhoog en omlaag.

Moeilijk | ----- | Makkelijk

Raakte u snel gewend aan een platform beweging?
Omcirkel wat van toepassing is:

Ja/ Nee

Wat vindt u van het cijfer voor balans houden?
Is het handig, duidelijk of beïnvloedbaar?

--

Werkt het cijfer als een stimulans?

--

Opmerkingen

--

IX Evaluatie operator/therapeut

De gang

Naam: _____

Leeftijd: ____ jaar

Geslacht: M / V

Datum: _____

Beoordeel de balans van de revalidant door op elke lijn een kruisje te plaatsen dat uw gevoel over de mate van balans houden weergeeft.

Hoe meer u het kruisje naar rechts plaatst, des te beter dit was. Hoe meer u het kruisje naar links plaatst, des te slechter dit was.

Hoe vond u dat de balans van de revalidant was tijdens deze applicatie:

Slecht | ----- | Goed

Hoeveel keer is de revalidant uit balans geweest?

Omcirkel het goede antwoord

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13 14

Hoeveel keer is de revalidant naar voren uitgestapt/gevallen?

Omcirkel het goede antwoord

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13 14

Hoeveel keer is de revalidant naar achter uitgestapt/gevallen?

Omcirkel het goede antwoord

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13 14

Wat deden de verschillende platform bewegingen met de revalidant. Welke bewegingen gingen goed en welke slecht. U kunt per beweging aangeven wat u hiervan vond:

Sway

Slecht | ----- | Goed

Pitch

Slecht | ----- | Goed

Roll

Slecht | ----- | Goed

Zette de revalidant zich schrap wanneer deze een beweging zag aankomen?
Omcirkel wat van toepassing is:

Ja/ Nee

Opmerkingen

--

Evaluatie nieuwe applicatie (Stability)

Naam: _____

Leeftijd: ____ jaar

Geslacht: M / V

Datum: _____

Beoordeel de balans van de revalidant door op elke lijn een kruisje te plaatsen dat uw gevoel over de mate van balans houden weergeeft.

Hoe meer u het kruisje naar rechts plaatst, des te beter dit was. Hoe meer u het kruisje naar links plaatst, des te slechter dit was.

Hoe vond u dat de balans van de revalidant was tijdens deze applicatie:

Slecht | ----- | Goed

Hoeveel keer is de revalidant uit balans geweest?

Omcirkel het goede antwoord

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13 14

Hoeveel keer is de revalidant naar voren uitgestapt/gevallen?

Omcirkel het goede antwoord

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13 14

Hoeveel keer is de revalidant naar achter uitgestapt/gevallen?

Omcirkel het goede antwoord

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13 14

Wat deden de verschillende platform bewegingen met de revalidant. Welke bewegingen gingen goed en welke slecht. U kunt per beweging aangeven wat u hiervan vond:

Sway

Slecht | ----- | Goed

Heave

Slecht | ----- | Goed

Surge

Slecht | ----- | Goed

Pitch

Slecht | ----- | Goed

Yaw

Slecht | ----- | Goed

Roll

Slecht | ----- | Goed

Raakte de revalidant snel gewend aan een platform beweging?
Omcirkel wat van toepassing is:

Ja/ Nee

Opmerkingen

--

X Algemene evaluatie

1. Kan er duidelijk uitgelegd worden wat er in de applicatie gaat gebeuren?

Ja, u kunt verder naar vraag 3.

Nee, ga verder met vraag 2.

2. Waarom kan er geen duidelijke uitleg gegeven worden?

3. Zijn de waardes voor stabiliteit die getoond worden op de billboards duidelijk?

Ja, u kunt verder naar vraag 5.

Nee, ga verder met vraag 4.

4. Wat is er niet duidelijk?

5. Missen er waardes die u wel graag op de billboards had willen terug zien?

Ja, u kunt verder naar vraag 7.

Nee, ga verder met vraag 6.

6. Wat mist er?

7. Staan de goede paparameters in de runtime console?

Ja, u kunt verder naar vraag 9.

Nee, ga verder met vraag 8.

8. Welke zijn overbodig of welke instelling mogelijkheid mist er.

9. Is de applicatie zo compleet of missen er dingen?

Ja, u kunt verder naar vraag 11.
Nee, ga verder met vraag 10.

10. Welke dingen missen in de applicatie.

11. Gaat u deze applicatie gebruiken om het feedbackward mechanisme te trainen?
Waarom wel of waarom niet?

12. Denkt u dat het nieuwe getal voor balans houden iets toevoegt (om de vooruitgang van een revalidant te controleren)?
Waarom wel of waarom niet?

13. Wat moet er gebeuren om dit getal als gouden standaard te kunnen gebruiken?

14. Heeft het volgens u zin als alle CAREN gebruikers van deze waarde voor stabiliteit gaan gebruiken?
Waarom wel of waarom niet.

15. Heeft u nog aanbevelingen of opmerkingen over de nieuwe applicatie?

XI The Activities-specific Balance Confidence (ABC) Scale*

Instructions to Participants:

For each of the following, please indicate your level of confidence in doing the activity without losing your balance or becoming unsteady from choosing one of the percentage points on the scale from 0% to 100%. If you do not currently do the activity in question, try and imagine how confident you would be if you had to do the activity. If you normally use a walking aid to do the activity or hold onto someone, rate your confidence as it you were using these supports. If you have any questions about answering any of these items, please ask the administrator. The Activities-specific Balance Confidence (ABC) Scale*

For each of the following activities, please indicate your level of self-confidence by choosing a corresponding number from the following rating scale:

0% 10 20 30 40 50 60 70 80 90 100%
no confidence completely confident

"How confident are you that you will not lose your balance or become unsteady when you...

1. ...walk around the house? ____%
2. ...walk up or down stairs? ____%
3. ...bend over and pick up a slipper from the front of a closet floor ____%
4. ...reach for a small can off a shelf at eye level? ____%
5. ...stand on your tiptoes and reach for something above your head? ____%
6. ...stand on a chair and reach for something? ____%
7. ...sweep the floor? ____%
8. ...walk outside the house to a car parked in the driveway? ____%
9. ...get into or out of a car? ____%
10. ...walk across a parking lot to the mall? ____%
11. ...walk up or down a ramp? ____%
12. ...walk in a crowded mall where people rapidly walk past you? ____%
13. ...are bumped into by people as you walk through the mall? ____%
14. ... step onto or off an escalator while you are holding onto a railing? ____%
15. ... step onto or off an escalator while holding onto parcels such that you cannot hold onto the railing? ____%
16. ...walk outside on icy sidewalks? ____%

*Myers AM, Powell LE, The Activities-specific Balance Confidence (ABC) Scale. *J Gerontol Med Sci* 1995;50:28-34.