

Auteursrechterlijke overeenkomst

Opdat de Universiteit Hasselt uw eindverhandeling wereldwijd kan reproduceren, vertalen en distribueren is uw akkoord voor deze overeenkomst noodzakelijk. Gelieve de tijd te nemen om deze overeenkomst door te nemen, de gevraagde informatie in te vullen (en de overeenkomst te ondertekenen en af te geven).

Ik/wij verlenen het wereldwijde auteursrecht voor de ingediende eindverhandeling met

Titel: Force Feedback as an Aid for the revalidation of locomotorly impaired users

Richting: 2de masterjaar in de informatica - Human Computer Interaction

Jaar: 2009

in alle mogelijke mediaformaten, - bestaande en in de toekomst te ontwikkelen - , aan de Universiteit Hasselt.

Niet tegenstaand deze toekenning van het auteursrecht aan de Universiteit Hasselt behoud ik als auteur het recht om de eindverhandeling, - in zijn geheel of gedeeltelijk -, vrij te reproduceren, (her)publiceren of distribueren zonder de toelating te moeten verkrijgen van de Universiteit Hasselt.

Ik bevestig dat de eindverhandeling mijn origineel werk is, en dat ik het recht heb om de rechten te verlenen die in deze overeenkomst worden beschreven. Ik verklaar tevens dat de eindverhandeling, naar mijn weten, het auteursrecht van anderen niet overtreedt.

Ik verklaar tevens dat ik voor het materiaal in de eindverhandeling dat beschermd wordt door het auteursrecht, de nodige toelatingen heb verkregen zodat ik deze ook aan de Universiteit Hasselt kan overdragen en dat dit duidelijk in de tekst en inhoud van de eindverhandeling werd genotificeerd.

Universiteit Hasselt zal mij als auteur(s) van de eindverhandeling identificeren en zal geen wijzigingen aanbrengen aan de eindverhandeling, uitgezonderd deze toegelaten door deze overeenkomst.

Ik ga akkoord,

PUNIE, Cédric

Datum: 14.12.2009

Force Feedback as an Aid for the revalidation of locomotorly impaired users

Cédric Punie

promotor :
Prof. dr. Karin CONINX

co-promotor :
dr. Joan DE BOECK

Het gebruik van force feedback als hulpmiddel bij de revalidatie van motorisch mindervalide personen

Cédric Punie

Promotor :

Prof. dr. Karin Coninx

Co-promotor :

dr. Joan De Boeck

Begeleider :

dr. Joan De Boeck

School voor Informatietechnologie
transnationale Universiteit Limburg
academiejaar 2008-2009

Samenvatting

Het gebruik van haptics als onderdeel van het revalidatieproces van mindervalide personen is een groeiend onderzoeksdomein. De interesse in dit domein is ontstaan doordat haptics, en de bijhorende technologie, een grote waaier van functies kunnen aanbieden om het revalidatieproces te optimaliseren. Eén van de belangrijkste aspecten van het gebruik van haptics is dat ze de mogelijkheid bieden om de patiënt te ondersteunen bij het uitvoeren van verschillende revalidatieoefeningen. Hierbij zal het haptisch apparaat een assisterende en begeleidende rol spelen, afgestemd op de noden van de patiënt. Verder kunnen haptics ook gecombineerd worden met een virtuele omgeving waardoor de revalidatietherapie een extra dimensie krijgt. Virtuele omgevingen bieden een krachtige methode om de kloof tussen de revalidatieoefeningen en de dagelijkse activiteiten te verkleinen. Veel van deze activiteiten kunnen namelijk worden gesimuleerd door het gebruik van haptics in combinatie met een virtuele omgeving. Hierdoor kan de patiënt zinvolle taken uitvoeren die ook meteen in praktijk kunnen gebracht worden in een alledaagse omgeving. Om het gebruik van haptics in praktijk te brengen zal er een haptische revalidatietoepassing worden ontwikkeld waarbij de focus ligt op de revalidatie van de bovenste ledematen bij MS-patiënten. Hiervoor zullen er verschillende taken worden ontwikkeld die de patiënt met behulp van een haptisch apparaat kan uitvoeren, om op deze manier zijn armbewegingen te trainen.

Voorwoord

Enkele jaren geleden startte ik aan deze Universiteit Hasselt met mijn studies Informatica. De eerste dag was een dag vol verrassingen, van nieuwe gezichten en nieuwe methodes. Nu echter ben ik slechts een paar weken verwijderd van het ontvangen van mijn diploma. Het waren jaren van vallen en opstaan, maar deze ervaringen hebben enorm bijgedragen tot mijn algemene en academische vorming.

In de laatste twee jaar van mijn studies heb ik een groot deel van mijn tijd gespendeerd aan het maken van deze thesis. Dit was echter geen gemakkelijke opgave. Toch was het een zeer leerrijke ervaring die mij de rest van mijn leven zal bijblijven. Zonder de hulp van een aantal personen was het mij evenwel niet gelukt om deze thesis tot een goed einde te brengen. Graag zou ik dan ook iedereen willen bedanken die mij geholpen heeft bij het verwezenlijken van dit werk.

Allereerst wil ik mijn promotor Prof. dr. Karin Coninx bedanken zonder wie deze thesis nooit tot stand zou zijn gekomen. Haar raad en begeleiding tijdens het maken van deze thesis en gedurende de voorbije jaren van mijn opleiding, hebben ervoor gezorgd dat ik dit werk tot een goed einde kon brengen.

Daarnaast zou ik graag mijn co-promotor en begeleider dr. Joan De Boeck bedanken voor zijn hulp en begeleiding. Steeds heeft hij tijd vrijgemaakt om mijn thesis aan een kritische blik te onderwerpen. Zijn kennis, raadgevingen en tips waren onmisbaar bij het uitwerken van deze thesis.

Ook mijn vriendin, Sofie, zou ik willen bedanken om mij te steunen en te motiveren op momenten dat het moeilijk was.

Tenslotte wil ik ook mijn ouders bedanken om mij de kans te geven deze studies aan te vatten. Ze boden mij steeds een luisterend oor en bleven, ook tijdens de moeilijkere periodes, in mij geloven. Uit hun bemoedigende woorden en mentale steun putte ik de kracht en de moed om steeds door te zetten.

*Cédric Punie
27 augustus 2008*

Inhoudsopgave

HOOFDSTUK 1 INLEIDING	8
1.1 PROBLEEMSTELLING.....	8
1.2 INLEIDING TOT MULTIPLE SCLEROSE.....	9
1.3 OVERZICHT VAN DEZE THESIS.....	12
HOOFDSTUK 2 HAPTIC FEEDBACK	13
2.1 HET MENSELIJK HAPTISCH SYSTEEM.....	13
2.2 HAPTIC INTERFACES.....	14
2.3 HAPTIC DEVICES.....	16
2.3.1 <i>Eigenschappen van een haptic device</i>	16
2.3.2 <i>Voorbeelden van haptic devices</i>	17
2.4 TOEPASSINGSGBIEDEN VAN HAPTICS.....	20
2.4.1 <i>Simulatie en training</i>	20
2.4.2 <i>Ontwerp en design</i>	21
2.4.3 <i>Entertainment</i>	21
2.5 CONCLUSIE.....	21
HOOFDSTUK 3 HAPTIC RENDERING	22
3.1 HET HAPTISCH SYSTEEM.....	22
3.2 HAPTIC RENDERING TECHNIEKEN.....	23
3.2.1 <i>Vector field methode</i>	24
3.2.2 <i>Constraint-based methode</i>	26
3.3 RENDERING VAN HAPTISCHE EFFECTEN.....	26
3.3.1 <i>Impact</i>	27
3.3.2 <i>Viscous friction</i>	28
3.3.3 <i>Coulomb friction</i>	29
3.3.4 <i>Drag friction</i>	30
3.3.5 <i>Magnetisme</i>	30
3.3.6 <i>Aantrekking en afstoting</i>	31
3.4 CONCLUSIE.....	32
HOOFDSTUK 4 MOTORISCHE REVALIDATIE MET BEHULP VAN HAPTICS	33
4.1 AANPAK VAN DE REVALIDATIE VAN MOTORISCH MINDERVALIDE PERSONEN.....	33
4.2 MOTIVATIE VOOR HET GEBRUIK VAN HAPTICS.....	35
4.3 HAPTISCHE REVALIDATIETOEPASSINGEN.....	38
4.3.1 <i>Lower extremity toepassingen</i>	39

4.3.2 <i>Upper extremity toepassingen</i>	42
4.4 UITDAGINGEN BIJ HET IN GEBRUIK NEMEN VAN HAPTICS IN EEN KLINISCHE OMGEVING.....	48
4.5 CONCLUSIE	50
HOOFDSTUK 5 MOTIVATIE VAN DE PATIËNT BIJ REVALIDATIETHERAPIE.....	51
5.1 HET CONCEPT ‘MOTIVATIE’	51
5.2 HET STIMULEREN VAN MOTIVATIE.....	52
5.3 CONCLUSIE	55
HOOFDSTUK 6 IMPLEMENTATIE VAN EEN HAPTISCHE REVALIDATIETOEPASSING VOOR DE BOVENSTE LEDEMATEN.....	56
6.1 HAPTICREVAL: EEN HAPTISCHE REVALIDATIETOEPASSING	56
6.1.1 <i>Technische aspecten</i>	57
6.1.2 <i>PHANTOM versus HapticMaster</i>	59
6.2 VIRTUELE REVALIDATIETAKEN.....	59
6.2.1 <i>Make The Picture!</i>	62
6.2.2 <i>Scratch-It!</i>	64
6.2.3 <i>Sort-It!</i>	65
6.2.4 <i>Het gaming-aspect</i>	66
6.2.5 <i>Softwarearchitectuur</i>	67
6.3 HAPTISCHE EFFECTEN	68
6.3.1 <i>Zwaartekracht</i>	68
6.3.2 <i>Viscositeit</i>	68
6.3.3 <i>Frictie</i>	69
6.3.4 <i>Magnetisch vlak</i>	70
6.3.5 <i>Magnetische lijnen</i>	71
6.3.6 <i>Constante kracht</i>	72
6.3.7 <i>Afstandsafhankelijke kracht</i>	73
6.3.8 <i>Sinusoidale kracht</i>	74
6.3.9 <i>Impact</i>	76
6.3.10 <i>“GoTo”-effect</i>	77
6.4 MOTIVATIESTIMULERENDE ELEMENTEN	78
6.4.1 <i>Aanpasbaarheid aan het individu</i>	78
6.4.2 <i>Prestatiegerelateerde feedback</i>	81
6.4.3 <i>Virtuele coach</i>	81
6.5 CONCLUSIE	82
HOOFDSTUK 7 CONCLUSIE	83
BIBLIOGRAFIE	84

Lijst van figuren

FIGUUR 1. AANTASTING VAN DE MYELINE.....	10
FIGUUR 2. DE VERSCHILLENDE VERLOOPVORMEN VAN MULTIPLE SCLEROSE	11
FIGUUR 3. HAPTISCHE INTERACTIE TUSSEN MENS EN MACHINE [15]	15
FIGUUR 4. 1 DOF: MICROSOFT® SIDEWINDER FORCE FEEDBACK WHEEL	18
FIGUUR 5. 2 DOF: (LINKS) LOGITECH® WINGMAN FORCE FEEDBACK MOUSE (RECHTS) MICROSOFT® SIDEWINDER FORCE FEEDBACK JOYSTICK.....	18
FIGUUR 6. 3 DOF: (LINKS) DE SENSABLE PHANTOM DESKTOP & OMNI (RECHTS) DE HAPTICMASTER (ONDER) DE NOVINT FALCON	19
FIGUUR 7. CHIRURGISCHE EN TANDHEELKUNDIGE TRAINING MET BEHULP VAN EEN VIRTUELE OMGEVING EN HAPTICS	20
FIGUUR 8. ONDERVERDELING VAN EEN HAPTIC RENDERING ALGORITME [27]	22
FIGUUR 9. HET HAPTISCH SYSTEEM ONDERVERDEELD IN ZIJN VERSCHILLENDE COMPONENTEN [18].....	23
FIGUUR 10. HAPTIC RENDERING VAN EEN VIRTUEEL OBJECT [27]	24
FIGUUR 11. BEREKENEN VAN DE REACTIEKRACHTEN BIJ EEN VOLUME [28]	25
FIGUUR 12. PROBLEMEN BIJ DE VECTOR FIELD METHODE [29]	25
FIGUUR 13. DE CONSTRAINT-BASED METHODE. DE DONKERE CIRKEL IS HET HAPTIC INTERACTION POINT EN DE LICHTERE CIRKEL IS HET GOD-OBJECT [29]	26
FIGUUR 14. IMPACT TUSSEN TWEE OBJECTEN	27
FIGUUR 15. MANIPULATIETAAK UITGEVOERD DOOR SRENG ET AL. OM VERSCHILLENDE VIBRATIEPATRONEN TE ONDERZOEKEN [30].....	27
FIGUUR 16. GEDEMPTE SINUSOIDE MET EEN VARIABELE AMPLITUDE EN FREQUENTIE	28
FIGUUR 17. DE RELATIE TUSSEN KRACHT VAN DE GEBRUIKER (Q) EN BEIDE FRICTIEKRACHTEN [33]	29
FIGUUR 18. KRACHTVERDELING BIJ EEN MAGNETISCH OPPERVLAK.....	31
FIGUUR 19. AANTREKKING TOT EEN PUNT	31
FIGUUR 20. DE ICF-CLASSIFICATIE [36].....	34
FIGUUR 21. HET "CLASSROOM" CONCEPT [41].....	37
FIGUUR 22. DE LOKOMAT [49]	40
FIGUUR 23. DE HAPTICWALKER [51]	40
FIGUUR 24. HET RUTGERS MEGA ANKLE STEWART PLATFORM [53] EN DE RUTGERS DUAL STEWART MOBILITY SIMULATOR [55].....	41
FIGUUR 25. DE MIT-MANUS [56].....	42
FIGUUR 26. DE ASSISTED REHABILITATION AND MEASUREMENT GUIDE (ARM GUIDE) [60]	43
FIGUUR 27. DE MIRROR-IMAGE ENABLER (MIME) [61, 63].....	44
FIGUUR 28. HET GENTLE/S PROJECT DAT GEBRUIK MAAKT VAN DE HAPTICMASTER [65].....	45
FIGUUR 29. DE T-WREX [68]	47
FIGUUR 30. ENKELE REVALIDATIEOEFENINGEN VAN HET T-WREX SYSTEEM [69].....	48
FIGUUR 31. DE VERSCHILLENDE GRAFISCHE OMGEVINGEN BINNEN HET GENTLE/S PROJECT [64]	53

FIGUUR 32. WELKOMSSCHERM VAN HAPTICREVAL.....	57
FIGUUR 33. SCHETSEN VAN "MAKE THE PICTURE!"	61
FIGUUR 34. SCHETS VAN "SCRATCH-IT!"	61
FIGUUR 35. SCHETS VAN "SORT-IT!"	61
FIGUUR 36. "MAKE THE PICTURE!" BOVEN: HET TEKENEN VAN DE FIGUUR. ONDER: BIJ HET BEËINDIGEN WORDT DE BIJHORENDE FOTO GETOOND.....	62
FIGUUR 37. UITREKSEL UIT EEN XML-BESTAND VOOR HET OPSTELLEN EEN FIGUUR	63
FIGUUR 38. "SCRATCH-IT!"	64
FIGUUR 39. "SORT-IT!"	65
FIGUUR 40. SOFTWAREARCHITECTUUR VAN DE REVALIDATIETAKEN	67
FIGUUR 41. ALGORITME VOOR HET IMPLEMENTEREN VAN COULOMB FRICTIE.....	69
FIGUUR 42. SINUSFUNCTIE OM HET GEWENSTE KRACHTENVERLOOP TE SIMULEREN	74
FIGUUR 43. DEEL VAN DE FUNCTIE DAT WORDT GEBRUIKT VOOR HET GENEREREN VAN DE GEWENSTE KRACHTEN.....	75
FIGUUR 44. KRACHTENVERLOOP MET AFSTAND 0.4 EN MAXIMALE KRACHT 3.....	76
FIGUUR 45. KRACHTENVERLOOP VAN EEN IMPACT MET MAGNITUDE 5, DEMPING 1.5 EN FREQUENTIE 3	77
FIGUUR 46. TO-DO LIJST VAN DE PATIËNT	79
FIGUUR 47. KALENDER MET EEN OVERZICHT VAN DE VERSCHILLENDE TODO'S (GRIJS) EN DE TODO'S DIE SUCCESVOL WERDEN AFGEHANDELD (MET STER).....	79
FIGUUR 48. XML-BESTAND VOOR HET OPSTELLEN VAN EEN TODO-LIJST EN HET INSTELLEN VAN DE TE GEBRUIKEN HAPTISCHE EFFECTEN	80
FIGUUR 49. OVERZICHT VAN DE BEHAALDE PUNTEN NA HET BEËINDIGEN VAN EEN LEVEL TEGEN DE KLOK	81
FIGUUR 50. DR. NICK, DE VIRTUELE COACH IN HAPTICREVAL	82

Hoofdstuk 1

Inleiding

1.1 Probleemstelling

Uit jaarlijkse cijfers voor België, blijkt dat ongeveer vijf percent van de bevolking lijdt aan een bewegingshandicap, veroorzaakt door aandoeningen aan het zenuw- of spierstelsel (Nationaal Instituut voor de Statistiek, 2008). Aangezien deze patiënten weinig of geen kans hebben op genezing, zijn de huidige therapieën vooral gericht op stabilisatie van het ziekteproces enerzijds, en de vergroting van de levenskwaliteit van de patiënt anderzijds. Eén van deze mogelijke behandelingen, bestaat uit een intensieve behandelingsperiode bij een kinesitherapeut. Deze revalidatie is voor veel patiënten echter een stapsgewijs proces, waardoor de kosten van de behandeling al snel doorwegen op het, vaak beperkte, budget van deze fysisch mindervalide personen. Omwille van deze redenen wordt er de laatste jaren getracht om de duur van de revalidatieperiode te verkorten. Dit staat echter in contrast met recent uitgevoerde studies die aantonen dat de trainingsduur en trainingsintensiteit de sleutelfactoren zijn tot een succesvolle revalidatie van de patiënt [1].

Vanuit deze invalshoek zal deze thesis de mogelijkheid onderzoeken om haptische toepassingen in te zetten bij de revalidatie van motorisch mindervalide personen. Deze nieuwe ontwikkelingen bieden de mogelijkheid om de therapeut te assisteren bij arbeidsintensieve aspecten van het revalidatieproces. Haptische toepassingen kunnen namelijk de patiënt volledig autonoom ondersteunen bij het uitvoeren van zijn oefeningen. Verder zijn zij ook in staat om de bewegingen van de patiënt te leiden of te beperken om zo het vereiste bewegingspatroon te bekomen. Bovendien opent het gebruik van dergelijke toepassingen nieuwe perspectieven met betrekking tot de gebruikte oefeningen tijdens het revalidatieproces. Doordat de haptische toepassingen verschillende taken van de therapeut kunnen overnemen, kan de patiënt meer onafhankelijk oefenen, met als ultieme doel telerevalidatie, waarbij de patiënt thuis de revalidatieoefeningen kan uitvoeren zonder begeleiding van een therapeut [2-3].

In het bijzonder zal er aandacht geschonken worden aan het gebruiken van haptische toepassingen bij de revalidatie van één bepaalde groep patiënten, namelijk personen met multiple sclerose (MS). Deze thesis past dan ook in het kader van een onderzoek dat wordt gevoerd door het Expertise centre for Digital Media¹ (EDM) in samenwerking met het Rehabilitation and Health Care Research Centre² (REVAL) waarbij er, door middel van klinische studies, wordt nagegaan wat het effect is van het gebruik van revalidatie-robotica op de revalidatie van het bovenste lidmaat bij personen met een centraal neurologische aandoening [4]. In dit licht zal er voor deze thesis dan ook een haptische revalidatietoepassing worden ontworpen voor het bovenste lidmaat van MS-patiënten.

1.2 Inleiding tot multiple sclerose

Alvorens dieper in te gaan op de behandeling van MS-patiënten met behulp van haptische toepassingen, is het nodig deze ziekte beter te begrijpen. Op deze manier kunnen we meer gefundeerde designbeslissingen nemen in het ontwerpproces van een revalidatietoepassing voor MS-patiënten.

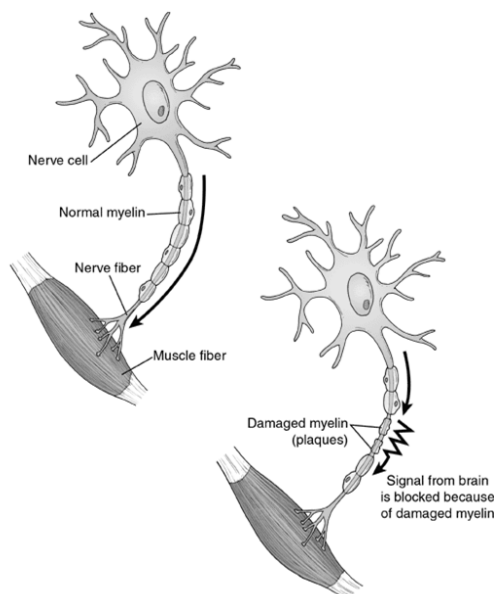
Multiple sclerose is een chronische neurologische auto-immuunziekte die het centrale zenuwstelsel, dit zijn de hersenen en het ruggenmerg, aantast [5]. Het steekt reeds de kop op op zeer jonge leeftijd en is daarom ook de meest voorkomend aandoening van het centrale zenuwstelsel bij jong-volwassenen. Naar schatting lijden minstens 10.000 Belgen aan MS en elk jaar komen er ongeveer 450 personen bij [6].

De ziekte verstoort de prikkelgeleiding in de zenuwen zodat signalen niet goed verwerkt kunnen worden. Aan de basis hiervan ligt een aantasting, een soort ontstekingsreactie, van de vetachtige isolatielaag, de myeline, die zich rond de zenuwbanen bevindt door ons eigen immuunsysteem. Dit myeline heeft enerzijds een beschermende functie, anderzijds zorgt het voor een snellere geleiding van de zenuwimpulsen [7]. Het soms onvolledig herstellen van deze ontstekingsreactie leidt tot de vorming van littekenweefsel. Hierdoor worden de impulsen trager doorgegeven en kunnen symptomen of ziekte tekens ontstaan (zie figuur 1). Bovendien is het mogelijk dat niet alleen de beschermende laag rond de zenuwen wordt aangetast, maar dat de zenuwen zelf ook beschadigd worden. Deze factoren spelen bijgevolg een belangrijke rol in het ontstaan van blijvende schade en invaliditeit door MS. De precieze oorzaak van MS is, ondanks intensief onderzoek, nog niet duidelijk. Wel staat vast dat zowel omgevings- als erfelijke factoren een rol spelen bij zowel het ontstaan van de ziekte als bij het verloop ervan [6].

¹ Het Expertise centre for Digital Media is een onderzoeksinstituut van de Universiteit Hasselt en is actief in de informatie- en communicatietechnologie. <http://www.edm.uhasselt.be/>

² Het REVAL studiecetrum voor revalidatie-onderzoek bij MS van de Provinciale Hogeschool Limburg (PHL) verricht onderzoek in het domein van de revalidatie- en gezondheidwetenschappen. <http://www.phl.be/>

Damaged Myelin in Multiple Sclerosis



Figuur 1. Aantasting van de myeline

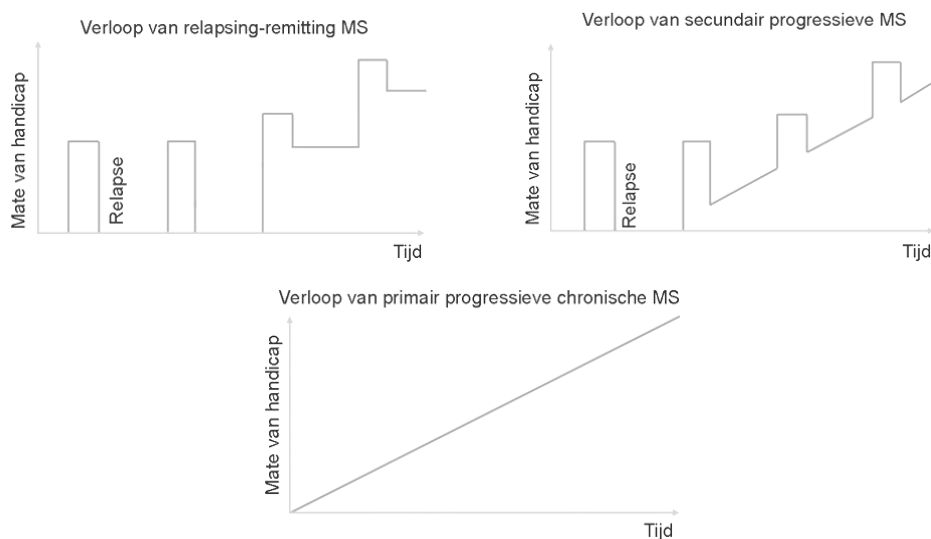
Kenmerkend voor MS is de aanwezigheid van een zekere dynamiek in ruimte en in tijd [8]. Het optreden van ontstekingen op verschillende plaatsen in het centrale zenuwstelsel zal zich uiten in zeer uiteenlopende symptomen [9]. Zo kunnen er onder andere spierzwakte of spierstijfheid optreden, spasticiteit, visuele aandoeningen, coördinatie problemen, geheugen- en concentratieproblemen, pijn en vermoeidheid. Door de dynamiek in tijd verschijnen er nieuwe letsels in functie van de tijd. Dit wil zeggen dat letsels komen en gaan en bijgevolg verschijnen en verdwijnen ook de bijhorende symptomen.

Door het dynamisch aspect kan de ziekte een sterk verschillend verloop hebben van persoon tot persoon. Er kunnen echter verschillende typen of fasen van MS onderscheiden worden (zie figuur 2), maar ook binnen deze typen kan het verloop sterk variëren [8, 10].

Relapsing-remitting MS. Dit is de meest gekende en meest voorkomende vorm van MS. Hierbij wisselen herstelperiodes en periodes van herval elkaar af. De periodieke verergering wijst op de dynamiek in tijd en ruimte die kenmerkend is voor MS. Tussen deze periodes van herval wordt er echter geen verergering van de neurologische toestand van de patiënt opgemerkt.

Secundair progressieve MS. Bij deze ziektevorm is er ook buiten de periodieke opflakeringen een geleidelijke achteruitgang van de patiënt merkbaar. Hierbij zijn de herstelperiodes minder merkbaar dan bij de vorige vorm van MS.

Primair progressieve MS. Bij deze laatste vorm van MS is er geen periodieke afwisseling maar is er van in het begin van de ziekte een geleidelijke verergering van de symptomen. De patiënt kent dus een geleidelijke achteruitgang.



Figuur 2. De verschillende verloopvormen van multiple sclerose

Doordat MS in sterk verschillende vormen voorkomt, en daarbij elke persoon uniek is, bestaat er geen standaardbehandeling voor MS. Toch kunnen we een onderscheid maken tussen drie verschillende aspecten [8]. Bij de vormen van MS die gekenmerkt worden door periodieke afwisselingen kan men de hervalperiodes proberen te behandelen of zelfs te voorkomen door middel van verschillende soorten geneesmiddelen. Verder wordt er ook getracht om de klachten, die de patiënten ondervinden, te behandelen door het aanbieden van symptomatische therapieën. Hierbij wordt het ziekteverloop zelf echter niet beïnvloed. Het proberen te reduceren van de verschillende klachten is van groot belang aangezien men op deze manier de patiënt kan helpen om de activiteiten van het dagelijkse leven gemakkelijker uit te voeren en zo hun levenskwaliteit kan verbeteren [11].

Een groot deel van de handicap die verbonden is met MS heeft betrekking tot het lage functioneel niveau van de ledematen. De voornaamste oorzaak hiervan is spasticiteit. Dit gaat gepaard met verkrampte spieren en spierzwakheid zodat de mogelijke bewegingen van de ledematen beperkt zijn. Uiteraard heeft dit een negatieve invloed op de zelfstandigheid van de patiënt en wordt hij hierdoor vaak gehinderd bij het uitvoeren van zijn dagelijkse taken. In recente onderzoeken werd echter aangetoond dat actieve krachttraining een verhoging van de spierkracht kan betekenen maar ook op de algemene toestand, zowel fysiek als mentaal, werd een positief effect gevonden [12]. Deze trainingsoefeningen moeten evenwel afgestemd worden op de persoonlijke noden en mogelijkheden van de persoon met MS. Verder is, zoals reeds aangehaald, de intensiteit van het trainingsprogramma een sleutelfactor tot een mogelijk succes [1]. Het gebruik van revalidatie-robotica is een veelbelovende nieuwe technologie om in te zetten binnen deze trainingsprogramma's en op deze manier de oefeningen te verbeteren en de trainingsintensiteit te verhogen.

In deze thesis wordt dan ook de mogelijkheid onderzocht om met behulp van haptische toepassingen deze fysiotherapeutische oefeningen uit te voeren, te verbeteren, uit te breiden en aangenamer te maken.

1.3 Overzicht van deze thesis

In het eerst volgende hoofdstuk, hoofdstuk 2, zal een inleiding gegeven worden tot haptics en haptic feedback. Er zal worden beschreven hoe eens mens zijn gevoel gebruikt om zijn omgeving waar te nemen. Aansluitend zal er dan dieper ingegaan worden op haptic interfaces en de bijhorende haptische apparaten. Als laatste wordt er ook een kort overzicht gegeven van de verschillende toepassingsgebieden van haptics.

Hoofdstuk 3 zal de technische aspecten van het leveren van krachtterugkoppeling bespreken. Allereerst wordt er een overzicht gegeven van de opbouw van een haptisch systeem. Daarnaast zullen enkele technieken voor het leveren van krachtterugkoppeling worden behandeld en zullen ook verschillende haptische effecten worden voorgesteld.

In hoofdstuk 4 zal er dieper ingegaan worden op de revalidatie van motorisch mindervalide personen met behulp van haptics. Deze aanpak zal duidelijk gemotiveerd worden. Vervolgens zullen verschillende haptische revalidatietoepassingen worden voorgesteld waarbij men een onderscheid kan maken tussen toepassingen voor de bovenste ledematen, en toepassingen voor de onderste ledematen. Bovendien zal het volledige concept van het gebruik van haptics met een kritisch oog worden bekeken.

Ook de motivatie van de patiënt speelt een grote rol in de uitkomst van een revalidatiebehandeling. In hoofdstuk 5 zal dan ook nagegaan worden wat “motivatie” juist is, welke factoren hierop inspelen en op welke manieren de motivatie van een patiënt kan worden gestimuleerd.

In het kader van deze thesis werd er ook een haptische revalidatietoepassing ontwikkeld. Deze toepassing focust zich op de revalidatie van de bovenste ledematen bij MS-patiënten. Een overzicht van deze toepassingen en de verschillende geïmplementeerde haptische effecten vindt men in hoofdstuk 6.

Deze tekst zal vervolgens in hoofdstuk 7 worden afgesloten. Hier zullen de belangrijkste elementen nog eens worden gerecapituleerd en men zal komen tot een algemene conclusie.

Hoofdstuk 2

Haptic Feedback

Het woord *haptics* refereert naar “het voelen en manipuleren door aanraking” [13]. Het betreft dus alles met betrekking tot het gevoel, zoals extractie van informatie over de omgeving en het manipuleren van objecten [14]. Een eenvoudig voorbeeld van *haptic feedback* of *gevoelsterugkoppeling* kunnen we vinden in de nieuwe generatie van mobiele telefoons die uitgerust zijn met een touchscreen ter vervanging van het toetsenbord. Door het gebruik van een touchscreen wordt er een belangrijk zintuig buiten spel gezet, namelijk het gevoel. Hierdoor krijgt de gebruiker bij het indrukken van een on-screen knop niet de indruk dat hij iets heeft geactiveerd. Dit kan worden opgelost door een geluidssignaal te voorzien, maar dit is niet altijd effectief en soms zelfs ongewenst. Een betere manier is het aanbieden van gevoelsterugkoppeling, bijvoorbeeld vibratie, waardoor men de gebruiker op een doeltreffende manier feedback kan geven over zijn actie.

In het geval van computers kunnen we haptics gebruiken in samenwerking met een virtuele omgeving. Hierdoor wordt het mogelijk om naast visuele en auditieve feedback ook haptische feedback aan te bieden waardoor de gebruiker in staat wordt gesteld om objecten in de virtuele wereld ook daadwerkelijk te voelen. Door toevoeging van het gevoelszintuig wordt er getracht om de immersiviteit van de virtuele omgeving te verhogen en wordt het aantal verschillende mogelijkheden tot interactie tussen de gebruiker en het systeem vergroot.

2.1 Het menselijk haptisch systeem

Vooraleer er ingegaan wordt op hoe computers haptische feedback kunnen leveren, is het nodig om te begrijpen hoe de mens zijn gevoel gebruikt om zijn omgeving waar te nemen, en deze te manipuleren. Deze informatie is immers nodig om op een gepaste manier haptische feedback te kunnen leveren.

Het menselijk haptisch systeem bestaat uit mechanische, sensorische, motorische en cognitieve componenten [13, 15]. De mechanische structuur van het lichaam bestaat uit verschillende beenderen, die met elkaar verbonden worden door gewrichten. Aan deze beenderen zitten spieren en pezen verbonden, waardoor we deze in beweging kunnen

brengen. Het zintuiglijk systeem bestaat uit grote aantallen receptoren en zenuwen die voorkomen in de huid, gewrichten en spieren. Door de juiste stimuli, bijvoorbeeld het aanraken van een object, zullen deze receptoren via het zenuwstelsel impulsen naar de hersenen sturen. Dit leidt tot haptische perceptie. De hersenen kunnen op hun beurt reageren op de ontvangen impulsen door bevelen te geven aan het motorisch systeem om zo de spieren te activeren en de gewenste motorische acties uit te voeren. Deze sensorimotor-loop blijft zich herhalen gedurende het exploreren en manipuleren van objecten.

De haptische informatie die de hersenen ontvangen, kunnen worden ingedeeld in twee klassen: *tactiel* en *kinestatisch* [15]. Tactiele informatie heeft betrekking tot het gevoel van druk, dat ontstaat door het contact met een object. Deze informatie is een onderdeel van cutane informatie waarmee alle informatie met betrekking tot de huid wordt aangeduid. Hieronder verstaat men onder andere het gevoel van pijn, temperatuur, en uiteraard de tactiele informatie over het gevoel van druk. Kinestatische informatie daarentegen, refereert naar het gevoel van beweging, positie en kracht. Dit gevoel ontstaat door sensaties opgewekt in de spieren, pezen of gewrichten. Het kan gezien worden als het bewustzijn van de toestand van het lichaam, ook proprioceptie genoemd. Deze cutane, tactiele en kinestatische kanalen werken samen om de mens de nodige mogelijkheden te bieden om hun omgeving waar te nemen en deze te manipuleren.

In tabel 1 wordt deze taxonomie nog eens samengevat.

Term	Definitie
Haptisch	Met betrekking tot het gevoel
Proprioceptief	Met betrekking tot de gevoelsinformatie over de toestand van het lichaam (cutane, kinestatische en vestibulaire sensaties inbegrepen)
Vestibulair	Met betrekking tot het evenwichtsorgaan
Kinestatisch	Het gevoel van beweging (spieren, pezen en gewrichten)
Cutaan	Met betrekking tot de huid of de huid als zintuig (druk, temperatuur en pijn)
Tactiel	Met betrekking tot het gevoel van druk
Force Feedback (krachtterugkoppeling)	Met betrekking tot de productie van informatie dat gevoeld wordt door het menselijk kinestatisch systeem

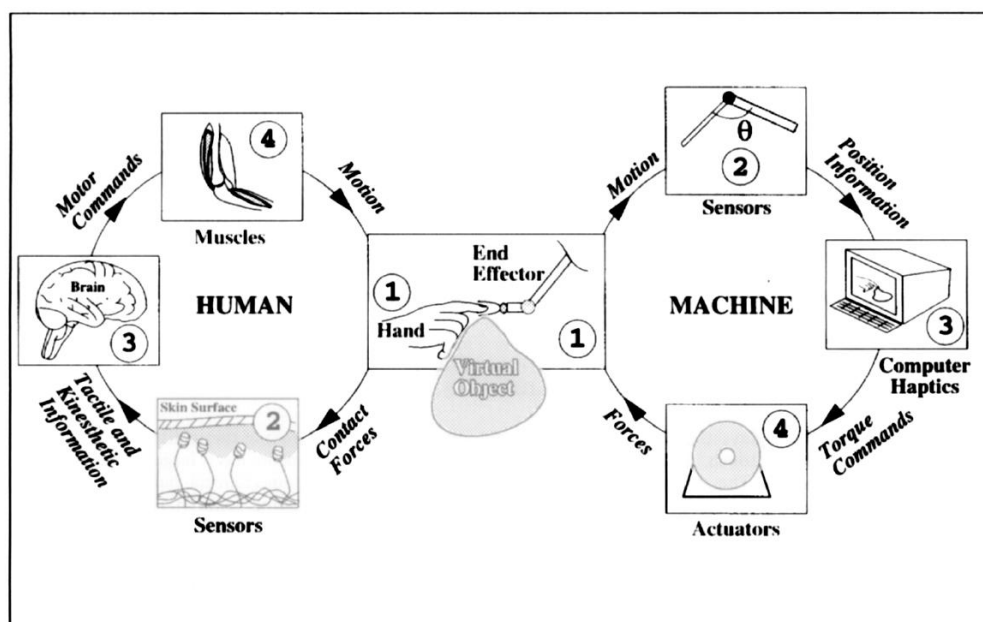
Tabel 1. Haptische taxonomie [14]

2.2 Haptic interfaces

Het gebruik van haptic devices (zie sectie 2.3) maakt het de gebruiker mogelijk om, naast het doorgeven van informatie aan de computer, ook informatie te ontvangen van de computer in

de vorm van gevoelsperceptie. Deze communicatie tussen mens en machine verloopt via een haptic interface [16].

Met behulp van fysieke acties zal de gebruiker de gepresenteerde visuele omgeving manipuleren. Het systeem zal dan op zijn beurt op deze acties reageren door haptische informatie aan de gebruiker aan te bieden. De gebruikte haptic interface zal hierbij op een gepaste manier de tactiele of kinestatische kanalen van de gebruiker stimuleren door krachten op het haptic apparaat te plaatsen. Op deze manier wordt de sensatie gecreëerd van het aanraken van een virtueel object, zodat het lijkt alsof er een reëel object gemanipuleerd wordt (zie figuur 3) [15].



Figuur 3. Haptische interactie tussen mens en machine [15]

De basisfunctie van haptic interfaces is dus tweeledig [17]:

1. De positie en contactkrachten bepalen van de lichaamsdelen die zorgen voor de input aan het systeem.
2. Output geven in de vorm van krachten en posities, om zo de tactiele en kinestatische kanalen van de gebruiker te beïnvloeden.

Deze bidirectionaliteit van haptic interfaces is één van de belangrijkste eigenschappen van haptische interactie.

De menselijke mogelijkheden en beperkingen hebben een impact op de performantiespecificaties van de haptic interface. Simulatie van haptische interactie zal altijd bij benadering gebeuren. De limieten van de menselijke perceptie zullen echter bepalen welke

benaderingen goed genoeg zijn. We kunnen dit illustreren aan de hand van een voorbeeld. Wanneer we naar televisie kijken zien we geen sequentie van stille beelden, noch zien we een matrix van pixels. In plaats daarvan zien we een vloeiend bewegend beeld zoals we dit waarnemen wanneer we uit het raam kijken. Dit is mogelijk omdat het menselijk visueel systeem de snelle opeenvolging van stille beelden niet kan opmerken en de individuele pixels niet kan onderscheiden. Op deze manier is het mogelijk om het menselijk systeem van perceptie uit te buiten om tot een virtuele applicatie te komen die een realistische ervaring aanbiedt [16].

De gevoelsperceptie verschilt echter met het visueel systeem. Om een realistisch gevoel te simuleren is het namelijk nodig om te beschikken over een update rate van minstens 1000Hz. Verder zijn er nog andere drempelwaarden van het menselijk gevoel. Zo is het nodig om te beschikken over minstens 25 N/mm om een onbuigzaam vlak te simuleren, maar zelfs 5 N/mm kan voldoende zijn om de gebruiker te laten geloven dat hij een stijf vlak aanraakt [17]. Hierbij kan men 10 N ongeveer gelijkstellen met 1 kg. Het genereren van een stijf vlak is bijgevolg een zeer intensieve actie voor het haptisch apparaat.

2.3 Haptic devices

Haptic devices zijn apparaten die mechanische signalen genereren die de tactiele en kinestatische kanalen van de gebruiker stimuleren. Bovendien beschikken ze over de nodige technieken, waardoor de gebruiker de virtuele omgeving kan manipuleren.

2.3.1 Eigenschappen van een haptic device

De grote groep van haptic devices kunnen we onderverdelen naargelang de verschillende eigenschappen waaraan ze voldoen. Deze eigenschappen zijn van belang wanneer men een keuze moet maken uit de grote verscheidenheid aan haptic devices voor gebruik binnen een project.

Het onderscheid tussen de verschillende aspecten van het menselijk gevoel, dat in sectie 2.1 werd aangehaald, is belangrijk wanneer men de achterliggende technologie van de haptic device wil beschrijven. Haptic devices kunnen namelijk opgedeeld worden in twee categorieën naargelang de manier waarop ze krachten aanbieden aan de gebruiker: *tactile devices* en *force feedback devices* [15].

Tactile devices hebben enkel een invloed op het huidoppervlak, en simuleren een druk die egaal verspreid wordt over de contactregio. Force feedback devices, daarentegen, produceren krachten die het lichaamsdeel in kwestie in beweging zet. Met andere woorden, force feedback devices hebben een invloed op het menselijk kinestatisch systeem. Dit is meteen ook de meest populaire groep haptic devices. Zo wordt bij het spelen van games vaak gebruik gemaakt van force feedback stuurwielen en joysticks.

Een andere manier om haptic devices op te delen is naargelang hun *aarding* (grounding) [15]. Geaarde apparaten zijn bevestigd aan de grond of aan een tafel en kunnen dus niet vrij bewogen worden. Voorbeelden hiervan zijn force-feedback joysticks en dekstop haptic interfaces. Daarnaast bestaan ook ongeaarde apparaten, zoals force-feedback handschoenen, die wel vrij door de ruimte kunnen worden bewogen. Een aparte groep van ongeaarde apparaten zijn de exoskeletons of body-based haptic interfaces. Deze bestaan uit een plastieken framework dat door de gebruiker wordt gedragen rond zijn arm of been en op deze manier krachten kan voelen.

Haptic devices kan men ook classificeren volgens het aantal *degrees of freedom* (DOF) van het haptic device [18]. Dit wijst op het aantal richtingen waarin het apparaat kan worden bewogen, en waarin het krachten kan teruggeven. Typisch zal het aantal DOF 1,2,3 of 6 zijn.

Een laatste onderscheid kan men maken op basis van het intrinsieke mechanische gedrag van het apparaat [18]. *Impedance* haptic devices simuleren mechanische impedantie. Hier zal de gebruiker het apparaat bewegen, en dit apparaat zal reageren met een kracht wanneer een virtueel object wordt aangeraakt. *Admittance* haptic devices simuleren mechanische admittantie wat het tegengestelde is van de vorige groep. De gebruiker zal dus een kracht op het haptisch apparaat uitoefenen, en dit apparaat zal reageren met de gepaste verplaatsing.

Deze twee groepen zijn niet alleen verschillend op vlak van hun oorzaak en gevolg structuur maar ook op vlak van hun capaciteiten [19]. Impedance haptic devices zijn over het algemeen gemakkelijker om te ontwikkelen en goedkoper om te produceren. Deze techniek wordt dan ook het meest gebruikt. Deze apparaten presteren echter minder goed wanneer men grote krachten, een grote massa of hoge stijfheid gebruikt. Het meest bekende toestel dat gebruik maakt van deze techniek is de PHANTOM van SensAble Technologies (zie sectie 2.3.2).

Apparaten gebaseerd op admittantie daarentegen kunnen zeer gemakkelijk een grote stijfheid en minimale frictie garanderen. Bovendien zijn deze zeer geschikt voor het gebruik van complexe end-effectors en kunnen ze gemakkelijk een groot werkoppervlak overspannen. Het enige nadeel van deze apparaten is dat ze meestal niet in staat zijn om een zeer lage massa te renderen. De HapticMaster is een toestel dat tot deze klasse behoort (zie sectie 2.3.2).

2.3.2 Voorbeelden van haptic devices

In deze sectie zullen we een aantal voorbeelden geven van haptic devices. Deze zullen we verder onderverdelen volgens het aantal vrijheidsgraden waarover ze beschikken.

1 DOF apparaten

Apparaten met maar één vrijheidsgraad kunnen ofwel vibreren, ofwel krachten weergeven langs één dimensie. Deze apparaten worden veel gebruikt in de gamesindustrie. Zo beschikken de meeste spelconsoles tegenwoordig over controllers die kunnen vibreren. Een ander voorbeeld is het force feedback stuurwiel dat tegenwerkt in de bochten (zie figuur 4). Het doel

van deze apparaten is meestal niet om een realistische terugkoppeling te geven maar eerder om de gebruiker bepaalde signalen te geven.



Figuur 4. 1 DOF: Microsoft® SideWinder Force Feedback Wheel

2 DOF apparaten

De twee belangrijkste apparaten in deze groep zijn de haptische muizen en de haptische joysticks (zie figuur 5). Haptische muizen zijn vooral een aanvulling bij het gebruik van tweedimensionale grafische user interfaces. Ze kunnen weerstand bieden of vibreren tijdens het gebruik. Haptische joysticks daarentegen, vinden hun afzetmarkt, net zoals de 1 DOF stuurwielen, in de gamesindustrie. Bij deze apparaten worden krachten uitgeoefend in de x- en de y-richting.



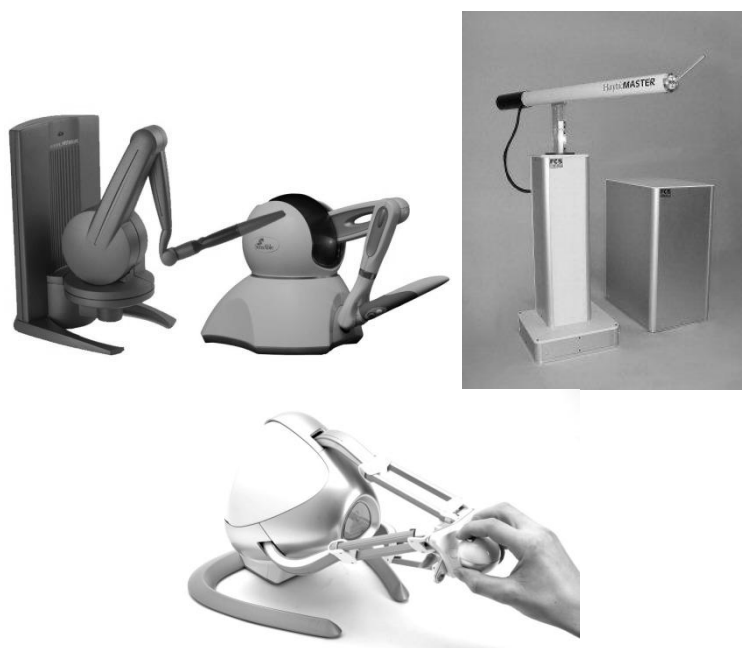
Figuur 5. 2 DOF: (links) Logitech® WingMan Force Feedback Mouse (rechts) Microsoft® SideWinder Force Feedback joystick

3 DOF apparaten

Dit is de meest gebruikte groep in het onderzoek naar haptics. Een zeer bekend apparaat uit deze groep is de PHANTOM van SensAble Technologies die in verschillende versies verkrijgbaar is (zie figuur 6) [20]. Dit is een geaard device waarbij de gebruiker zijn vinger in een vingerhoedje legt, dat als end-effector dient. Vervolgens kan men met het vingerhoedje bewegen in de x-, y- en z-richting. Ook worden er krachten via deze assen uitgeoefend op de gebruiker. Het vingerhoedje kan echter vervangen worden door een stylus waardoor de gebruiker kan bewegen in zes vrijheidsgraden, maar de krachtterugkoppeling wordt nog steeds in drie vrijheidsgraden uitgevoerd.

Een ander populair 3 DOF apparaat is de HapticMaster (zie figuur 6) [19]. Net als de PHANTOM, kan ook de HapticMaster uitgerust worden met verschillende end-effectors zodat het apparaat kan worden gebruikt voor allerlei applicaties. Eventueel is het, net zoals bij de PHANTOM, ook mogelijk om een end-effector te plaatsen die het apparaat kan voorzien van drie extra rotatieassen zodat bewegingen in zes vrijheidsgraden mogelijk worden. Krachtterugkoppeling blijft ook hier echter beperkt tot drie vrijheidsgraden.

Een buitenbeentje tussen de 3 DOF apparaten is de Novint Falcon (zie figuur 6). Dit haptic device opent, mede door zijn lage prijs, de toegang tot de wereld van geavanceerde haptics voor het grote publiek. Ter vergelijking: de goedkoopste versie uit de PHANTOM serie, de PHANTOM Omni, heeft een kostprijs van ongeveer 1500 euro, voor de PHANTOM Desktop gaat de prijs al richting 9000 euro. De Falcon gaat echter over de toonbank voor ongeveer 200 dollar, omgerekend 130 euro. Verder is er ook een grote keuze aan games die speciaal ontwikkeld zijn voor gebruik met Falcon, wat dit apparaat alleen maar aantrekkelijker maakt voor het grote publiek. Vandaar ook dat deze Falcon werd verkozen tot beste apparaat van 2006 op het zeer bekende E3 event.



Figuur 6. 3 DOF: (links) De SensAble PHANTOM Desktop & Omni (rechts) De HapticMaster (onder) De Novint Falcon

6 DOF apparaten

Deze laatste groep van haptic devices heeft zes vrijheidsgraden. Dit betekent dat ze niet enkel krachten kunnen uitoefenen via de drie translatieassen, maar ook krachtenterugkoppeling kunnen voorzien via de drie rotatieassen, namelijk yaw, pitch en roll. Hierdoor is deze groep meteen de meest uitgebreide, maar daarom niet de meest populaire. 6 DOF haptische

apparaten zijn namelijk nog zeer duur in aankoop waardoor de interesse uitblijft. Het aantal apparaten dat al op de markt is, is daarom niet erg groot. Eén ervan is de PHANTOM Premium 6DOF die in verschillende versies verkrijgbaar is. Verder bestaat er ook nog de Force Dimension 6DOF Delta.

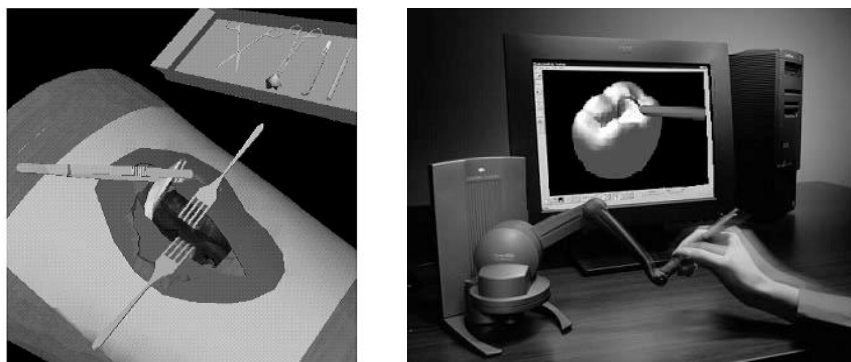
2.4 Toepassingsgebieden van haptics

Door haptics te gebruiken als aanvulling bij virtuele omgevingen openen zich een groot aantal nieuwe perspectieven en mogelijkheden. In deze sectie zullen we een aantal topics beschrijven die door het gebruik van haptics een grote stap voorwaarts hebben gemaakt.

2.4.1 Simulatie en training

Op gebied van simulatie en training is het gebruik van haptics ontzettend populair. Er zijn dan ook talloze denkbare situaties waarbij het toepassen van haptics grote voordelen kan opleveren. Zo kunnen gevaarlijke omstandigheden, of situaties met een beperkte beschikbaarheid, gesimuleerd worden met behulp van haptics en virtuele omgevingen. Op deze manier kan men zich trainen op deze omstandigheden zonder de gevaren die er normaal bij komen kijken.

Een voorbeeld hiervan is het gebied van chirurgische simulatie en training. Hierbij probeert men een systeem te bouwen dat zo realistisch mogelijk bepaalde chirurgische ingrepen kan nabootsen (zie figuur 7). Op deze manier kunnen de chirurgen hun procedures oefenen en hun technieken verfijnen. Dit komt vooral van pas bij zeer delicate operaties, of bij operaties die zeer zelden voorkomen [21]. Verder kunnen dergelijke systemen gebruikt worden voor de opleiding van studenten. Zo moet er niet geoefend worden op mensen maar kan men gebruik maken van realistische virtuele omgevingen aangevuld met haptics. Een voorbeeld hiervan is het gebruik van tandheelkundige trainingssystemen met haptics om tandartsstudenten de ingrepen aan te leren (zie figuur 7) [22-23].



Figuur 7. Chirurgische en tandheelkundige training met behulp van een virtuele omgeving en haptics

2.4.2 Ontwerp en design

Ook ontwerp en design is een belangrijk toepassingsgebied van haptics. Vooral bij computer-aided design (CAD) kunnen haptics goed van pas komen. Zo zorgt het toevoegen van haptics ervoor dat er veel sneller en preciezer gemodelleerd kan worden. De designer kan op een vrije manier de verschillende componenten van het design manipuleren, vastnemen en kleine details inspecteren alsof hij met zijn handen aan het werken is [24].

Een uitbreiding hierop is virtual prototyping [25]. Door het gebruik van virtual prototyping in de ontwerpfase van een object, kunnen de designers het nieuwe object niet alleen zien, maar door het toepassen van haptics, ook voelen en op deze manier een idee krijgen van het uiteindelijke object alvorens het in productie gaat.

Verder is het ook mogelijk om haptics, in samenwerking met virtuele omgevingen, te gebruiken bij het maken van beeldhouwwerken [26]. Personen zonder technische achtergrond kunnen op deze manier met behulp van een haptische interface virtuele beeldhouwwerken maken op een zeer korte tijdspanne. Wanneer het virtuele werk af is, kan het met behulp van 3D-printing omgezet worden naar een fysiek exemplaar. Op deze manier wordt de tijd waarin een beeldhouwwerk wordt gemaakt drastisch gereduceerd en kan men veel gemakkelijker aanpassingen doen terwijl men bezig is.

2.4.3 Entertainment

Een applicatie van haptics die het meest bekend is, is ongetwijfeld deze in de gamesindustrie. Momenteel hebben alle consoles een force feedback controller om de game-ervaring te verbeteren. Verder bestaan er ook force feedback stuurwielen en force feedback joysticks om de gebruiker te assisteren bij het rijden en het vliegen.

De bedoeling van het gebruik van haptics bij games is om de gebruiker een groter gevoel van immersie in het spel te geven. Ook de interactie met de omgeving wordt verbeterd door het toepassen van force feedback en haptics.

Verder is het ook mogelijk om haptics te gebruiken bij games die als doel hebben de gebruikers iets bij te leren. Zo is het mogelijk om met behulp van haptics concepten zoals kinematica, magnetisme en andere natuurlijke fenomenen te illustreren.

2.5 Conclusie

Haptic display is een groeiend domein dat sterk aan het opkomen is als een zeer effectieve aanwinst bij de interactie met een virtuele omgeving. De mogelijkheid om objecten aan te raken, te voelen en te manipuleren, naast de andere zintuiglijke waarnemingen zoals horen en zien, creëert een gevoel van realisme en immersie in de virtuele wereld. Door het toevoegen van haptics aan verschillende applicaties kunnen er bovendien een groot aantal nieuwe mogelijkheden ontwikkeld worden.

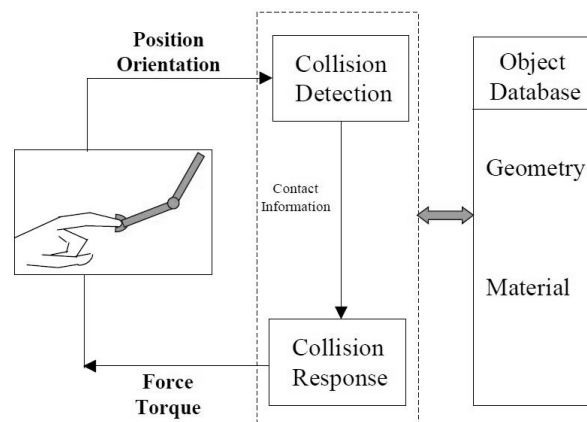
Hoofdstuk 3

Haptic Rendering

In het vorige hoofdstuk werd een inleiding gegeven tot het concept van haptic feedback. De integratie van haptics in een virtuele systeem maakt het mogelijk om de virtuele objecten aan te raken, te voelen en te manipuleren. In dit hoofdstuk zal er verder ingaan worden op de technische aspecten die hierbij komen kijken. Er zal een overzicht gegeven worden van hoe een haptisch systeem in elkaar zit. Hierdoor krijgen we een beter zicht op de werking van een dergelijk systeem en wordt de nodige informatie vergaard om in een latere fase zelf een dergelijk systeem te implementeren. Bovendien zal er ook worden besproken op welke manier de nodige krachtterugkoppeling wordt berekend en zullen verschillende haptische effecten worden voorgesteld.

3.1 Het haptisch systeem

Om de haptic interfaces de correcte interactiekrachten tussen de virtuele representatie van de haptic interface en de virtuele objecten te laten weergeven, zijn er complexe algoritmes nodig. Zulke algoritmes worden *haptic rendering algoritmes* genoemd, naar analogie met het renderen van visuele objecten in de computer graphics [15].



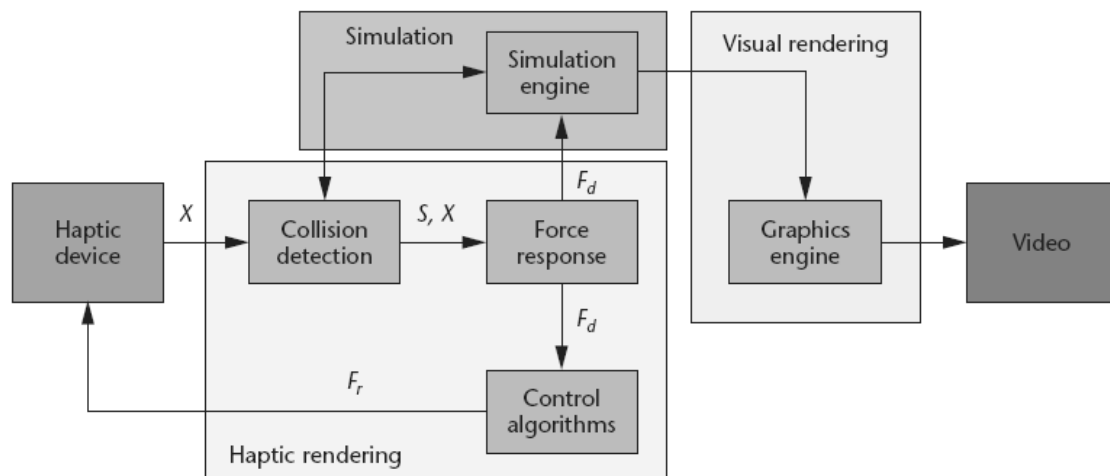
Figuur 8. Onderverdeling van een haptic rendering algoritme [27]

Een haptic rendering algoritme bestaat typisch uit twee grote delen (zie figuur 8) [27]:

1. *Collision detection*
2. *Collision/force response*

Wanneer de gebruiker de end-effector van het haptische apparaat beweegt, wordt de nieuwe positie en oriëntatie ervan onmiddellijk opgevangen. De verkregen positie en oriëntatie wordt gebruikt om de virtuele representatie van de haptische interface, virtuele avatar genoemd, te updaten en botsingen met virtuele objecten te detecteren (*collision detection*). Wanneer er geen botsing wordt gedetecteerd, blijft het haptic interface apparaat passief en worden er geen krachten uitgeoefend op de gebruiker. Indien er wel een botsing is opgetreden worden de reactiekrachten berekend op basis van het gekozen algoritme voor *collision response*. Deze krachten worden vervolgens overgebracht op de gebruiker door middel van een haptisch apparaat. Deze lus wordt de *haptic loop* genoemd en wordt 1000 keer per seconde uitgevoerd om een zo realistisch mogelijke simulatie te garanderen.

In een haptisch systeem beschikt men echter dikwijls ook over grafische feedback (zie figuur 9). Het is bijgevolg nodig om de virtuele wereld aan te passen aan de acties van de gebruiker. Het simulatie-algoritme maakt hiervoor gebruik van de berekende reactiekrachten uit het haptic rendering algoritme. Aansluitend zal de grafische engine deze informatie gebruiken om nieuwe frames op te stellen [18]. Om een vloeiend beeld te verkrijgen is het nodig om deze nieuwe frames te genereren tegen 25-30Hz (*graphic loop*).



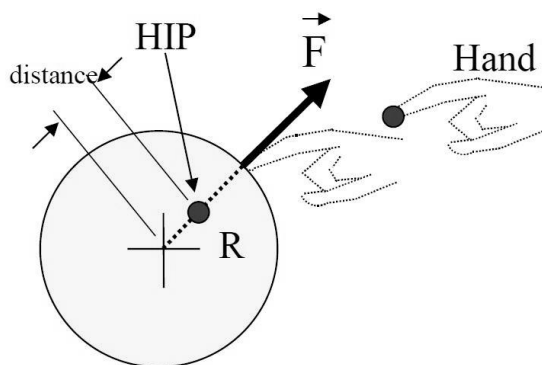
Figuur 9. Het haptisch systeem onderverdeeld in zijn verschillende componenten [18]

3.2 Haptic rendering technieken

Haptic rendering is een proces waarbij informatie over een virtueel object aan de gebruiker wordt aangeboden in de vorm van krachten om de gevoelsperceptie van de gebruiker te

stimuleren [18]. Door dieper in te gaan op het haptic rendering proces en de verschillende methodes zullen we beter begrijpen hoe het leveren van krachtterugkoppeling bij aanraken van een object in zijn werk gaat. Dit zal de basis vormen voor de meer geavanceerde haptische effecten die verder in dit hoofdstuk zullen besproken worden en voor de eigen implementatie van verschillende vormen van krachtterugkoppeling.

Wanneer een gebruiker wil interageren met een virtueel object, zal dit gebeuren via het eindpunt van het gebruikte haptisch apparaat, ook wel het *haptic interaction point* genoemd (HIP) [15]. Aangezien een virtueel object echter enkel beschikt over een eindige stijfheid, zal het HIP, bij contact met een virtueel object, binnendringen in dit object (zie figuur 10). Van zodra dit contact wordt gedetecteerd zal de nodige kracht worden berekend. Deze kracht zal door het haptisch apparaat worden uitgeoefend op de gebruiker om deze te verhinderen nog dieper door te dringen in het virtueel object.



Figuur 10. Haptic rendering van een virtueel object [27]

De grootte van de reactiekracht kan gemakkelijk worden berekend door aan te nemen dat deze evenredig is met de penetratiediepte van het HIP [27]. Hiervoor kan men gebruik maken van de wet van Hooke:

$$F = k \Delta x$$

Hierbij is k de stijfheidscoëfficiënt en Δx de diepte van de penetratie. De richting van de kracht kan men gelijkstellen aan de normaal van het oppervlak.

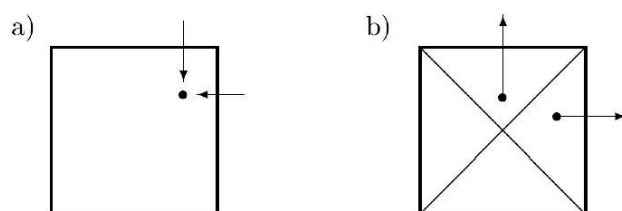
Hoewel dit algoritme een logisch resultaat geeft, vraagt het renderen van meer complexe veelhoeken een meer geavanceerde methode. Er zullen hier twee dergelijke methoden worden voorgesteld: de *vector field methode* en de *constraint-based methode*.

3.2.1 Vector field methode

Het zojuist beschreven concept voor het renderen van haptische feedback komt overeen met de vector field methode [28]. De afstotende kracht die hierbij wordt gegenereerd zal proportioneel zijn tot de penetratiediepte in het object. Het bepalen van deze

penetratiediepte en de oppervlaktenormaal waarlangs de kracht moet worden weergegeven is echter niet altijd even gemakkelijk. Wanneer de gebruiker in contact komt met een groot vlak is het simpel om vast te stellen dat de tegenwerkende kracht loodrecht moet zijn aan het vlak. Echter, wanneer men een veelhoekig model beschouwt, is het niet eenvoudig vast te stellen welke normaal moet worden gebruikt om de richting van de reactiekracht te berekenen. Men kan immers via meerdere paden, die elk verschillende feedback genereren, de interne locatie van het object bereiken (zie figuur 11a).

Om dit op te lossen kan men het object opdelen in verschillende primitieven, elk geassocieerd met een vlak van het object. Wanneer men zich dan binnen een bepaalde subvolume bevindt wordt de normaal gebruikt die behoort tot het bijhorende oppervlak (zie figuur 11b).

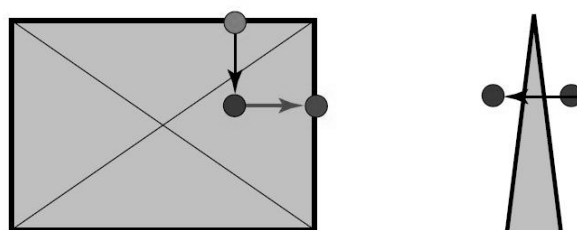


a) Twee verschillende paden om tot dezelfde locatie te komen.

b) Vector field methode: het object wordt in volumes onderverdeeld, elk met een bijhorende normaal.

Figuur 11. Berekenen van de reactiekrachten bij een volume [28]

Deze methode is zeer efficiënt en gemakkelijk te implementeren. Ze is echter niet flexibel genoeg om willekeurige geometrische figuren toe te laten. Bovendien bevat deze methode ook een paar nadelen (zie figuur 12) [29]. Zo kunnen er discontinuïteiten in kracht ontstaan wanneer het HIP overgaat van een subvolume naar een ander en er dus een andere richting voor de tegenwerkende kracht zal worden gebruikt. Dit effect is niet altijd wenselijk. Een ander probleem doet zich voor bij het gebruik van dunne objecten. Deze objecten hebben niet voldoende volume om reactiekrachten te genereren die nodig zijn om te verhinderen dat het haptisch apparaat erdoor wordt geduwd.



(links) Krachtdiscontinuïteiten door foutieve verandering van oppervlak.

(rechts) Een dun object kan niet genoeg kracht genereren.

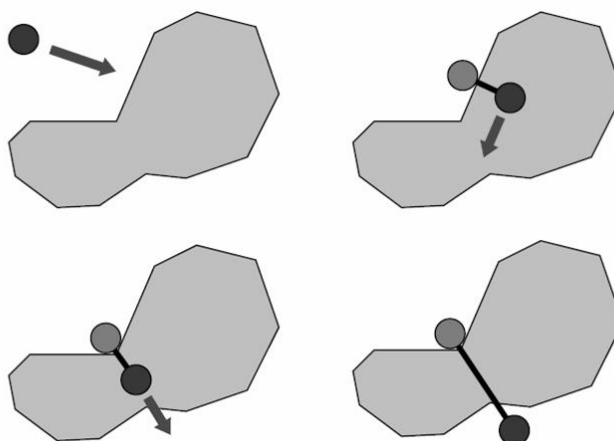
Figuur 12. Problemen bij de vector field methode [29]

3.2.2 Constraint-based methode

Om de problemen die voorkomen bij de vector field methode aan te pakken stelden Zilles en Salisbury de constraint-based methode voor [28]. Aangezien het niet mogelijk is om het haptic interaction point tegen te houden bij het penetreren van een virtueel object, wordt er bij deze methode een extra locatie bijgehouden. Deze locatie, het god-object genaamd, bevindt zich waar het haptic interaction point zich zou bevinden moest het object beschikken over een oneindige stijfheid (zie figuur 13).

Wanneer er geen interactie is met een virtueel object zijn het haptic interaction point en het god-object verenigd. Wanneer echter de haptic interface een object binnendringt, wordt de locatie van het god-object berekend als het punt op het oppervlak waarvan de afstand tot het haptic interaction point minimaal is. Eens deze locatie gekend is, kan men op een eenvoudige manier de reactiekracht bepalen.

Omdat het god-object zich dus op de buitenkant van het object bevindt, kan er geen twijfel zijn over de te gebruiken normaal en de richting van de kracht. Dit komt de gevoelservaring ten goede. Bovendien is deze methode wel geschikt voor dunne objecten en willekeurige geometrische figuren.



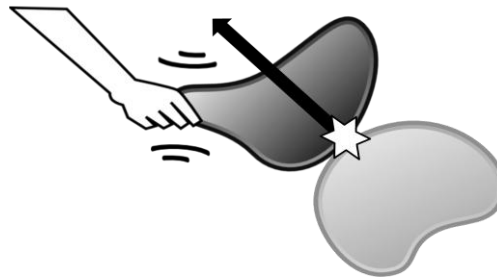
Figuur 13. De constraint-based methode. De donkere cirkel is het haptic interaction point en de lichtere cirkel is het god-object [29]

3.3 Rendering van haptische effecten

De god-object methode behandelt enkel de vorm van een object en levert krachtterugkoppeling bij aanraking ervan. In deze sectie zullen we echter nog andere haptische effecten bespreken die kunnen voorkomen bij de aanraking en manipulatie van een object. De besproken haptische effecten zullen verder ook effectief gebruikt worden bij de implementatie van een eigen haptische toepassing.

3.3.1 Impact

Voor het aanraken en manipuleren van objecten wordt er, zoals vermeld in de vorige sectie, gebruik gemaakt van de wet van Hooke. Wanneer men echter tijdens de manipulatie met dit object tegen een ander object stoot, is het nodig om deze botsing ook via krachtterugkoppeling over te brengen naar de gebruiker (zie figuur 14).



Figuur 14. Impact tussen twee objecten

Om een zo realistisch mogelijk gevoel van *impact* te genereren kan er gebruik gemaakt worden van een eindig krachtenpatroon met een hoge frequentie. Sreng et al. gebruiken in hun onderzoek verschillende vormen van krachtenpatronen om de impactlocatie te onderzoeken bij een simpele manipulatietaak [30-31].

De taak bestaat uit een lange virtuele stok die langs één kant wordt vastgehouden en enkel verticaal kan buigen (zie figuur 15). Wanneer de stok naar boven wordt gebogen en vervolgens wordt losgelaten, zal de stok in botsing komen met een virtueel obstakel dat op een willekeurige afstand op de horizontale as kan worden geplaatst. Op het moment van de botsing zal de gebruiker het contact met het obstakel voelen, aangezien de stok niet meer verder kan bewegen. Hij zal bovendien ook de vibraties voelen die door de impact werden gegenereerd. Het vibratiepatroon $v(x_0, t)$ zal hierbij afhangen van de verplaatsing van de stok $u(x, t)$ die wordt veroorzaakt door de impact op positie x_0 .



Figuur 15. Manipulatietaak uitgevoerd door Sreng et al. om verschillende vibratiepatronen te onderzoeken [30]

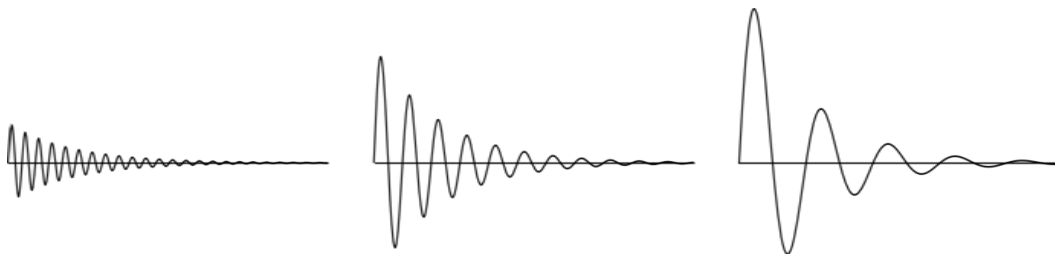
Sreng et al. stelden verschillende modellen voor om dit vibratiepatroon te modelleren. Een eerste model is het Euler-Bernoulli model:

$$v(x_0, t) = \sum_n A_n(x_0) e^{-dt} \sin(\omega_n t + \varphi_n)$$

Dit model genereert echter een zeer complexe vibratie die meestal moeilijk te vatten is door de gebruiker. Daarom werden er ook meer eenvoudige modellen voorgesteld die de realiteit moeten benaderen. Deze werden allen gebaseerd op een gedempte sinusoid. De meest uitgebreide variant, die ook de meest realistische ervaring zal teweegbrengen, heeft een variabele amplitude en frequentie (zie figuur 16):

$$v(x_0, t) = (ax_0 + b)e^{-dt} \sin(cd^{(L-x_0)}t)$$

Uit onderzoek blijkt bovendien dat de meer eenvoudige modellen, die gebaseerd waren op een gedempte sinusoid, de gebruiker beter in staat stelden om de verschillende impactposities te onderscheiden.



Figuur 16. Gedempte sinusoiden met een variabele amplitude en frequentie

3.3.2 Viscous friction

Zoals reeds vermeld kan men de stijfheid van een virtueel object modelleren met behulp van de wet van Hooke: $F = k \Delta x$. Er wordt dus een kracht uitgeoefend die loodrecht staat op het oppervlak. Hierdoor ervaart de gebruiker het oppervlak als egaal en glad. Echter in de reële wereld zijn er zelden oppervlakken die helemaal geen frictie hebben. Bovendien vertrouwen wij als mens zeer fel op de aanwezigheid van frictie voor het manipuleren van objecten. Zonder frictie zou het bijvoorbeeld niet mogelijk zijn om een object vast te pakken (denk hierbij aan het opnemen van een ijsblokje). Door een tangentiële kracht op de gebruiker uit te oefenen wanneer deze over het oppervlakte wrijft, kan een gevoel van frictie worden gesimuleerd [32].

Eén van de meest eenvoudige implementaties van frictie is de *viscous friction* [33]. Deze wrijving ontstaat bij de interactie tussen twee verschillende oppervlakken (een object en de virtuele avatar) die worden gescheiden door een vloeistof. Hierbij is de frictie tussen beide oppervlakken enkel een functie van de snelheid. De gebruikte formule is:

$$F = -B v$$

B is dempingcoëfficiënt en v is de tangentiële component van de snelheid. Het is echter niet altijd eenvoudig om de snelheid van de virtuele avatar vast te stellen aangezien deze wordt berekend met behulp van de positie-informatie van het object. Fouten in deze berekening en snelle positieveranderingen kunnen bovendien de haptische interactie onstabiel maken [15].

3.3.3 Coulomb friction

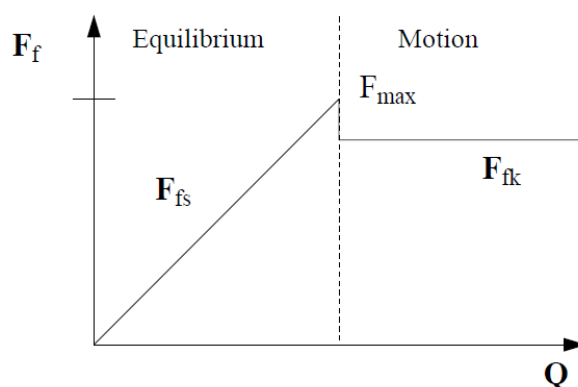
Salisbury et al. hebben echter een stabiel stick-slip model geïmplementeerd om *Coulomb frictie* te simuleren [32]. Dit model baseert zich niet op de snelheid van het object waardoor deze implementatie meer stabiel is en bovendien een meer realistisch gevoel geeft.

In het voorgestelde model kan men twee staten onderscheiden: ofwel blijft de virtuele avatar 'plakken' op een punt, ofwel *glijdt* deze over het oppervlak. In de eerste staat ervaren we *statische* frictie, in de tweede *dynamische* frictie, ook *stiction* genoemd.

Wanneer de gebruiker begint met het virtueel object te verkennen door erover te wrijven, zal er statische frictie optreden. Hierdoor wordt er een tegenwerkende tangentiële kracht uitgeoefend waardoor de gebruiker terug wordt aangetrokken tot zijn startpunt, het "*stiction point*". Om de uit te oefenen kracht te bereken kan er opnieuw gebruik gemaakt worden van de wet van Hooke. Van zodra de gebruiker echter voldoende kracht uitoefent kan hij loskomen van dit punt en zal hij beginnen glijden over het oppervlak. De volgende formule geeft aan wanneer deze transitie zich zal voordoen:

$$F_{frictie} = F_{gebruiker} \geq \mu F_{normaal}$$

In deze formule is $F_{frictie}$ de uitgeoefende tangentiële kracht, μ de statische wrijvingscoëfficiënt en $F_{normaal}$ de normaalkracht. De frictiekracht is bovendien gelijk aan de kracht uitgeoefend door de gebruiker.



Figuur 17. De relatie tussen kracht van de gebruiker (Q) en beide frictiekrachten [33]

Vanaf het moment dat deze transitie zich voordoet, zal de statische frictie overgaan in dynamische frictie (zie figuur 17). Hierbij is de grootte van de tangentiële kracht een functie van de dynamische wrijvingscoëfficiënt en de normaalkracht. De richting van de kracht is tegengesteld aan de bewegingsrichting van de gebruiker. Om deze bewegingsrichting te bepalen maakt men gebruik van de verplaatsing van het stiction point naar de huidige positie.

3.3.4 Drag friction

Een andere vorm van frictie ontstaat wanneer men een object door een vloeibaar medium beweegt. Deze zogenaamde *drag friction* hangt af van de snelheid van het object en de viscositeit van de vloeistof waardoor het object wordt bewogen.

Fritz J.P. stelt voor om deze vorm van frictie te modelleren met behulp van de formule [33]:

$$F = -\frac{1}{2} C \rho A v \|v\|$$

In deze formule is C de wrijvingscoëfficiënt, ρ de dichtheid van de vloeistof, A de orthogonaal geprojecteerde oppervlakte en v de snelheid van het object. Wanneer men met behulp van deze formule frictie wil simuleren op het haptic interaction point, dat oneidig klein is, kan men A arbitrair op 1 zetten.

Men kan echter ook gebruik maken van de wet van Stokes om een dergelijke frictie te simuleren. Deze wet berekent de frictie die op een bolvormig object wordt uitgeoefend wanneer deze door een viscose vloeistof wordt bewogen.

$$F = -6 \pi \mu R v$$

Hierbij is μ de viscositeit van de vloeistof, R de straal en v de snelheid van het object.

3.3.5 Magnetisme

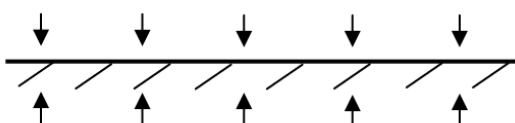
Magnetisme is een natuurkracht waarbij twee objecten elkaar, afhankelijk van hun oriëntatie, aantrekken of afstoten. Deze natuurkracht kan ook door middel van het gebruik van haptics gesimuleerd worden.

Bij een magnetisch oppervlak is het de bedoeling dat het haptisch apparaat, van op een kleine afstand, tot het oppervlak wordt aangetrokken. Daarna zorgt een magnetische kracht ervoor dat de beweging van het haptisch apparaat beperkt blijft tot het oppervlak. Wanneer de gebruiker echter het haptisch apparaat wegtrekt van het oppervlak, en bijgevolg de afstand tussen het HIP en het oppervlak te groot wordt, wordt de magnetische kracht overwonnen en komt het haptisch apparaat los van het oppervlak.

Om een dergelijk effect te bekomen wordt er opnieuw gebruik gemaakt van de wet van Hooke:

$$F = k \Delta x$$

Deze keer wordt deze wet echter via beide zijden van het oppervlak toegepast (zie figuur 18) Op deze manier kan het haptisch apparaat het object dus niet binnendringen, maar kan het ook niet losraken van het oppervlak zolang de magnetische kracht niet is overwonnen. De afstand waarop de magnetische kracht begint aan te grijpen, en het punt waarop men de magnetische kracht kan overwinnen worden meestal op voorhand vastgelegd en zijn instelbaar naargelang het gewenste effect. Natuurlijk is ook de gewenste magnetische kracht in te stellen door k te variëren van klein (kleine kracht, makkelijk te overwinnen) naar groot (grote kracht, moeilijk te overwinnen).



Figuur 18. Krachtverdeling bij een magnetisch oppervlak

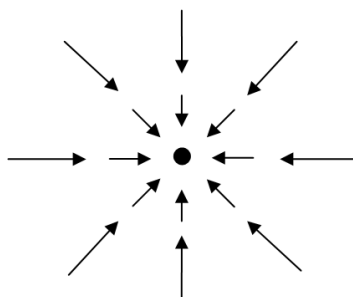
3.3.6 Aantrekking en afstoting

Ook aantrekking en afstoting kan gesimuleerd worden in een haptisch omgeving. We maken hierbij een onderscheid met het magnetisch effect aangezien het magnetisch effect gecombineerd wordt met het oppervlak van een object terwijl een aantrekking- of afstotingskracht uitgaat van een punt in de ruimte.

Aantrekkingskracht ten opzichte van een punt in de ruimte kan worden vergeleken met het uitrekken van een denkbeeldige veer die langs één kant vastzit op een voorgedefinieerde locatie. Het andere uiteinde komt overeen met de positie van het HIP. Hierbij zal de grootte van de kracht dus afhangen van de afstand tot locatie van het punt (zie figuur 19).

Er kan dus opnieuw gebruik gemaakt worden van de wet van Hooke om dit effect te simuleren. Hierbij kan men de gewenste veerconstante (k) instellen en bovendien kunnen ook de afstand waarop de kracht moet aangrijpen en loslaten, net zoals bij magnetisme, op voorhand worden vastgelegd.

Afstotingskracht kan men vervolgens bekomen door de resulterende kracht te negeren.



Figuur 19. Aantrekking tot een punt

3.4 Conclusie

Haptic rendering is een proces waarbij informatie over een virtueel object aan de gebruiker wordt aangeboden in de vorm van krachten om zo de gevoelsperceptie van de gebruiker te stimuleren [18]. Het terugkoppelen van deze krachten gebeurt zo een 1000 keer per seconde om een zo realistisch mogelijke simulatie te garanderen. Het berekenen van de weer te geven krachten gebeurt door technieken die gebaseerd zijn op de wet van Hooke: $F = k \Delta x$ [27]. Hierbij wordt de aanraking van een object gesimuleerd. Er bestaan echter nog andere haptische effecten die ook te maken hebben met het aanraken en manipuleren van een object zoals impact, frotie en magnetisme.

Hoofdstuk 4

Motorische revalidatie met behulp van haptics

In de vorige hoofdstukken werd er besproken wat haptics zijn en hoe deze werken. In dit hoofdstuk zal er dieper worden ingegaan op het gebruik van haptics bij de revalidatie van motorisch mindervalide personen. Dikwijls zullen deze haptics ook gecombineerd worden met een virtuele omgeving om zo de revalidatietoepassingen meer interactief te maken. In eerste instantie zal de aanpak van de revalidatie van motorisch mindervalide personen worden besproken. Vervolgens zal het gebruik van haptics binnen de revalidatiewetenschappen worden gemotiveerd. Er zullen ook een aantal haptische revalidatietoepassingen behandeld worden om zo een beeld te schetsen van het lopende onderzoek. Als laatste zullen de uitdagingen aangehaald worden die door het huidig onderzoek naar haptics en revalidatie zullen moeten aangepakt worden alvorens haptische revalidatie grootschalig verspreid kan worden.

4.1 Aanpak van de revalidatie van motorisch mindervalide personen

De functionering en de bijhorende functioneringsproblemen van een persoon kunnen volgens de International Classification of Functioning, Disability and Health (ICF) ingedeeld worden in drie componenten (zie figuur 20) [34]:

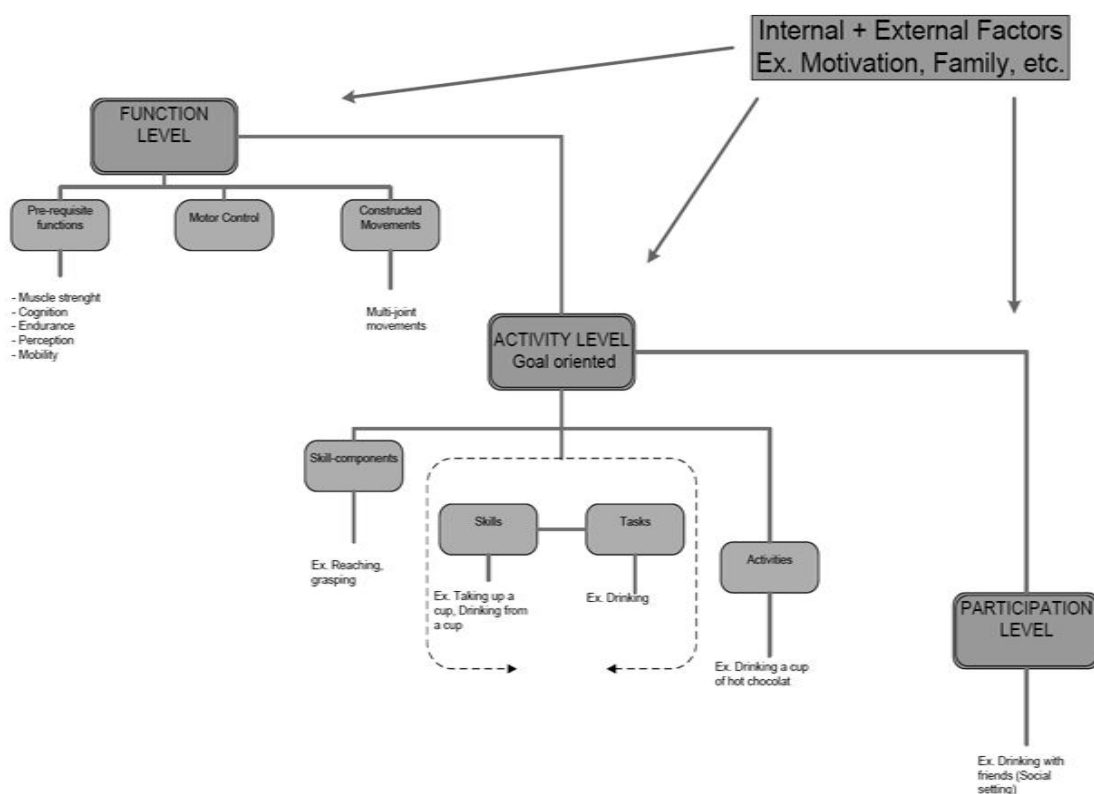
- *Functioneel*: gericht op de anatomische eigenschappen en de stoornissen erin.
- *Activiteiten*: gericht op het kunnen van de patiënt en het uitvoeren van zijn taken.
- *Participatie*: gericht op de deelname van de patiënt aan het maatschappelijke leven.

Er bestaan echter zowel interne als externe factoren die een invloed hebben op de functioneringsproblemen van de patiënt op elk niveau.

Ook binnen de revalidatiemethodes kan men een onderscheid maken op basis van bovenstaande componenten. De analytische revalidatiemethode baseert zich vooral op de

armbeweging en op de beweging van de verschillende gewrichten [35]. Hierbij wordt er geen rekening gehouden met de vaardigheden van de patiënt en wordt er dus vooral gewerkt naar een fysiologisch herstel. De ICF-classificatie toont echter aan dat er bij de revalidatie van een persoon verder moet gegaan worden dan enkel het aanpakken van het functionele niveau van de patiënt aangezien de andere componenten niet mogen vergeten worden.

Om hierop in te spelen werd een taakgebaseerde aanpak ontwikkeld. Deze aanpak legt zich toe op het ontwikkelen van de verschillende vaardigheden van de patiënt waardoor er doelgericht naar een bepaalde taak wordt toegewerkt [35]. Bovendien wordt tijdens het trainen een bepaalde taak meerdere keren herhaald waardoor de aangeleerde beweging beter zal worden onthouden. Doordat deze taakgebaseerde aanpak zich richt op alle componenten van het ICF zal dit over het algemeen leiden tot een snellere en betere revalidatie.



Figuur 20. De ICF-classificatie [36]

Aangezien het nodig is om in te spelen op alle bovenstaande componenten van het ICF, bestaat de revalidatietraining van een motorisch mindervalide persoon dikwijls uit verschillende onderdelen [35]:

- Training van de basisfuncties (spiersterkte, bewegingsreikwijdte, coördinatie,...)
- Training van de verschillende vaardigheden
- Verbeteren van de uithouding van de spieren en het cardiovasculair stelsel.

4.2 Motivatie voor het gebruik van haptics

Traditionele therapie, zoals deze momenteel wordt uitgeoefend door therapeuten en kinesisten, is niet altijd even efficiënt. Bovendien bevat de huidige vorm van therapie enkele beperkingen die niet kunnen worden overwonnen zonder nieuwe methodes en apparaten. Zo is het gebruikelijk om één-op-één interactie tussen de therapeut en de patiënt toe te passen [37-38]. Dit betekent dat één therapeut slechts bezig is met één patiënt tegelijk. Dit heeft natuurlijk als gevolg dat een therapeut slechts een beperkt aantal mensen per dag kan behandelen. Hierdoor zal, naargelang het aantal patiënten, ook de werkdruk van de therapeut stijgen. Bovendien vormt het manueel assisteren van patiënten met een hoge graad van lichamelijke beperking vaak een belemmering voor de therapeut. Het is zeer intensief werk dat veel fysieke inspanning vergt van de therapeut, met blessures en vermoeidheid als gevolg.

Mede door de vergrijzing van de bevolking is er bovendien steeds meer vraag naar revalidatietherapie. Reden hiervoor is dat oudere mensen een grotere kans hebben om een aandoening op te lopen waarna ze nood hebben aan bewegingtherapie. Na het genezingsproces revalideren ze bovendien minder snel. Echter, door de economische druk, de groeiende medische kosten en de grote werkdruk, krijgen de patiënten steeds kortere behandelingen en worden ze vroegtijdig uit het ziekenhuis of revalidatiecentrum ontslagen en dit terwijl ze nog volop aan het revalideren zijn.

Maar niet enkel de praktische kant van de therapie kent zijn gebreken. Aangezien revalidatietherapie gekenmerkt wordt door het herhaaldelijk uitvoeren van oefeningen, wordt het door de patiënt vaak als saai bevonden, met een daling van de motivatie, en het stopzetten van de oefeningen tot gevolg [37]. Het is bijgevolg nodig om een therapie te ontwikkelen die de patiënt maximaal stimuleert en motiveert.

Om deze noden aan te pakken is men begonnen met het ontwikkelen van nieuwe revalidatiemethoden en -toepassingen. Hierbij is het belangrijk dat de huidige therapie geoptimaliseerd kan worden om zo de patiënten de best mogelijke revalidatie te kunnen aanbieden, binnen het beperkte tijdsbestek dat voorhanden is. Verder nog moeten de nieuwe toepassingen de therapeuten kunnen ondersteunen bij interventies waar er meerdere therapeuten nodig zijn, of die fysiek veel van de therapeut vergen. Een ultiem doel hierbij zou de volledige automatisering van de revalidatieoefeningen zijn, waarbij de therapeut niet meer hoeft tussen te komen.

Om tot een succesvolle revalidatietoepassing te komen moet aan een paar criteria worden voldaan [39]:

1. Aanleveren van bewijs dat de nieuw ontworpen toepassing kwantificeerbare en functionele voordelen biedt voor de patiënt ten opzichte van de huidige toepassingen.
2. De toepassing moet de efficiëntie van de huidige therapie verbeteren.

3. De aankoop van de materialen moet betaalbaar zijn.
4. De medische kosten voor de patiënt mogen niet stijgen.

De ontwikkelaars van haptische revalidatietoepassingen focussen dan ook op de voorgaande aspecten om hun technologie te ontwerpen.

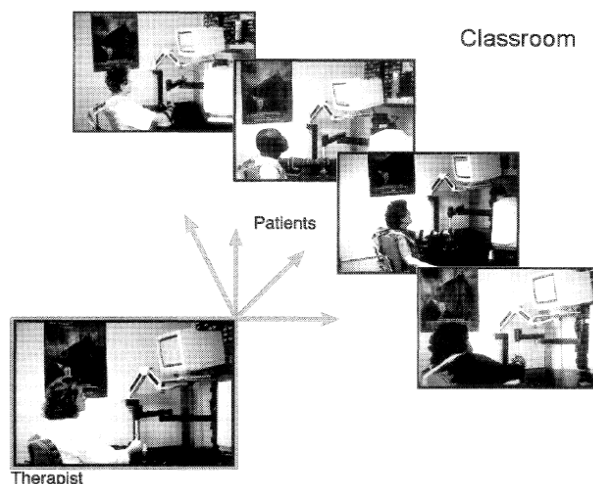
Revalidatietoepassingen hebben over het algemeen een zeer repetitief karakter (zie sectie 4.1). Het gebruik van haptics, in combinatie met een virtuele omgeving, is uitermate geschikt om deze gedeeltelijk of zelfs volledig te automatiseren. Dit leidde mee tot de start van het onderzoek naar de mogelijke toepassing van deze techniek [38-39].

Haptics bieden de mogelijkheid om de verschillende interactiecategorieën tussen de patiënt en de therapeut te integreren in de patiënt-robot-interactie. Uit deze categorieën kan worden afgeleid in welke mate, en op welke manier, haptische apparaten de patiënt moeten ondersteunen bij het uitvoeren van zijn oefeningen. De verschillende interactiecategorieën zijn [39]:

- *Passive mode*: De ledematen van de patiënt worden bewogen door de therapeut terwijl de patiënt volledig ontspant.
- *Active-assisted mode*: Wanneer de patiënt de beweging die hij aan het uitvoeren is niet alleen tot een goed einde kan brengen, worden er op de ledematen of gewrichten externe krachten gezet. De krachten kunnen uitgeoefend worden in de vorm van manuele manipulatie door de therapeut maar de patiënt kan ook zijn niet aangetaste arm hiervoor gebruiken.
- *Active-resisted mode*: Bij patiënten die al meer gevorderd zijn worden de uitvoeren bewegingen moeilijker gemaakt door te werken met gewichten of door tegenwerking van de therapeut.

Wanneer de haptische toepassingen deze categorieën kunnen implementeren, zullen zij grotendeels in staat om alle manuele taken bij het uitvoeren van trainingsoefeningen over te nemen van de therapeut. Hierdoor kunnen de patiënten meer repetitieve oefeningen uitvoeren zonder gelimiteerd te worden in tijd en behandelingsduur; gevolgd van de uithouding van de therapeut. Hierdoor kan deze zich volledig focussen op de andere aspecten van de behandeling [39-40]. Op deze manier wordt het haptisch apparaat dus een handig werkmiddel voor de therapeut.

Doordat haptische apparaten toelaten om de revalidatieoefeningen gedeeltelijk of volledig te automatiseren, kunnen de patiënten hun oefeningen meer onafhankelijk uitvoeren. Hierdoor ontstaat de mogelijkheid voor de therapeut om meerdere patiënten tegelijk te behandelen. Omdat het niet meer nodig is om de patiënt bij elke oefening manueel te ondersteunen, heeft de therapeut eerder een toezichtsrol. Dit vertaalt zich in het “classroom” concept (zie figuur 21) [41]. Hierin zal de therapeut meerdere patiënten op hetzelfde moment behandelen en hen, eventueel rechtstreeks of via een robot-aided workstation, opvolgen.



Figuur 21. Het "classroom" concept [41]

Door de grotere effectiviteit en intensiteit ten opzichte van de huidige revalidatietechnieken is het bovendien mogelijk dat door de in-gebruik-name van haptische toestellen de kosten van de geneeskundige verzorging zullen dalen. Wanneer een toestel een sneller functioneel herstel kan bieden, zal de tijd die een therapeut bezig is met een bepaalde patiënt afnemen. Ook op lange termijn zouden dergelijke haptische toestellen voordelen bieden doordat patiënten die een hogere graad van functionele onafhankelijkheid bereiken beter zelfstandig kunnen leven, waardoor er minder nood is aan thuisverpleging of hulp in het huishouden.

Verder maken haptische apparaten het mogelijk om op een zeer precieze manier de graad van beperking op te meten en deze op te volgen over de volledige behandeling van de patiënt. De klinische schaleringen, zoals FIM [42] en Ashworth [43], zijn subjectief en veelal onbetrouwbaar [43]. Doordat dergelijke toestellen uitgerust zijn met sensoren die posities, snelheden en krachten kunnen opmeten, zijn zij in staat om de graad van beperking veel preciezer te berekenen. Tevens kunnen de opgemeten variabelen gebruikt worden om de vooruitgang van de patiënt op te volgen, om op deze manier de therapeutische oefeningen aan te passen aan deze vorderingen. Zo zal men een meer geoptimaliseerde revalidatie aan kunnen bieden [38, 40].

Maar niet alleen haptics geven een extra dimensie aan revalidatietherapie. Ook het gebruik van virtuele realiteit en virtuele omgevingen opent nieuwe perspectieven.

Zo leveren haptische systemen, in samenwerking met virtuele realiteit, een verhoogde "ecological validity" op [44]. Met deze term wordt de graad van gelijkenis tussen de therapieoefeningen en de dagelijkse realiteit aangeduid. In dit opzicht wordt er dus gecontroleerd of men het gedrag dat men aanleert in de klinische omgeving ook kan generaliseren naar de alledaagse omgeving [45]. Traditionele therapie maakt echter meestal gebruik van simpele oefeningen om de revalidatie te bevorderen, en dit terwijl de functies die

nodig zijn om dagelijks te functioneren veel complexer zijn. Virtuele realiteit daarentegen kan gebruik maken van de simulatie van zeer realistische omgevingen die er niet alleen goed uitzien, maar ook dezelfde uitdagingen bezitten die men in de reële wereld tegenkomt [46].

Bovendien vormen virtuele omgevingen een krachtige methode om patiënten oefeningen uit te laten voeren op een aangename en interactieve manier [47]. Door het gebruik ervan, eventueel zelfs aangevuld met 'gaming features', zal de fun-factor van de therapie stijgen waardoor de patiënten meer geëngageerd zullen zijn [45]. Aangevuld met voldoende real-time feedback omtrent hun prestaties hebben virtuele omgevingen dan ook een positieve invloed op de motivatie van de patiënt waardoor ze hun inspanningen langer zullen volhouden [37, 46]. Verder kunnen deze virtuele omgevingen en de verschillende uit te voeren taken aangepast worden aan de capaciteiten van de patiënt op een relatief eenvoudige manier [48]. Dit kan bijvoorbeeld door middel van verschillende moeilijkheidsgraden te voorzien, zodat de patiënt steeds op zijn optimale niveau kan werken. Zo kan het inspanningsniveau na enige tijd en oefening toenemen.

Men kan dus afleiden dat de motivatie om haptics en virtuele omgevingen te combineren en als revalidatietoepassing te gebruiken, een gefundeerde basis heeft. Om tot een succesvolle revalidatiemethode uit te groeien is het echter nodig dat voorgaande kwaliteiten in praktijk kunnen worden gestaafd.

4.3 Haptische revalidatietoepassingen

Sinds het concept werd voorgesteld om haptics, in combinatie met virtuele omgevingen, te gebruiken als revalidatiemethode voor taakgebaseerde therapie (zie sectie 4.1), zijn hier al heel wat onderzoeken naar verricht. Vooral de effectiviteit en de efficiëntie van de haptische toepassingen om de patiënt een optimale revalidatie te garanderen worden uitvoerig onderzocht.

De ontwikkeling van de nieuwe toepassingen richt zich zowel op de "upper extremity" als op de "lower extremity", waarbij de bovenste en onderste ledematen, respectievelijk, worden aangewend. Upper extremity toepassingen proberen de motorische bewegingen die met de schouder, de elleboog, de pols of de vingers worden uitgevoerd te verbeteren. De lower extremity toepassingen daarentegen richten zich op de knie, de enkel, de voet of het gehele been.

In de volgende secties zullen we verschillende haptische revalidatietoepassingen bespreken. Hierbij zullen we nagaan of de bestaande applicaties de motivationele redenen om haptics te gebruiken kunnen verwezenlijken in praktijk. In eerste plaats betekent dit dat we zullen onderzoeken of de applicaties voldoen aan de criteria die leiden tot een succesvolle revalidatietoepassing. Aangezien er reeds zeer veel verschillende onderzoeken zijn uitgevoerd zullen we ons beperken tot de meest bekende apparaten.

Momenteel bestaat er echter zo goed als geen literatuur met betrekking tot de haptische revalidatie van MS-patiënten. De meeste testgroepen bestaan dan ook uit CVA-patiënten (Cerebro Vasculair Accident of beroerte). Een beroerte is een plotse onderbreking van de bloedstroom, en dus ook van zuurstof, naar een bepaald deel van de hersenen. De gevolgen hiervan zijn afhankelijk van de ernst ervan en de plaats in de hersenen die werd getroffen. Eén van de mogelijke gevolgen is een volledige of gedeeltelijke verlamming van arm of been. Hierdoor hebben deze patiënten, net zoals MS-patiënten, problemen bij het uitvoeren van dagelijkse taken. Het is in dit opzicht dat studies met betrekking tot CVA-patiënten ook hun nut hebben wanneer men de revalidatie van MS-patiënten beschouwd. Toch zijn er ook een aantal verschillen tussen MS en CVA. Zo hebben personen met MS een ziekteverloop dat constant verslechterd. De persoon zal dus in de loop van de tijd blijven achteruit gaan. Nieuwe symptomen kunnen opduiken of bestaande symptomen kunnen verergeren. Het ziekteverloop van CVA-patiënten daarentegen blijft constant of kan zelfs verbeteren door middel van revalidatietherapie. Er zullen echter geen nieuwe symptomen de kop op steken en de bestaande symptomen verergeren niet.

4.3.1 Lower extremity toepassingen

Zoals reeds aangehaald vergt het manueel assisteren bij revalidatieoefeningen zware fysieke inspanningen van de therapeuten. Dit geldt zeker wanneer er assistentie vereist is bij de looptraining van mindervaliden. Verder lopen de kosten voor locomotor training snel op aangezien er meestal meerdere therapeuten nodig zijn om de patiënt te ondersteunen tijdens het uitvoeren van deze oefeningen. Om deze moeilijkheden aan te pakken werden er verschillende toepassingen ontwikkeld voor de onderste ledematen.

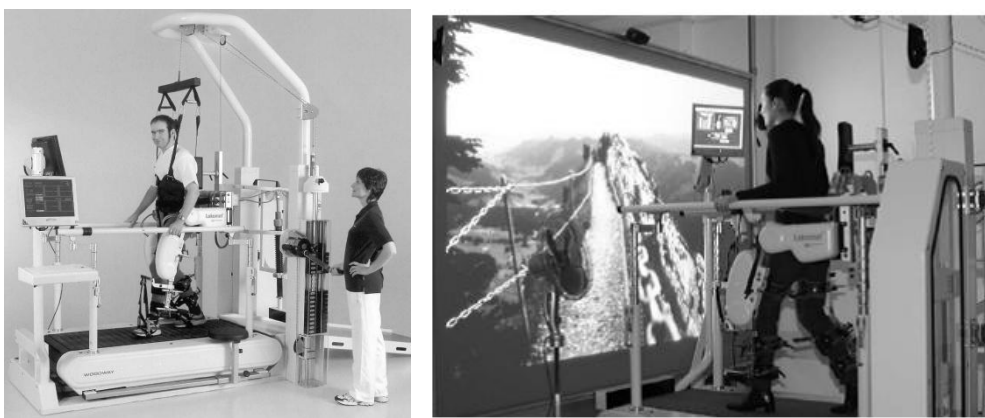
Eén van de meest bekende en bovendien ook commercieel verkrijgbare toepassing, is de Lokomat, die geproduceerd wordt door Hocoma³ [49]. Dit systeem bestaat uit een loopband, passieve en actieve body weight-support (BWS) en enkele exoskeleton robots voor de benen (zie figuur 22). Deze robots zijn in staat de patiënt te assisteren bij het wandelen, terwijl het BWS het gewicht op de benen van de patiënt vermindert. Hierdoor worden de fysieke inspanningen van de therapeut enorm verlaagd waardoor de trainingsduur verlengd kan worden [40]. De Lokomat is ook volledig instelbaar. Zo is het mogelijk om de hoeveelheid assistentie/resistentie in te stellen, of de snelheid van het wandelen aan te passen aan de invaliditeit van de patiënt. Er werd zelfs een Pediatric Lokomat versie ontwikkeld op maat gemaakt van kinderen.

Tijdens het oefenen krijgt de patiënt een scène van een wandelpad te zien met de nodige obstakels. Verder wordt er ook nog feedback gegeven in de vorm van haptics en geluid wanneer er een botsing met een obstakel optreedt. Op deze manier blijft het uitvoeren van de oefeningen aangenaam en interactief waardoor de patiënt gemotiveerd en alert blijft.

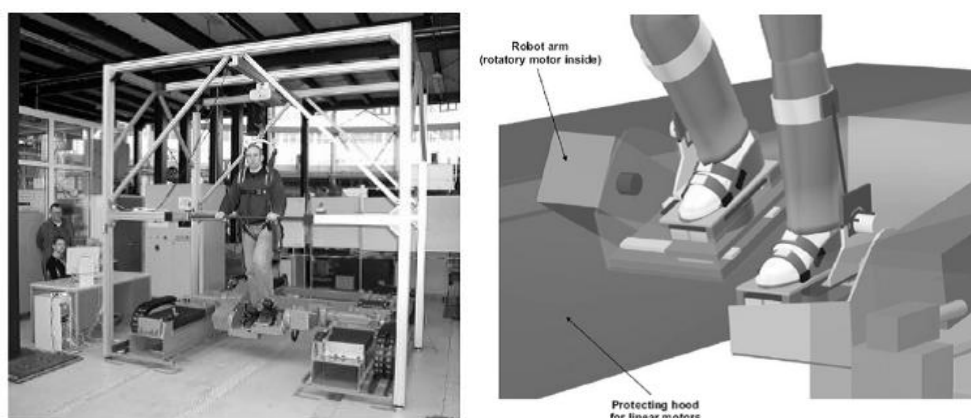
³ <http://www.hocoma.ch/>

Een loopband kan echter geen oneffenheden in het terrein reproduceren. Dit vormt een probleem, aangezien het overdragen van de aangeleerde technieken van één bewegingspatroon naar een ander zeer gelimiteerd is [50]. Dit betekent dat het overschakelen tussen het wandelen op gelijke grond en het nemen van trappen een grote inspanning vraagt. Het is dus nodig dat een *lower extremity* toepassing zoveel mogelijk verschillende omstandigheden kan simuleren, om een succesvolle en volledige revalidatie te kunnen garanderen.

Een apparaat dat deze beperking aanpakt is de Haptic Walker [51]. In tegenstelling tot toestellen die gebruik maken van een loopband, kan de Haptic Walker zeer verschillende omstandigheden simuleren. Dit wordt bewerkstelligd door gebruik te maken van twee beweegbare platformen die elk één voet ondersteunen (zie figuur 23). Deze platformen zijn verder vastgemaakt aan de end-effectoren van twee robots. Hierdoor kunnen deze robots de patiënt assisteren in het maken van zijn bewegingen, waarbij de voet op en neer kan worden bewogen en de tilt van de voet constant wordt aangepast. Verder wordt de patiënt, net zoals bij de Locomat, ondersteund door BWS.



Figuur 22. De Lokomat [49]



Figuur 23. De HapticWalker [51]

De Haptic Walker kan bovendien worden uitgerust met een head-mounted display waardoor de patiënt kan rondwandelen in een virtueel landschap waarin verschillende soorten obstakels voorkomen, zoals trappen en op/aflopende vlakken. Hierbij zal de Haptic Walker zich gedragen als een haptisch toestel waarbij er feedback wordt gegeven over het neerzetten van de voeten en over de ondergrond.

Niet alle apparaten voor de onderste ledematen zijn echter ontwikkeld voor het uitvoeren van wandeloefeningen. De Rutgers Ankle is een apparaat dat de bewegingen van de enkel oefent [52-54]. Het systeem bestaat uit een Stewart platform haptic interface device dat tegenwerkende krachten kan leveren op de voet van de patiënt in zes vrijheidsgraden. Er werden ook twee oefeningen geïmplementeerd die opgevat kunnen worden als minigames. Het spelen van deze games gebeurt al zittend, terwijl de voet wordt vastgemaakt aan het apparaat (zie figuur 24). Bij de eerste oefening moet de patiënt een vliegtuigje doorheen de virtuele wereld sturen met behulp van zijn voet. Hierbij moet hij proberen om doorheen een reeks van ringen te vliegen. Bij het tweede game bestuurt de patiënt een speedboot terwijl hij de boeien op zijn pad moet ontwijken. In beide games kan de moeilijkheidsgraad worden aangepast en kan de hoeveelheid assistentie of resistentie geregeld worden. Verder wordt er ook haptische feedback gegeven over de omgeving door middel van het simuleren van turbulentie van het water of de lucht.

Een uitbreiding op de Rutgers Ankle is de Rutgers Dual Stewart Mobility Simulator [55]. Dit systeem maakt, zoals de naam doet vermoeden, gebruik van twee Rutgers Ankle apparaten om looptraining te kunnen aanbieden (zie figuur 24). Hierbij kan elke voet bewogen worden in zes vrijheidsgraden waardoor elk soort terrein, effen of oneffen, kan gesimuleerd worden. Een nadeel bij dit systeem is dat beide platformen vastgezet zijn op de grond waardoor de grote van de wandelpas kleiner is dan normaal [40].

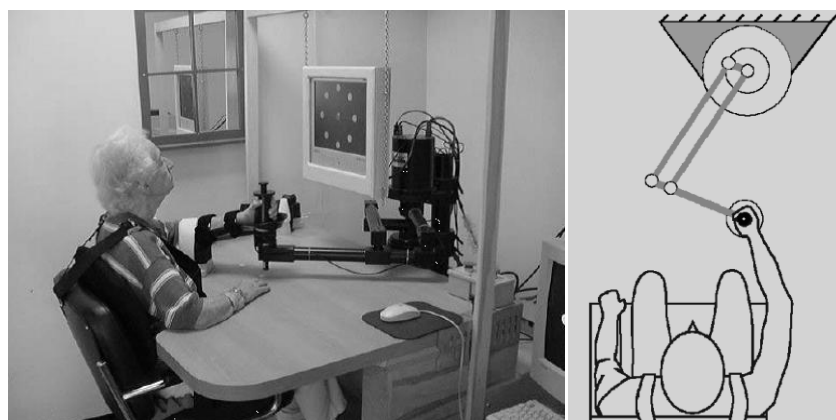


Figuur 24. Het Rutgers Mega Ankle Stewart Platform [53] en de Rutgers Dual Stewart Mobility Simulator [55]

4.3.2 Upper extremity toepassingen

Eén van de eerste toepassingen waarbij haptics gebruikt worden voor revalidatie is het MIT-MANUS systeem, dat werd ontwikkeld aan het Massachusetts Institute of Technology [41, 56]. Het doel van dit onderzoek is nagaan of specifieke training van de aangetaste ledematen met behulp van de MIT-MANUS, bij mensen die een beroerte hebben gehad, effect heeft op hun motorische stoornis en of deze training een positieve invloed heeft op het herstel van de hersenen.

De MIT-MANUS is een 2-DOF robot die het mogelijk maakt voor de patiënten om reikbewegingen te maken in het horizontale vlak om zo hun aangetaste schouder en elleboog te trainen (zie figuur 25). Tijdens deze oefeningen kan het apparaat de gebruiker assisteren, of net weerstand bieden om de uitdaging groter te maken. Hiernaast is het ook mogelijk om de armpositie en de uitgeoefende krachten op te meten.



Figuur 25. De MIT-MANUS [56]

Om de oefeningen uit te voeren, moet de patiënt zijn voorarm in een speciale houder leggen en wordt hij vastgemaakt in een stoel om torsobewegingen ter compensatie van de armbewegingen te voorkomen. Hierna kan hij een reeks van video games spelen waarbij van hem wordt verwacht de robotarm te bewegen overeenkomstig met het doel van het spel. Om het spel boeiend te houden wordt visuele, auditieve en tactiele feedback gegeven.

Tal van studies, die allen gebruik maken van de MIT-MANUS, zijn reeds gepubliceerd [41, 56]. Bij deze studies kregen patiënten robot-assisted therapie als aanvulling op hun conventionele therapie. Daarna ging men na of deze patiënten een grotere vooruitgang hadden geboekt in het functioneren van hun bovenste ledematen ten opzichte van een controlegroep die deze aanvulling niet hadden gekregen. Alle tests hadden een positieve uitkomst.

Desalniettemin, doordat de patiënten die de robot-assisted therapie volgden, deze therapie als aanvulling kregen aangeboden bovenop hun traditionele therapie, was de intensiteit van hun revalidatietherapie veel groter. Verschillende studies hebben bovendien aangetoond dat

trainingsduur en –intensiteit een grote impact hebben op de snelheid van het revalidatieproces, en dit geldt ook bij conventionele therapie [1]. Zonder een directe vergelijking mag men uit deze tests geen overhaaste conclusies trekken, niettegenstaande het feit dat patiënten die trainden met de MIT-MANUS significante vooruitgang boekten in het functioneren van hun arm.

Eén van de beperkingen van de MIT-MANUS is dat de patiënt verplicht wordt om oefeningen te doen in het horizontale vlak. Er werd wel degelijk vooruitgang geboekt met deze trainingmethode, maar een driedimensionale workspace kan het revalideren alleen maar ten goede komen.

Dit nadeel wordt aangepakt door de ARM Guide, voluit de Assisted Rehabilitation and Measurement Guide [57-60]. Dit haptisch apparaat assisteert de patiënt bij het maken van reikbewegingen. Omdat deze beweging meestal een recht traject volgt, gebruikt het apparaat een lineaire slide waarlangs de patiënt de beweging kan uitvoeren (zie figuur 26). Deze slide kan vervolgens georiënteerd worden in verschillende hoeken zodat het mogelijk is om naar verschillende richtingen in de werkruimte te bewegen. Net zoals de MIT-MANUS is de ARM Guide ook in staat om de beweging van de patiënt te assisteren of te belemmeren. Ook is het apparaat uitgerust met beweging- en krachtsensoren waardoor het mogelijk is om de handpositie, de snelheid en de uitgeoefende krachten in de gaten te houden.

In de uitgevoerde studie rond de ARM Guide werden de patiënten gevraagd om naar een geselecteerd doel in hun virtuele omgeving te bewegen. Het doel voor de patiënt hierbij was om een vooropgestelde snelheid aan te houden. Wanneer dit lukte kreeg de patiënt geen assistentie noch weerstand van het apparaat. Wanneer de snelheid echter teveel afweek, greep de ARM Guide in om dit te corrigeren door te assisteren of weerstand te bieden, respectievelijk. Visuele feedback over de hoeveelheid assistentie of resistentie werd weergegeven op een scherm dat zich voor de gebruiker bevond.



Figuur 26. De Assisted Rehabilitation and Measurement Guide (ARM Guide) [60]

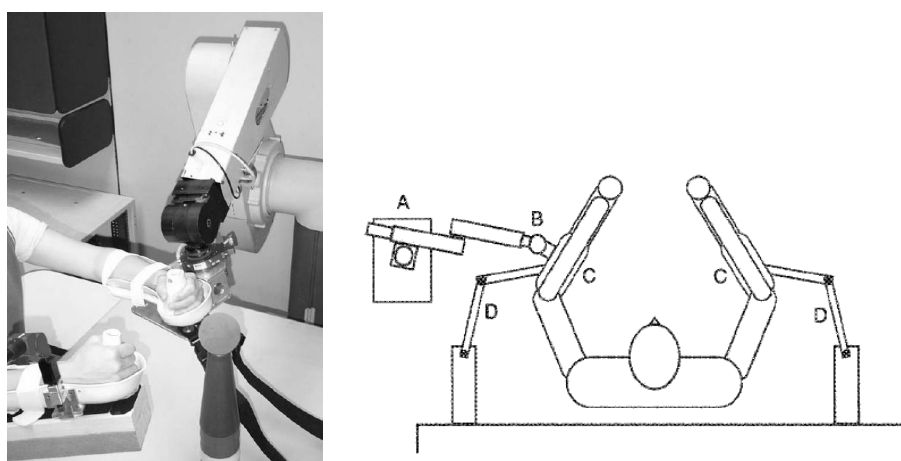
Een controlegroep van patiënten mocht niet trainen met de ARM Guide. Deze groep kreeg gelijkaardige oefeningen maar moest deze uitvoeren zonder ondersteuning van enig apparaat, zogenaamde “free-reaching” oefeningen. Ze traiden wel gedurende een even lange periode als de patiënten die met de ARM Guide traiden. Op deze manier wordt ook rekening gehouden met de kritiek die men op de MIT-MANUS heeft, want daar kregen de twee groepen niet evenveel trainingstijd waardoor de behaalde resultaten enigszins verkeerd kunnen worden opgevat.

Na de therapie werden de prestaties van alle patiënten geëvalueerd. De controlegroep toonde een significante verbetering in hun beweging en snelheid die gelijkaardig is aan de verbetering bij de gebruikers van de ARM Guide.

Deze resultaten kunnen op verschillende manieren worden geïnterpreteerd. Het is mogelijk dat robot-assisted therapie geen beduidend groter effect heeft dan conventionele therapie. Het repetitief bewegen van de arm kan bijgevolg de primaire stimulans vormen voor het herstel van de armfuncties, in plaats van mechanische ondersteuning van de ARM Guide.

Een andere verklaring is dat het type van robot-assisted therapy dat gebruikt werd in deze studie niet optimaal is om de beperkingen van de arm bij deze patiënten weg te werken. Het is mogelijk dat personen met één bepaald klinisch profiel wel baat hebben bij de robot-assisted oefeningen.

In een poging om het effect van robot-assisted therapie te vergelijken met conventionele therapie, en zo de voordelen van robotica en haptics te tonen, waardoor men weer een stap dichterbij klinische goedkeuring, heeft Veteran Administration Medical Center in Palo Alto, in samenwerking met Stanford University, de Mirror-Image Movement Enabler of kortweg MIME, ontwikkeld [61-63].



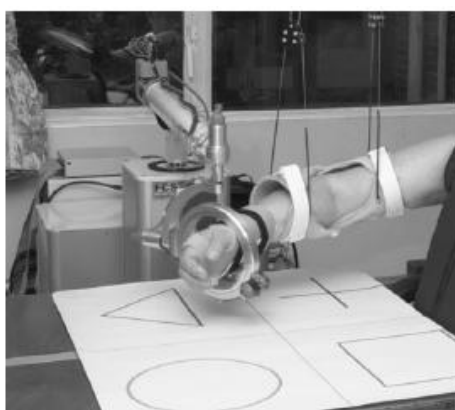
Figuur 27. De Mirror-Image Enabler (MIME) [61, 63]

Het MIME systeem bestaat uit een industriële robot die aangepast werd om op een stabiele en repetitieve manier te interageren met de patiënten. Om het systeem te gebruiken wordt de voorarm van de patiënt in een spalk gelegd die verbonden is met de robot (zie figuur 27). Het systeem heeft 6 vrijheidsgraden. Dit laat toe om de gespalkte voorarm te bewegen over een groot gebied in de driedimensionale ruimte. Een sensor tussen de spalk en de robot staat in voor het opmeten van de krachten tussen de gebruiker en het apparaat tijdens de bewegingen.

Tijdens de uitgevoerde studies zijn vier robot-assisted bewegingsmanieren ontwikkeld: passive mode, active-assisted mode, active-resisted mode en bimanual mode. Bij de eerste modus blijft de patiënt passief en zal de robot de arm doorheen de hele beweging leiden. Bij de actieve modussen zal de MIME de patiënt assisteren of tegenwerken, net zoals bij de twee voorgaande apparaten. De laatste modus is echter bijzonder. In bimanual modus, probeert de patiënt te reiken naar een doel met zijn twee armen tegelijk. De ene arm is verbonden met de MIME, de andere met een positie-sensor. Gedurende de hele beweging worden de armen in spiegelbeeld gehouden (zie figuur 27).

Zoals reeds aangehaald, was het doel van klinische testen om de effectiviteit van een revalidatieprogramma met de MIME te vergelijken met traditionele therapie, waarbij patiënten een even intensief afwerkten. In de eerste maanden van de revalidatie maakte de MIME groep veel meer vooruitgang dan de controlegroep. Deze voorsprong was echter verwaarloosbaar bij afloop van de zes maanden durende test.

Een meer recent onderzoek is het Gentle/s project [64-66]. Hierbij wordt er gebruik gemaakt van een haptic device dat commercieel verkrijgbaar is, namelijk de HapticMaster (zie sectie 2.3.2). Dit in tegenstelling tot de eerder besproken onderzoeksprojecten die allen gebruik maken van apparatuur die zelf werd ontworpen.



Figuur 28. Het Gentle/s project dat gebruik maakt van de HapticMaster [65]

Bij het oefenen van de armbewegingen zitten de patiënten aan een tafel terwijl hun pols via een houder is vastgemaakt aan de HapticMaster (zie figuur 28). Verder is er ook ondersteuning voorzien voor de elleboog om zo het gewicht van de rest van de arm op te vangen.

De Gentle/s laat op deze manier patiënten toe om reikbewegingen te oefenen in drie vrijheidsgraden door interactie met een virtuele wereld. De uit te voeren virtuele taken kunnen door de therapeut ontworpen worden met behulp van de task editor. Dit laat toe om nieuwe bewegingspatronen te creëren afhankelijk van de noden van de patiënt. Verder voorziet de software drie verschillende niveaus van controle. Zo kan de patiënt in de initiële fases van de revalidatie geheel passief de bewegingen mee volgen terwijl het haptisch apparaat de bewegingen aanleert. Daarna kan men overgaan naar uitvoeren van de bewegingen terwijl de patiënt assistentie krijgt. Als laatste is het mogelijk om de patiënt de beweging geheel alleen te laten uitvoeren. Hierbij zullen er alleen correctionele bewegingen worden uitgevoerd om de patiënt in de juiste richting te houden.

In een voorlopige klinische studie werd de Gentle/s gebruikt bij de revalidatie van 30 patiënten. Hieruit bleek dat het systeem een effectief hulpmiddel was bij het herstel en dat het bovendien door zowel de patiënten als de therapeuten als een volwaardig alternatief werd beschouwd. Verder werd er opgemerkt dat het gebruik van robotica een groot voordeel heeft ten opzichte van traditionele therapie wanneer men zwaar invalide patiënten moet behandelen.

Ondanks de veelbelovende resultaten van bovenstaande studies stellen Kahn et al. zich toch de vraag wat de rol van de robot is bij het verbeteren van de motorische functies van de patiënt [67]. Zoals reeds gesteld heeft de trainingsduur en de trainingsintensiteit een grote invloed op de revalidatie [1]. Bovendien werd er door Kahn aangetoond dat het gebruik van haptische revalidatietechnieken niet noodzakelijk leidt tot betere resultaten: patiënten die gebruik maakten van de ARM-Guide vertoonden vooruitgang in hun arm beweging die vergelijkbaar was met de vooruitgang van patiënten die traditionele therapie ontvingen. Hierdoor wordt geopperd dat het oefenen van de verschillende bewegingen de dominante stimulus is bij motorische revalidatie en niet zozeer haptische ondersteuning. Bovendien zijn dergelijke haptische apparaten zeer duur. Wanneer dan ook nog hun bijdrage tot de revalidatie van de patiënt in vraag wordt gesteld, is het nodig dat er een grondig onderzoek wordt opgestart naar kosten en baten van een dergelijk systeem.

In contrast met deze robotica staan de passieve ortheses die reeds geruime tijd worden gebruikt bij de bewegingstraining van mindervalide personen. De aankoopkost van een dergelijke orthese ligt beduidend lager dan die van een haptisch toestel. Het gebruik ervan heeft echter ook wat nadelen. Zo is het moeilijk om het apparaat aan te passen aan de noden van de patiënt en wordt er weinig tot geen feedback gegeven over de geleverde prestaties waardoor het gebruik ervan door de patiënten als saai en repetitief wordt ervaren.

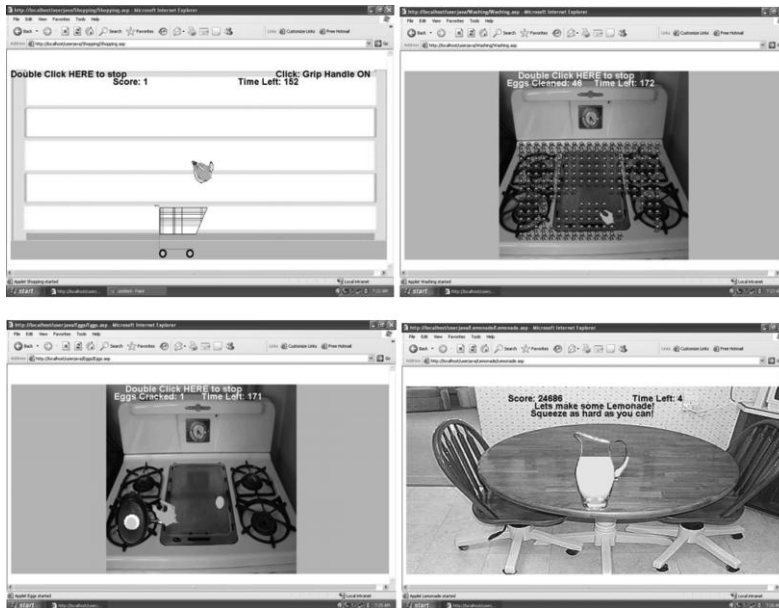
Om de leegte op te vullen tussen de haptische systemen en de passieve ortheses zonder feedback werd de T-WREX, voluit Therapy Wilmington Robotic Exoskeleton, ontwikkeld [68-69]. Dit systeem maakt gebruik van een passieve orthese voor de arm die de patiënt helpt om de zwaartekracht te overwinnen. Door gebruik van elastische banden kan men de hoeveelheid assistentie aanpassen om zo een variabele ondersteuning te leveren die is aangepast aan het niveau van de patiënt (zie figuur 29). Verder werd er ook een gripsensor voorzien om grijpbewegingen toe te laten.



Figuur 29. De T-WREX [68]

Om het systeem aantrekkelijker te maken werd het voorzien van computer games die aangestuurd kunnen worden door middel van de T-WREX. Deze games werden ontwikkeld om functioneel relevante armbewegingen te trainen in een virtuele omgeving. Bovendien werden deze games zeer simpel gehouden en werd er enkel gebruik gemaakt van twee degrees-of-freedom om de spellen zo intuïtief mogelijk te houden. Patiënten krijgen ook feedback omtrent hun prestaties en kunnen hun vooruitgang over een volledige periode opvolgen met behulp van grafieken. In figuur 30 worden enkele van deze ontwikkelde spellen getoond.

In een studie die werd uitgevoerd met de T-WREX werd revalidatietraining met de T-WREX vergeleken met een controlegroep die dezelfde hoeveelheid traditionele oefeningen uitvoerden. De resultaten van hiervan toonden aan dat repetitieve revalidatietraining met de T-WREX de motorische invaliditeit van CVA-patiënten kan verminderen. Echter was er geen significant verschil in verbetering tussen beide groepen, toch haalden patiënten die gebruik maakten van het T-WREX systeem hogere scores op alle klinische testen. Na de initiële trainingsperiode kregen de patiënten de kans om de andere trainingstechniek te proberen voor één sessie. De meerderheid van de patiënten prefereerde echter het gebruik van de T-WREX omdat het minder saai was en ze hun vooruitgang beter konden opvolgen wat hun motivatie opkrikte.



Figuur 30. Enkele revalidatieoefeningen van het T-WREX systeem [69]

De studie heeft dus bewezen dat de T-WREX een positieve invloed heeft op de motorische revalidatie. Bovendien zijn de verbeteringen in de motoriek van de patiënten vergelijkbaar met deze van andere apparaten zoals de MIT-MANUS en de MIME. De T-WREX daarenboven ook al verkrijgbaar op de markt onder de naam “Armeo”. Hij wordt verdeeld door hetzelfde bedrijf dat ook de Lokomat (zie sectie 4.3.1) produceert, namelijk Hocoma⁴.

4.4 Uitdagingen bij het in gebruik nemen van haptics in een klinische omgeving

Aan het gebruik van haptics, in combinatie met virtuele omgevingen, voor motorische revalidatietherapie (zie sectie 4.2), zijn er heel wat voordelen verbonden ten opzichte van het gebruik van traditionele methoden.

Het gebruik van haptics biedt echter niet enkel pluspunten. Er komen behoorlijk wat uitdagingen bij kijken die aangepakt moeten worden alvorens haptische revalidatie een grootschalige inburgering zal kennen. Het woord ‘nadelen’ wordt hier bewust niet gebruikt aangezien de uitdagingen die er zijn niet noodzakelijk negatieve aspecten zijn. Men kan ze beter zien als knelpunten, punten van kritiek, die eventueel in de loop van de tijd nog verbeterd of opgelost dienen te worden.

In sectie 4.2 werden reeds een aantal criteria aangehaald waaraan haptische revalidatietoepassingen moeten voldoen om tot een succesvolle nieuwe revalidatiemethode uit te groeien. Twee daarvan hadden betrekking tot de kosten die een dergelijke nieuwe

⁴ <http://www.hocoma.ch/>

toepassing met zich meebrengt. Dit is ook meteen een groot struikelblok bij het gebruik van haptics. Niettegenstaande het feit dat de prijzen van haptische toestellen de laatste jaren flink gedaald zijn, is de aankoop van een dergelijk systeem nog altijd zeer duur. Zo bedraagt de prijs van een PHANTOM haptic device rond de 10.000 euro of meer voor één enkel toestel. Wanneer men bovendien meerdere van deze toestellen nodig heeft om alle patiënten een kans te geven, dan is de realisatie van een dergelijk systeem een flinke hap uit het budget van de ziekenhuizen of revalidatiecentra.

Maar de aankoop van een systeem is niet de enige kost die moet worden verrekend. Zo zijn er nog talloze andere kosten verbonden aan de ingebruikname [38]. De therapeuten moeten namelijk een degelijke opleiding ontvangen om dergelijke toestellen veilig en doeltreffend te kunnen gebruiken. Deze opleiding omvat niet enkel het leren opstellen van het nieuwe apparaat voor gebruik door een patiënt, maar ook een gedetailleerde 'know-how' van de hardware en de software is noodzakelijk. Het maken van dergelijke kosten zal dan ook een grote terughoudendheid bij de klinische centra teweegbrengen.

Een groot deel van de gemaakte kosten bij de aankoop en opleiding zullen echter op termijn weggewerkt kunnen worden zodat een haptische revalidatietoepassing toch rendabel kan worden. Dit kan vooral door de verhoogde efficiëntie en effectiviteit die haptische revalidatie met zich meebrengt. Hierdoor kan een hoger aantal patiënten behandeld worden in dezelfde tijdspanne en dit zorgt natuurlijk voor extra inkomsten. Verder kan men ook afstappen van de één-op-één interactie tussen de therapeut en de patiënt waardoor de mogelijkheid er is om meerdere patiënten tegelijk te behandelen al naargelang het aantal beschikbare apparaten.

Een niet onbelangrijke uitdaging is het overtuigen van de therapeuten van de kwaliteiten van haptische revalidatietoepassingen [37]. Zoals eerder vermeld, is het nodig met behulp van klinische testen te bewijzen dat het gebruik van haptics kwantificeerbare en functionele voordelen biedt ten opzichte van de conventionele therapie [39]. Wanneer dit bewijs kan worden geleverd, zullen de revalidatiecentra gemakkelijker openstaan voor deze nieuwe technologie. Verder zal er ook aangetoond moeten worden dat de aangeleerde technieken in de virtuele omgeving ook overgebracht kunnen worden naar taken in de echte wereld, en dat patiënten blijvende voordelen ondervinden ten gevolge van de haptische revalidatie.

Sommige therapeuten zijn echter van mening dat deze haptische toepassingen hun job zullen innemen en staan dus afwijzend ten opzichte van deze nieuwe technologie [37-38, 45]. Dit komt omdat deze haptische toepassingen vooral ontworpen worden om het uitvoeren van oefeningen zo veel mogelijk te automatiseren, waardoor zij het gevoel hebben dat ze overbodig zullen worden. Niets is echter minder waar. Zoals reeds eerder vermeld zullen de haptische systemen een ondersteunende rol spelen bij de behandeling van de patiënten. De uitwerking en planning van de gehele revalidatie, aangepast aan de individuele noden van de patiënt, ligt nog steeds in handen van de therapeut. Haptics assisteren enkel bij het uitvoeren van de oefeningen om een zo optimaal mogelijke revalidatie te garanderen. Verder zijn de haptische toestellen in staat om de therapeut te voorzien van objectieve informatie met

betrekking tot de prestaties van de patiënten. De uiteindelijke beoordeling en mogelijke beslissingen zullen echter nog altijd worden uitgevoerd door de therapeut.

Een belangrijk aspect dat niet uit het oog mag worden verloren, is de veiligheid van de patiënt [37, 40]. Terwijl de patiënt interageert met een virtuele wereld, zijn de krachten die worden uitgeoefend wel reëel. Het is dus nodig dat revalidatieapparaten, die in staat zijn om hoge outputkrachten en grote acceleraties te leveren, voorzien worden van voldoende veiligheidsmaatregelen. Een eerste mogelijkheid is het voorzien van een manuele schakelaar voor het stilleggen van de robot. Hierbij moet er minstens één switch voorzien worden voor de patiënt en één voor de therapeut. Maar een dergelijk schakelaar alleen is niet voldoende, gezien de vertraging die menselijke reacties met zich meebrengen. Dit impliceert de nood aan meerdere maatregelen voor de maximalisatie van de patiëntveiligheid. Een dergelijk voorbeeld kan worden teruggevonden bij de Haptic Walker (zie sectie 4.3.1) [51]. Hier zijn verschillende sensoren bij de robot ingebouwd, die meerdere parameters in beeld brengt. Wanneer de waarde van deze parameters de voorgeschreven limiet overschrijdt, zal er een noodstop worden uitgevoerd.

4.5 Conclusie

Door de vele voordelen van haptics ten opzichte van de conventionele therapie, worden deze als een potentiële toepassing voor revalidatiedoeleinden beschouwd. Ondanks de vele voordelen die haptics kunnen bieden, zijn er nog enkele obstakels die eerst dienen overwonnen te worden. Dan pas kan het gebruik van force feedback voor revalidatiedoeleinden in de realiteit worden toegepast.

Voorgaand onderzoek wees echter uit dat de toepassing van dergelijke technologie vaak een positief resultaat kent bij motorisch mindervalide patiënten.

Het toepassen van zulke therapie vergt bijgevolg nog verder onderzoek, maar desalniettemin lijken er grote veranderingen op komst te zijn in het veld van de revalidatietherapie.

Hoofdstuk 5

Motivatie van de patiënt bij revalidatietherapie

In het vorige hoofdstuk werd het gebruik van haptics en virtuele omgevingen bij de revalidatie van motorisch mindervaliden besproken. Hieruit is gebleken dat haptische apparaten vele voordelen bieden ten opzichte van traditionele revalidatiemethoden. Hierdoor lijken ze een veelbelovende toekomst tegemoed te gaan binnen de revalidatiewetenschappen.

Toch zijn het niet alleen de gebruikte apparaten en technieken die leiden tot een succesvolle revalidatie van de patiënt. Een bijkomende factor die hierin een zeer belangrijke rol speelt is motivatie.

Vaak hoort men therapeuten, vrienden of familie van patiënten de opmerking maken dat hun patiënt, vriend of familielid een gebrek heeft aan motivatie en wilskracht. Dikwijls komen hierbij dezelfde opmerkingen naar voren zoals “Hij heeft vandaag echt geen zin in therapie”. Bovendien hebben therapeuten het ook niet gemakkelijk om hun patiënten aan te moedigen de opgelegde oefeningen uit te voeren.

Desondanks speelt motivatie een grote rol in de uitkomst van een behandeling. Zo vlot de revalidatie beter bij diegenen die gemotiveerd zijn. Patiënten met een gebrek aan motivatie zullen daarentegen minder snel vooruitgang boeken [70]. Daarom is het dus van cruciaal belang voor de therapeuten om hun patiënten te motiveren en te inspireren om op deze manier de drijvende kracht te zijn bij hun revalidatie.

5.1 Het concept ‘motivatie’

Motivatie is een concept dat moeilijk is te definiëren. Zo heeft motivatie een zeer brede context die invloeden kent vanuit de psychologie en gedragswetenschappen. Toch wordt deze term frequent gebruikt door therapeuten en andere personen wanneer men het heeft over de inzet van de patiënt en de vooruitgang van zijn revalidatie, zij het al dan niet impliciet.

Alvorens verder te gaan is het dus van belang om tot een inzicht te komen wat motivatie nu juist betekent.

De definitie van motivatie waaraan de meeste mensen denken is die waarbij het concept wordt voorgesteld als een interne kracht, een drijfveer van binnenuit. Motivatie kan echter ook worden voorgesteld als een kracht die inwerkt op het organisme, of een kracht die ontstaat vanuit het organisme en ons aanzet tot een bepaald gedrag. Hierbij bepalen zowel extrinsieke of omgevingsfactoren, als intrinsieke of interne factoren hoe het individu zal reageren [71].

Bandura bracht de term motivatie ook in contact met het concept van *self-efficacy* [72]. Onder *self-efficacy* wordt het vermogen en de overtuiging om adequaat en efficiënt te handelen in een gegeven situatie verstaan. Verder wordt er gesteld dat verwachtingen met betrekking tot persoonlijke vooruitgang of verrijking een grote invloed hebben op het engagement van een bepaalde persoon, op de hoeveelheid moeite die zal worden gedaan en op de lengte van de periode dat deze persoon een bepaalde actie zal volhouden. Vier typen van informatie kunnen hierop invloed uitoefenen: eigen gedrag of prestaties, gedrag of prestaties van anderen, verbale aanmoedigingen en fysieke/emotionele staat van de persoon. Wanneer men ziet dat men door een bepaald gedrag een doel kan bereiken, zal men overtuigd zijn dat men dit volgende keer opnieuw kan. Ook de prestaties van anderen kan een invloed hierop hebben. Verbale feedback, zoals peptalk, draagt ook bij aan het idee dat men een bepaald doel zal behalen door het ondernemen van bepaalde acties. Tenslotte zal de fysieke en emotionele staat van de persoon een rol spelen. Symptomen zoals stress en vermoeidheid kunnen een negatieve invloed hebben op het gevoel van competentie binnen het individu. Een complexe combinatie van bovenstaande factoren kan het gevoel van *self-efficacy* verzwakken of versterken. Hoe groter het gevoel van *self-efficacy*, hoe groter de motivatie tot handelen.

5.2 Het stimuleren van motivatie

Vanuit het perspectief dat *self-efficacy* een doorslaggevende factor is, die mee het niveau van motivatie van de patiënt bepaald, is het dus van groot belang om hierop in te spelen. Met behulp van uitgekiende strategieën is het mogelijk om de patiënt te beïnvloeden om de motivatie op te krikken. Op deze manier probeert men het functioneel herstel positief te beïnvloeden. Door het leveren van sociale en fysieke stimuli kan men geloof, verwachtingen en een gevoel van competentie ontwikkelen. Enkele factoren die hierbij zouden helpen zijn het opstellen van realistische doelen, negatieve feedback vermijden, verbale aanmoedigingen geven en individuele trainingsschema's opstellen [35, 71].

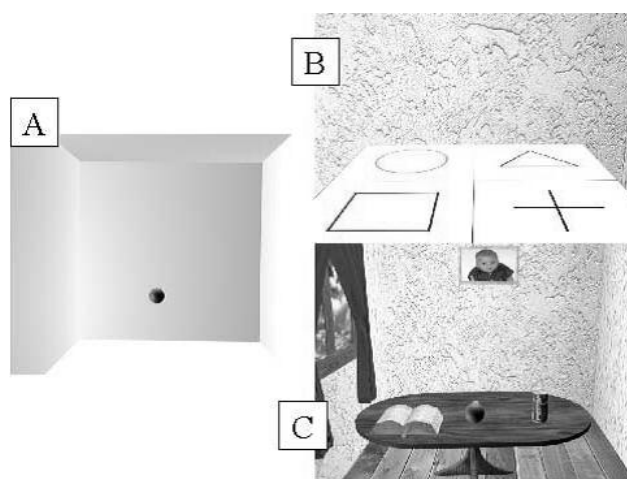
Het is algemeen geweten dat personen een activiteit pas zullen uitvoeren wanneer zij het gevoel hebben dat deze activiteit belangrijk is voor hen. Daarom is het dus ook van zeer groot belang voor therapeuten om hun patiënten te motiveren door de opgestelde activiteiten zo zinvol en waardevol mogelijk te maken voor de patiënt [35, 71]. Ook het minimaliseren van negatieve invloeden is van belang. Een lage *self-efficacy*, verminderde competenties en een

gevoel van onvermogen moeten worden vermeden. Wanneer men met al deze factoren rekening houdt, zal men bijdragen tot het ontwikkelen van motivatie bij revaliderende patiënten. Samengevat moet een goede activiteit dus “SMART” zijn: Specific, Measurable, Attainable, Realistic en Time specified [35].

Twee studies van de apparaten die reeds werden voorgesteld in sectie 4.3 gingen na hoe men, door middel van het gebruik van haptics en een virtuele omgeving, de motivatie van de patiënt kon verbeteren: de GENTLE/S en de T-WREX.

Om de motivatie en de aandacht van de patiënten te stimuleren, en dus de functionele motorische revalidatie te verbeteren, zijn er vier factoren waarop het GENTLE/S systeem zich concentreert: visuele feedback, haptische feedback, audiofeedback en prestatiegerelateerde feedback [64].

Een eerste belangrijke factor is het geven van visuele feedback. Er wordt gesteld dat de gebruikte virtuele omgeving zo attractief mogelijk moet gemaakt worden en een zekere graad van realisme moet bevatten. Daarom werden er voor de initiële test drie verschillende grafische omgevingen gecreëerd: van lege kamer, naar een mooie 3D-omgeving met een paar grafische elementen tot een zeer realistische omgeving met natuurgetrouwe objecten (zie figuur 31). In tegenstelling tot wat men zou vermoeden, prefereerde de meerderheid van de patiënten de gemengde omgeving (3D met realistische invloeden – figuur 31B). Ook het gebruik van vooropgestelde doelen bij het uitvoeren van de oefeningen is van belang.



Figuur 31. De verschillende grafische omgevingen binnen het GENTLE/S project [64]

Verder werd ook het gebruik van haptic feedback gezien als een factor die inspeelt op de motivatie van de patiënt. Wanneer haptische feedback de patiënten kan helpen bij het uitvoeren van de oefeningen zullen ze het langer volhouden en ook meer plezier beleven bij het spelen. Bovendien werd er vastgesteld dat het van belang is om de haptische krachten in te stellen naargelang de noden van de patiënt. Ook het gebruik van aanmoedigende woorden

en geluiden tijdens het uitvoeren van een taak heeft een positieve invloed op de motivatie van de patiënt. Hierbij moet er niet alleen aandacht geschonken worden aan momenten waarop de patiënt succesvol is, maar ook aan momenten waarop het niet zo goed lukt. Troostende woorden gevolgd door een paar oppeppende uitspraken kunnen hierbij helpen. Als laatste werd er aandacht geschonken aan het geven van feedback over de geleverde prestaties. Zo was het mogelijk om resultaten van vorige taken te bekijken en te vergelijken met die van de taak die zojuist werd afgelegd.

Maar er werd niet enkel gewerkt aan het opkrikken van de motivatie van de patiënt. Er werd ook gewerkt aan een vertrouwensband tussen patiënt en het revalidatiesysteem. Dit werd gerealiseerd door de software een persoonlijkheid te geven door middel van het toevoegen van een figuur waardoor het programma kan interageren met de patiënt.

Het integreren van al deze bovenstaande factoren had wel degelijk een invloed op de motivatie van de patiënten. Na afloop van de testperiode merkten alle patiënten op dat het systeem hen hielp om langer vol te houden dan bij een traditionele therapieessie. Verder vond de meerderheid een dergelijk systeem fijner en interessanter om mee te werken.

Ook in het T-WREX systeem werd er aandacht geschonken aan de motivationele aspecten van het revalideren [68-69]. Daarom werd therapeutische software ontwikkeld voor het gebruik met de T-WREX. Deze software bood verschillende games aan die allen waren ontwikkeld met het oog op specifieke taakgerichte revalidatie. Deze virtuele taken bestaan onder andere uit eten, boodschappen doen, kuisen en koken. Dergelijke thema's werden gekozen voor hun groot functioneel belang en hun motiverend aspect. Op deze manier kunnen patiënten betekenisvolle armbewegingen oefenen in een virtuele omgeving met beperkte zwaartekracht. Om de aandacht van de patiënten te trekken werd er bovendien gebruik gemaakt van visuele en audiofeedback.

Verder is het ook mogelijk om de revalidatiesoftware volledig af te stemmen op de noden van de patiënt. Op deze manier worden de doelen van de verschillende games aangepast zodat de taak niet onoverkomelijk lijkt voor de patiënt. Hierdoor zal deze steeds in zichzelf blijven geloven wat een belangrijke factor is bij het motiveren van patiënten. Bovendien krijgt de patiënt ook een "To Do Lijst", samengesteld door de therapeut, voorgeschiedeld waarop te zien is hoeveel keer een bepaald spel moet worden uitgevoerd. Aan het einde van elk spel wordt er ook nog een overzichtspagina getoond met daarop de behaalde score samen met een vergelijking hoe deze score zich verhoudt tot hun andere pogingen en het gemiddelde.

De meerderheid van de patiënten verkoos het trainen met de T-WREX boven de conventionele oefeningen. Deze keuze werd grotendeels gebaseerd op de interactiviteit die werd aangeboden door het T-WREX systeem. De normale oefeningen werden over het algemeen als saai ervaren waardoor er een gebrek aan motivatie optrad. De patiënten gaven bovendien ook toe dat ze deze traditionele oefeningen naar alle waarschijnlijkheid niet zouden uitvoeren in

een omgeving zonder toezicht. Ongeveer 80% zou zijn training echter wel verder zetten indien deze gebruik zou maken van de T-WREX.

In een volgende studie werd er dieper ingegaan op de redenen van deze voorkeur [73]. Een interessante opmerking hierbij is dat niemand van de patiënten de voorkeur gaf aan de T-WREX omdat hij dacht dat deze voor een snellere en betere revalidatie kon zorgen. De meeste patiënten focusten echter op de interactiviteit van het systeem en het feit dat ze met behulp van de T-WREX hun armbewegingen beter en gemakkelijker konden uitvoeren. Het feit dat patiënten hun bewegingen beter konden uitvoeren betekent ook dat ze meer succesvol waren in het uitvoeren van de virtuele taken. Dit kan bijgevolg leiden tot een positief trainingsgedrag.

Men kan dus besluiten dat zowel de assistentie bij de bewegingen, de uitdagende virtuele omgevingen en de aangeboden feedback samenwerken om de patiënten te motiveren. Deze stimuli zullen er bijgevolg voor zorgen dat de patiënt zijn revalidatie beter onder ogen ziet. Bovendien zal een meer intense en repetitieve training leiden tot een grotere vooruitgang van de patiënt.

5.3 Conclusie

Bij de term motivatie wordt er meteen gedacht aan de inzet van een persoon. We kunnen dit dus beschrijven als een interne kracht, een drijfveer van binnenuit. Motivatie kan echter ook worden voorgesteld als een kracht die inwerkt op, of ontstaat vanuit het organisme en die ons aanzet tot een bepaald gedrag. Bandura linkte motivatie ook met het concept van self-efficacy. Dit heeft te maken met het vermogen en de overtuiging om adequaat en efficiënt te handelen in een gegeven situatie.

Om de patiënt te motiveren is het dus nodig dat er ingespeeld wordt op de self-efficacy. Hierbij kan men gebruik maken van het opstellen van realistische doelen, het vermijden van negatieve feedback, het geven van verbale aanmoediging en het opstellen van gepersonaliseerde trainingsschema's.

Twee studies probeerden zich hierop te focussen door het aanbieden van feedback op verschillende vlakken: visueel, haptisch, auditief en prestatiegericht. Deze stimuli zijn een belangrijk gegeven in het stimuleren van de motivatie van de patiënt. Ze zorgen ervoor dat de patiënt zijn revalidatietaken met meer plezier zal uitvoeren waardoor hij langer zal volhouden wat op termijn zal leiden tot een beter functioneel herstel.

Hoofdstuk 6

Implementatie van een haptische revalidatietoepassing voor de bovenste ledematen

Zoals de vorige hoofdstukken hebben aangetoond, heeft het gebruik van haptics en force feedback voor de revalidatie van mindervalide personen heel wat voordelen ten opzichte van de conventionele therapie. Zo zijn haptische apparaten in staat om de gebruiker te ondersteunen bij het uitvoeren van zijn revalidatietaken en dit zonder tussenkomst van een therapeut. Bovendien kan de krachtterugkoppeling volledig worden afgestemd op de noden van de patiënt waardoor men kan inspelen op de vorderingen van de patiënt. Wanneer men een dergelijke haptische revalidatietoepassing aanvult met een virtuele omgeving kan men bovendien de mogelijkheden nog verder uitbreiden.

In dit hoofdstuk zal de opgebouwde kennis met betrekking tot haptics en revalidatie gebruikt worden om een haptische toepassing te ontwikkelen die gebruikt zal worden voor de revalidatie van de bovenste ledematen bij MS-patiënten. Met deze toepassing zal de gebruiker met behulp van een haptisch apparaat en een virtuele omgeving meerdere taken kunnen uitvoeren, om op deze manier zijn armbewegingen te trainen.

6.1 HapticReval: een haptische revalidatietoepassing

HapticReval is een toepassing die zich toespitst op de revalidatie van de bovenste ledematen bij MS-patiënten. Hierbij zal gebruik gemaakt worden van haptics en force feedback in samenwerking met een virtuele omgeving. Om het programma van krachtterugkoppeling te voorzien kan er ofwel gebruik gemaakt worden van de PHANTOM ofwel van de HapticMaster.

Aangezien het de bedoeling is om de patiënt een zo aangenaam mogelijke revalidatietraining aan te bieden werden drie verschillende minigames ontwikkeld waarmee de patiënt zijn armbeweging kan oefenen en verbeteren.

De verschillende minigames zijn:

- “Make The Picture!”
- “Scratch-It!”
- “Sort-It!”

Om de toegang tot deze games te vergemakkelijken werd een grafische user interface ontwikkeld (zie figuur 32) waarmee de patiënt niet alleen de verschillende minigames kan opstarten, maar ook toegang heeft tot een persoonlijke to-do lijst en informatie zoals highscores en grafieken waarmee de patiënt zijn vorderingen kan opvolgen.

Alvorens er dieper zal ingegaan worden op de minigames die werden ontworpen en de verschillende haptische effecten die werden geïmplementeerd, zullen eerst enkele technische aspecten van de applicatie worden toegelicht.



Figuur 32. Welkomsscherm van HapticReval

6.1.1 Technische aspecten

HapticReval werd ontwikkeld in C++. Er werd bovendien ook gebruik gemaakt van een aantal softwarebibliotheken om de ontwikkeling van het programma te vereenvoudigen.

Voor de implementatie van de verschillende minigames werd er gebruikt gemaakt van H3DAPI⁵. H3DAPI is een open-source softwareplatform, geschreven in C++, waarmee het mogelijk is om zowel de grafische kant als de haptische effecten van een programma te implementeren. Om dit te bereiken maakt H3DAPI gebruik van OpenGL voor de grafische rendering, HAPI voor de haptic rendering en X3D voor het opstellen van een scene-graph. Door

⁵ <http://www.h3dapi.org/>

deze combinatie kan er op een eenvoudige manier een grafische omgeving worden opgesteld die bovendien ook voelbaar is door middel van haptische feedback. Doordat H3DAPI open-source is kan men als ontwikkelaar H3DAPI op een eenvoudige manier uitbreiden met nieuwe haptische effecten.

Aangezien H3DAPI gebruik maakt van HAPI, een softwarebibliotheek die werd ontwikkeld door de mensen achter H3DAPI, is het niet noodzakelijk om te vertrouwen op de haptische softwarebibliotheek OpenHaptics die ontwikkeld wordt door SensAble⁶. Hierdoor biedt H3DAPI ook ondersteuning voor andere haptische apparaten die geen gebruik maken van OpenHaptics en heeft men bovendien ook de keuze uit meerdere haptic rendering technieken (zie sectie 3.2). H3DAPI biedt op dit moment ondersteuning voor volgende apparaten: de PHANTOM serie, de apparaten van Force Dimension, de Novint Falcon en sinds kort ook de HapticMaster (voor bespreking van deze apparaten zie sectie 2.3). De aangeboden rendering technieken bestaan uit de Chai3D-renderer⁷, de OpenHaptics-renderer, de GodObject-renderer [28] en de Ruspini-renderer [29].

Doordat H3DAPI ondersteuning biedt voor meerdere apparaten, en de implementatie bovendien apparaatonafhankelijk is, is het mogelijk om af te wisselen tussen verschillende haptische toestellen zonder aanpassingen te doen aan de implementatie van de toepassing. In dit project zal er gebruik gemaakt worden van de PHANTOM Premium en de HapticMaster. Voor het renderen van alle haptische effecten werd gekozen voor de Ruspini-renderer [29]. Deze renderer is apparaatonafhankelijk en maakt bovendien gebruik van een robuust rendering algoritme, namelijk de constraint-based methode die reeds werd beschreven in sectie 3.2.2.

Voor het bouwen van de grafische user interface werd het QT-framework⁸ gebruikt. Dit framework biedt een brede waaier aan widgets aan, waaronder ook een OpenGL-widget, waardoor het mogelijk is om het grafische venster van H3DAPI rechtstreeks te integreren in de grafische user interface van QT. Bovendien kan QT ook nog uitgebreid worden met de Qwt-bibliotheek waardoor het mogelijk wordt om grafieken te tonen.

Een laatste softwarebibliotheek die gebruikt werd binnen het project is Open Dynamics Engine(ODE)⁹. ODE is een open-source library voor het simuleren physics en rigid body dynamics. ODE kan bovendien gecombineerd worden met eender welke grafische rendering bibliotheek. Hierdoor verliep de integratie van ODE en de combinatie met H3DAPI vrij vlot. Het stabiel afstellen van ODE vergt echter heel wat werk en dan nog laat ODE af en toe een steek vallen. Bovendien is het in ODE niet mogelijk om op een eenvoudige manier de inwerkende krachten op een object op te vragen. Dit is natuurlijk een probleem wanneer deze inwerkende krachten weergegeven moeten worden via haptics.

⁶ SensAble, de makers van de PHANTOM. <http://www.sensable.com/>

⁷ <http://www.chai3d.org/>

⁸ <http://qt.nokia.com/products/>

⁹ <http://www.ode.org/>

Momenteel werken de makers van H3DAPI echter aan een extensie waarbij rigid body simulatie geïntegreerd zal worden binnen H3DAPI. Ook zij zullen hiervoor gebruik maken van ODE. Vanaf de volgende versie van H3DAPI zal deze extensie normaal gezien beschikbaar zijn.

6.1.2 PHANTOM versus HapticMaster

Oorspronkelijk zijn de verschillende haptische revalidatietaken ontworpen voor gebruik met de PHANTOM. Aangezien de HapticMaster echter recent werd aangekocht, werd besloten om HapticReval ook met dit apparaat te testen. Dit mocht bovendien ook geen probleem zijn aangezien H3DAPI beide apparaten ondersteunt en de implementatie ook nog apparaatonafhankelijk is. Echter het verschil in werking tussen beide apparaten (zie sectie 2.3.1) zorgt ervoor dat het gevoel bij het uitvoeren van de verschillende taken volledig anders is.

Een eerste punt, dat meteen opvalt wanneer men met de HapticMaster begint te werken, is de minimale frictie van het apparaat. Wanneer men een klein duwtje geeft aan de end-effector beweegt het apparaat haast vanzelf verder. Bij de PHANTOM daarentegen is het nodig om het apparaat constant te ondersteunen en constant te leiden. Wanneer men stopt, valt de end-effector onvermijdelijk naar beneden.

Ook het bewegingoppervlak van de HapticMaster is als het ware gigantisch ten opzichte van het oppervlak dat men met de PHANTOM kan overspannen. Dit maakt de HapticMaster uiterst geschikt voor de revalidatie van de bovenste ledematen. Met dit apparaat zijn de uit te voeren bewegingen veel groter waardoor de patiënt verplicht is om zijn volledige arm te bewegen, inclusief bovenarm en schoudergewricht. Bij de PHANTOM is dit echter niet altijd het geval. Doordat het bereik kleiner is, kunnen veel bewegingen uitgevoerd worden vanuit de onderarm, of zelfs door enkel de pols te bewegen. Voor optimale revalidatie is het uiteraard de bedoeling dat de volledige arm wordt gebruikt bij het uitvoeren van de verschillende bewegingen. Een bijkomend voordeel van de HapticMaster is dat men de normale end-effector ook kan vervangen door een ander exemplaar, zoals een brace voor de onderarm van de patiënt. Hierdoor wordt de arm van de patiënt beter ondersteund bij het uitvoeren van de verschillende taken.

Het enige probleem is dat H3DAPI voorlopig nog geen rotaties ondersteunt wanneer er gebruik gemaakt wordt van de HapticMaster. Binnen de onderzoeksgroep van het EDM werd er wel al een uitbreiding voor ontwikkeld maar deze is nog niet volledig stabiel. Het gebrek aan rotaties is echter wel een probleem aangezien één van de ontwikkelde taken deze rotaties nodig heeft voor de uitvoering ervan.

6.2 Virtuele revalidatietaken

Om de motorische revalidatie van mindervalide personen zo optimaal mogelijk te laten verlopen werd in sectie 4.1 de taakgebaseerde aanpak voorgesteld. Hierbij wordt de nadruk gelegd op het uitvoeren van verschillende taken, die bovendien zeer nuttig zijn tijdens de

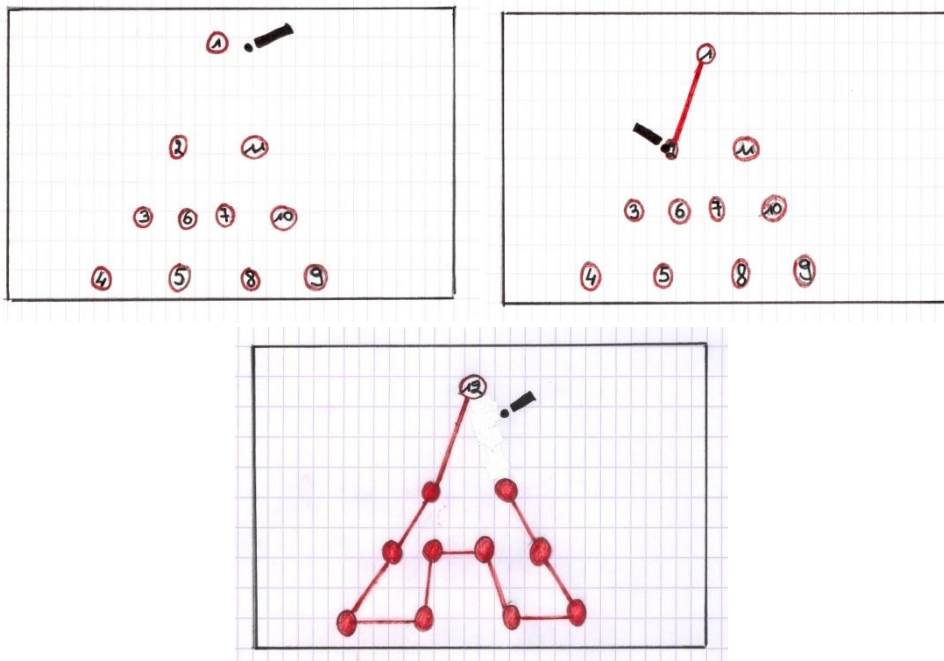
dagelijkse activiteiten van de persoon. Verder zullen de verschillende taken tijdens een training ook meerdere keren worden herhaald wat het effect van de revalidatie versterkt.

Deze taakgebaseerde aanpak steunt op het feit dat alle onderdelen van de ICF-classificatie [34] moeten worden aangepakt tijdens de revalidatietraining. Deze eigenschap is zeer belangrijk bij het ontwikkelen van een revalidatietoepassing die gebruik maakt van haptics en force feedback. Timmermans et al. stellen in hun werk een checklist voor van verschillende criteria en richtlijnen die men in acht moet nemen bij de ontwikkeling van haptische revalidatietoepassingen [35]. Enkele van de voorgestelde richtlijnen zijn:

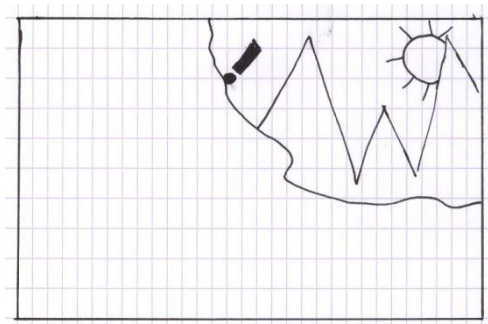
- De training moet zich richten op de drie verschillende niveau's van het ICF.
- De training moet frequent de verschillende bewegingen herhalen.
- De training moet aangepast zijn aan de patiënt en rekening houden met het doel dat de patiënt moet bereiken (uit te oefenen kracht, uithouding, coördinatie).
- De verschillende taken moet voldoende afwisseling bieden.
- De training moet fijn zijn om uit te voeren, bijvoorbeeld door het inwerken van bepaalde gamingaspecten zodat de training voor de patiënt boeiend is, en tegelijk een uitdaging vormt.

Net zoals bij het T-WREX project, werden er voor HapticReval meerdere virtuele revalidatietaken ontwikkeld. Deze taken zijn niet rechtstreeks gebaseerd op activiteiten die de patiënt dagelijks zal uitvoeren zoals bij de T-WREX. De inspiratie voor de ontwikkeling van de verschillende taken werd echter gehaald uit een steeds populairder wordende groep van games, namelijk de Flash-games. Deze games zijn meestal eenvoudig van aard maar toch zeer fijn en dikwijls ook verslavend. Deze eigenschappen zijn precies degene die men wil bereiken bij het ontwikkelen van virtuele revalidatietaken. Natuurlijk is het hierbij van zeer groot belang om rekening te houden met de groep van patiënten waarvoor de applicatie is bedoeld, namelijk MS-patiënten. Het is dus nodig om bij het ontwerpen van de games de verschillende symptomen van MS voor ogen te houden en hierop in te spelen (voor meer uitleg over multiple sclerose zie sectie 1.2).

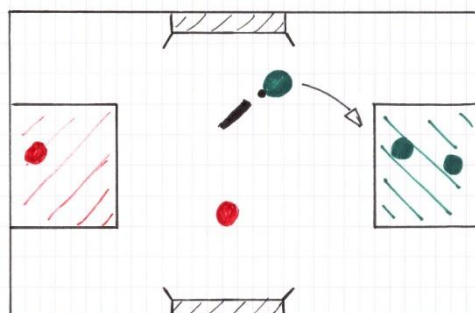
Voor de HapticReval-toepassing werden drie verschillende minigames ontworpen die de patiënt moeten helpen bij het training van de bovenste ledematen: *"Make The Picture!"*, *"Scratch-It!"* en *"Sort-It!"*. Het idee van deze minigames werd eerst uitgewerkt op papier (zie figuren 33, 34 en 35) en afgestemd met een kinesitherapeut die reeds ervaring had met de ontwikkeling van haptische revalidatietaken.



Figuur 33. Schetsen van "Make The Picture!"



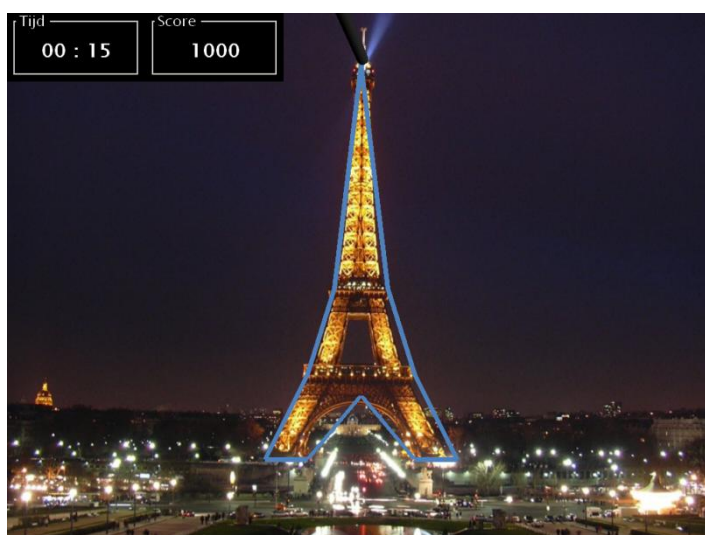
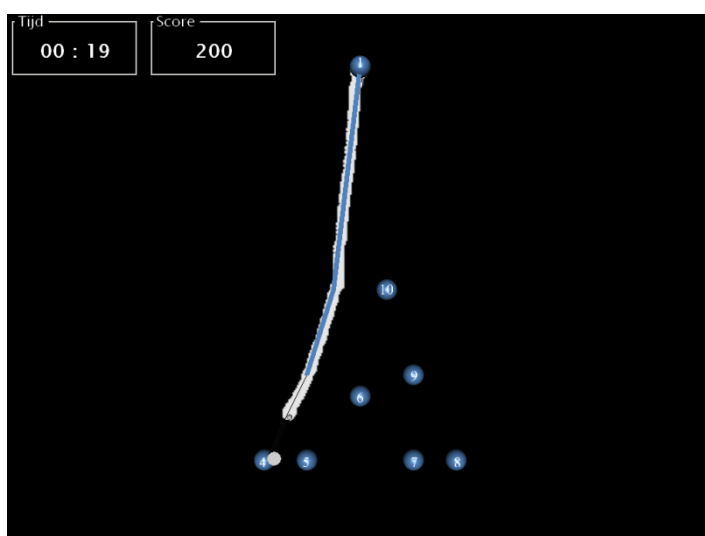
Figuur 34. Schets van "Scratch-It!"



Figuur 35. Schets van "Sort-It!"

6.2.1 Make The Picture!

Bij deze eerste taak is het de bedoeling dat de patiënt probeert om een tekening te maken door de verschillende spheres in volgorde, en met een rechte lijn, met elkaar te verbinden (zie figuur 36). De bewegingen van de patiënt zullen door middel van "virtuele inkt" op het scherm verschijnen. Telkens wanneer de patiënt de volgende sphere aanraakt, verschijnt er bovenop het afgelegde traject ook een lijnstuk dat de ideale lijn aanduidt. Hierdoor krijgt de patiënt tijdens het uitvoeren van de taak feedback over zijn prestatie en kan hij zien of de reeds afgelegde weg overeenkomt met het voorziene traject. Bovendien dragen deze lijnstukken bij tot een beter inzicht in de afbeelding die wordt getekend. Zonder deze lijnen zou het soms moeilijk zijn om in te zien om welke afbeelding het juist gaat. Wanneer de patiënt de volledige afbeelding heeft getekend verschijnt vervolgens ook de originele foto.



Figuur 36. "Make The Picture!"
Boven: Het tekenen van de figuur.
Onder: Bij het beëindigen wordt de bijhorende foto getoond.

Om een zo groot mogelijke variatie aan verschillende afbeeldingen aan te bieden is het mogelijk om nieuwe tekeningen in te voegen. Dit kan gebeuren door gebruik te maken van een XML-bestand waarin de coördinaten van de verschillende spheres worden opgeslagen (zie figuur 37). Bij het starten van het spel zal vervolgens willekeurig één van de opgeslagen afbeeldingen worden gekozen waarna de bijhorende spheres worden geladen.

```
<GameOne>
  <VertexCount>2</VertexCount>
  <Coordinates>
    <Coordinate>
      <x>0.0</x>
      <y>0.2</y>
      <z>0</z>
    </Coordinate>
    <Coordinate>
      <x>-0.025</x>
      <y>-0.01</y>
      <z>0</z>
    </Coordinate>
  </Coordinates>
</GameOne>
```

Figuur 37. Uitsnede uit een XML-bestand voor het opstellen van een figuur

Door het uitvoeren van deze oefening zal de patiënt vooral werken aan zijn coördinatie en de nauwkeurigheid van zijn bewegingen. Ook het volgen van de ideale lijn is voor MS-patiënten een hele uitdaging aangezien MS dikwijls ook gepaard gaat met tremor. Verder zal deze taak een groot aantal armbewegingen stimuleren die vooral vertrekken vanuit de schouder of de elleboog.

Het spel werd ook voorzien van verschillende haptische effecten. Eén van de belangrijkste effecten hierbij zijn de zogenaamde magnetische lijnen. Dit effect geeft de mogelijkheid om een kracht uit te oefenen die de patiënt helpt om op de ideale lijn te blijven. De grootte van deze kracht kan bovendien aangepast worden aan de patiënt. Een grote kracht betekent dat de patiënt strikt op de ideale lijn wordt gehouden, terwijl een kleine kracht de patiënt meer vrijheid geeft en dus ook toelaat om van de ideale lijn af te wijken waardoor de taak moeilijker wordt.

Verder werden er ook meerdere krachten geïmplementeerd die de patiënt moeten helpen bij het uitvoeren van de oefening of juist tegenwerken. De ondersteunende krachten zijn bedoeld voor patiënten die nog niet voldoende kracht kunnen uitoefenen om de oefening volledig zelfstandig tot een goed einde te brengen. Deze krachten zullen de patiënt aantrekken tot de sphere die hij moet aanraken. Hierdoor moet de patiënt minder kracht uitoefenen om tot de volgende sphere te geraken. Hij kan zich als het ware laten leiden door het haptische toestel.

Ook het omgekeerde is bovendien mogelijk. Zo werden er verschillende effecten geïmplementeerd die een kracht uitoefenen tegengesteld aan de bewegingsrichting. Binnen deze groep kunnen we verder nog een onderscheid maken. Enerzijds zijn er krachten geïmplementeerd die altijd inwerken op de patiënt ongeacht de sphere die moet worden aangeraakt en ongeacht de bewegingsrichting. Voorbeelden hiervan zijn frictie, viscositeit en zwaartekracht (zie sectie 6.3). Anderzijds kan de aan te raken sphere een afstotende kracht bezitten waardoor de patiënt meer moeite moet doen om te bewegen in de richting van deze sphere. Bij alle bovenstaande varianten kan men uiteraard de grootte van de kracht instellen naargelang de vordering die de patiënt maakt.

6.2.2 Scratch-It!

In het game "Scratch-It!" moet de patiënt een afbeelding te voorschijn halen. Dit doet hij door de stylus van het haptische apparaat vooruit te duwen en over het oppervlak te wrijven, net zoals bij een kraslot. Het deel van de kraslaag waarover gewreven wordt zal verdwijnen en een stuk van de onderliggende afbeelding zal tevoorschijn komen (zie figuur 38).



Figuur 38. "Scratch-It!"

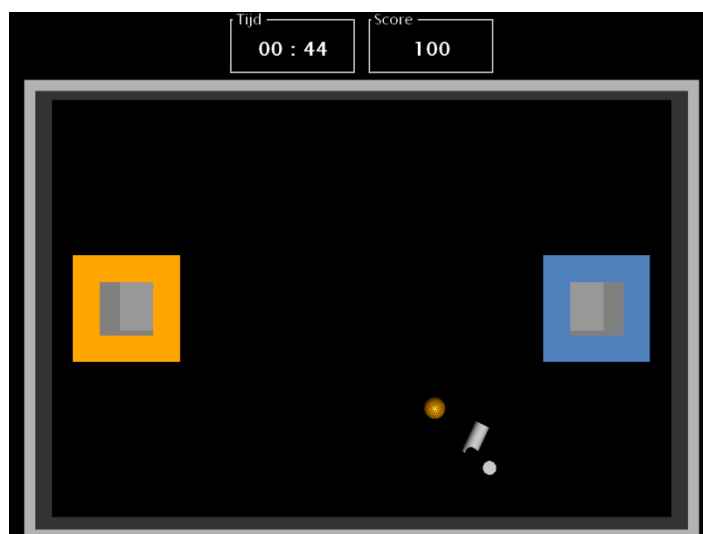
Het is hierbij mogelijk om de kracht, die de patiënt moet uitoefenen op de kraslaag, in te stellen om zo de moeilijkheidsgraad van de taak te beïnvloeden. Wanneer er geen kracht nodig is volstaat het om te wrijven over het oppervlak. Wanneer deze kracht echter groter wordt zal de patiënt feller moeten duwen om de bovenste laag te kunnen wegkrabben. Ook de grootte van het oppervlak dat per keer wordt weggekrabt kan worden aangepast waardoor het volledig tevoorschijn halen van de afbeelding sneller of trager gebeurt. Bovendien kan men de moeilijkheidsgraad van de taak nog verhogen door krachten zoals viscositeit, frictie en zwaartekracht toe te voegen (zie sectie 6.3).

Door het wegkrabben van de kraslaag en de grootte van de kracht die de patiënt hierbij moet leveren, wordt er vooral gewerkt aan de spierzwakte of spierstijfheid. Bovendien speelt er ook een aspect van uithouding mee aangezien deze kracht moet geleverd worden gedurende de volledige taak en niet enkel op bepaalde tijdstippen.

Om de patiënt extra te motiveren bij het krassen kunnen er persoonlijke afbeeldingen onder de kraslaag worden verstopt. Een afbeelding van zijn of haar geliefde, de kinderen of kleinkinderen zal de patiënt stimuleren om vol te houden en de taak volledig af te ronden.

6.2.3 Sort-It!

Een laatste game dat werd ontwikkeld noemt "*Sort-It!*" en is een variant op het spel minigolf. Zoals op de oorspronkelijke schets van deze taak te zien is (zie figuur 35), was het oorspronkelijk de bedoeling om de gekleurde schijfjes te sorteren door ze te slepen naar het vak met de overeenkomstige kleur. Hierbij zouden de schijfjes willekeurig het speelveld binnenkomen langs boven of onder en een constante snelheid aanhouden om zo doorheen het speelveld te bewegen. Na overleg met de kinesitherapeut werd het concept echter aangepast. Aangezien de vorige taken een dynamisch aspect misten, werd er getracht om deze taak meer dynamiek te bezorgen. Daarom werd het spel omgevormd naar een variant op minigolf.



Figuur 39. "Sort-It!"

Hierbij is het de bedoeling dat de patiënt de golfbal put in de hole met dezelfde kleur als de bal (zie figuur 39). Dit kan hij doen door de virtuele golfclub in de juiste richting tegen de bal te slaan. Deze golfballen kunnen bovendien verschillende groottes hebben: klein, middelgroot en groot. Afhankelijk van de grootte van de bal zal de patiënt zijn krachtontwikkeling moeten aanpassen. Een grote bal is namelijk zwaarder en zal niet zo snel rollen. Bovendien zal er hierbij ook een verschil in krachtterugkoppeling merkbaar zijn tussen een harde slag en een zwakke slag. Ook de holes kunnen verschillen in grootte en positie op de verticale as. Wanneer

de patiënt succesvol een bal kan putten zal de volgende op het speelveld verschijnen op één van de vijf voorgedefinieerde posities.

De moeilijkheidsgraad van deze taak kan echter niet enkel worden beïnvloed door een verschil in golfballen en een verschil in holes. Men kan ook, net zoals bij de andere games, verschillende haptische effecten toevoegen zoals viscositeit, frictie en zwaartekracht (zie sectie 6.3).

Een belangrijk onderdeel van deze taak is de rotatie van de golfclub die nodig is om deze goed te positioneren alvorens men tegen de bal slaat. Dit vergt namelijk een grote controle over de pronatie en de supinatie van de voorarm. Verder werkt deze taak aan de coördinatie en de zin voor beweging aangezien het van groot belang is om de golfbal in de juiste richtten te slaan.

6.2.4 Het gaming-aspect

Omdat het uitvoeren van bovenstaande taken op zich nogal saai is wanneer dit repetitief moet gebeuren, werd er een gaming-aspect toegevoegd aan HapticReval. Dit gaming-aspect moet ervoor zorgen dat het uitvoeren van de oefeningen als minder saai wordt ervaren en dat de patiënt zich beter zal inzetten tijdens de training. Doordat bij de verschillende taken ook punten worden uitgedeeld op basis van de prestaties en de tijd, kunnen patiënten zich competitief gaan opstellen wat hun motivatie zal stimuleren.

Er werden twee verschillende modi voorzien om een bepaald game te spelen, namelijk "Normaal" of "Tegen de klok". In de eerste modus is het de bedoeling dat de patiënt een voorgedefinieerd (5) aantal levels van het gekozen game aflegt. Hierbij is het van belang deze levels zo snel mogelijk te doorlopen aangezien de tijd waarin deze worden afgelegd invloed heeft op de behaalde score.

Wanneer de patiënt kiest om tegen de klok te spelen wordt het aantal levels niet vastgelegd. Bij de start van een level krijgt de patiënt een richttijd die hij niet mag overschrijden. Wanneer de patiënt binnen deze richttijd de level tot een goed einde brengt, zal hij doorgaan naar het volgende. Als dit echter niet gebeurt is het spel gedaan. Hierbij is het natuurlijk de bedoeling om zoveel mogelijk levels af te ronden en dit bovendien zo snel mogelijk te doen. Het aantal seconden dat overblijft beïnvloed namelijk de score.

Om een richttijd te kunnen instellen wordt de eerste level opgevat als een testlevel. Hier wordt de snelheid van de patiënt gemeten en de tijd die hier wordt neergezet zal gelden als basis voor de richttijden van de volgende levels. In de eerstvolgende level zal deze richttijd met 10% worden verhoogd. Daarna gaat er elke level 5% vanaf. Hierdoor zal de patiënt de taak steeds sneller moeten uitvoeren.

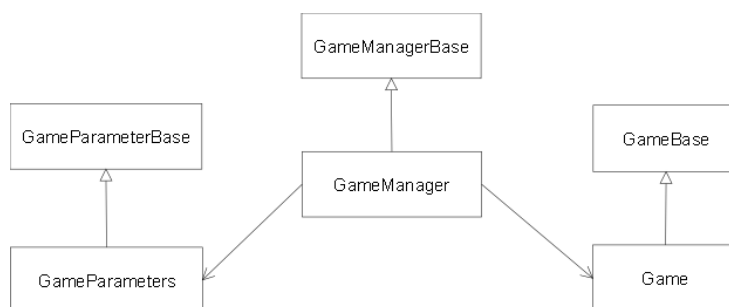
Er werd gekozen om de richttijd in te stellen door middel van een testlevel vanwege het dynamische karakter van MS (zie sectie 1.2). Doordat het verloop van MS gepaard gaat met ups en downs, is het niet mogelijk om gebruik te maken van tijden van reeds afgelegde

oefeningen. Hierdoor zou het namelijk mogelijk zijn dat een patiënt de ene dag helemaal geen moeite heeft met de opgelegde richttijden, terwijl hij de andere dag niet eens voorbij de eerste level geraakt. Vandaar dat er werd gekozen om deze richttijd te baseren op een eerste testlevel zodanig dat er altijd wordt rekening gehouden met de fysieke toestand waarin de patiënt zich die dag bevindt.

De reden dat er gekozen is voor het integreren van twee modi is het feit dat niet iedereen even goed kan omgaan met tijdsdruk. Wanneer patiënten de klok zien tikken en ze in tijdsnood komen zullen ze proberen om de taak snel af te handelen waardoor de kans dat ze fouten zullen maken groter wordt. Dit is natuurlijk niet de bedoeling. Het hoofddoel van deze games blijft het aanbieden van een fijne maar vooral kwaliteitsvolle revalidatietraining. Het correct uitvoeren van de beweging gaat uiteraard ook voor op het behalen van punten en het doorstoten naar het volgende level. Het toevoegen van een gamingconcept met levels is louter een middel om de patiënten te stimuleren en te motiveren. Vandaar dat er gekozen werd om, naast het spelen tegen de tijd, ook een normale modus te voorzien waarbij de patiënt een vast aantal levels moet afleggen.

6.2.5 Softwarearchitectuur

Om de virtuele revalidatietaken te implementeren werd er gekozen voor een opbouw die gelijkaardig is over de drie verschillende games. Bovendien werd er gebruik gemaakt van overerving om de gemeenschappelijke functies en membervariabelen te groeperen in een abstracte superklasse. Van deze superklassen werd er per game een exemplaar afgeleid.



Figuur 40. Softwarearchitectuur van de revalidatietaken

Drie klassen staan in voor de opbouw en werking van een game: *GameManager*, *Game* en *GameParameters* (zie figuur 40). Hierbij is de klasse *GameManager* de belangrijkste van de drie. Deze klasse staat in voor de werking en het verloop van het spel. Alle acties die tijdens het spel worden uitgevoerd, zowel door de patiënt als door getriggerde events, worden hier gecoördineerd en gecontroleerd. Een tweede belangrijke klasse is de *Game* klasse. Deze neemt de opbouw van de volledige scene voor zijn rekening, inclusief het toevoegen van de verschillende haptische effecten. Uiteraard doet deze klasse hiervoor een beroep op verschillende andere klassen die specifiek zijn voor een bepaald game. De derde klasse,

GameParameters, is een eenvoudige maar toch niet onbelangrijke klasse. In deze klasse worden verschillende parameters bijgehouden die betrekking hebben tot het verloop van het spel zoals bijvoorbeeld scores en tijden.

6.3 Haptische effecten

Om HapticReval te ontwikkelen werd een groot aantal haptische effecten gebruikt. De haptische krachten die standaard in H3DAPI zitten voldeden echter niet. Daarom werden er nieuwe haptische effecten ontwikkeld om het concept van de verschillende games aan te vullen met gepaste krachtterugkoppeling.

Deze haptische effecten kunnen worden ingeschakeld en aangepast per game. Dit wordt gedaan door een XML-bestand aan te passen dat per patiënt individueel wordt opgesteld. In de volgende sectie zullen we hier dieper op ingaan.

6.3.1 Zwaartekracht

De patiënt zal in alle aangeboden games gebruik maken van een virtueel object om het spel uit te voeren (pen of golfclub). Door het toevoegen van zwaartekracht zal de patiënt een neerwaartse kracht ondervinden waardoor hij meer moeite moet doen om het haptisch apparaat omhoog te houden en bijgevolg zal hij zijn spierkracht en uithouding trainen. Het toevoegen van zwaartekracht zal geen invloed hebben op de inertie. Men kan dit effect dus beter bekijken als een krachtveld waardoor de patiënt moet bewegen in plaats van het toevoegen van extra massa aan de virtuele avatar.

De sterkte van de kracht die zal uitgeoefend worden kan eenvoudig worden ingesteld of eventueel zelfs helemaal worden uitgezet. Dit kan gebeuren door onderstaande XML-uitdrukking toe te voegen binnen de XML-tag van het gewenste game waarbij k de krachtsterkte is.

```
<Gravity force="k"/>
```

Om te vermijden dat bij de aanvang van een game deze neerwaartse kracht direct zou inwerken op de patiënt, wordt ervoor gezorgd dat deze kracht zeer geleidelijk zal opbouwen totdat de ingestelde sterkte wordt bereikt. Dit alles werd geïmplementeerd met behulp van een krachtveld langs de negatieve z-as.

6.3.2 Viscositeit

Aangezien sommige patiënten de neiging hebben om hun oefeningen te snel af te handelen werd er een kracht voorzien die hierop zal inspelen, namelijk viscositeit. Bij het toevoegen van deze kracht zal het lijken alsof de patiënt het haptisch apparaat door een vloeibaar medium beweegt. De hoeveelheid tegenwerkende kracht, dat de patiënt zal ondervinden, zal dus

afhankelijk zijn van de snelheid van het haptisch apparaat en de dichtheid van het vloeibaar medium.

In sectie 3.3.4 werden reeds twee methoden voorgesteld om drag friction, of viscositeit, te implementeren. Ook H3DAPI voorziet een viscositeiteffect. Deze maakt gebruik van de wet van Stokes die in sectie 3.3.4 reeds werd aangehaald. Bij de implementatie van HapticReval werd er echter gebruik gemaakt van een vereenvoudigde voorstelling van deze wet. Hierbij werd een deel van de uitdrukking ($-6 \pi \mu R$) vervangen door één constante die in te stellen is naar wens. Deze aanpassing werd doorgevoerd om de berekening van de uit te oefenen kracht te vereenvoudigen. De gebruikte functie wordt dus:

$$F = -k v$$

Hierbij is k dus de aan te passen constante en v de snelheid van het haptisch apparaat. De bijhorende XML-uitdrukking is:

```
<Viscosity constant="k"/>
```

6.3.3 Frictie

Om bij "Make The Picture!" en "Scratch-It!" een meer realistisch gevoel te genereren, kan er gebruik gemaakt worden van frictie tussen de pen en het tekenvlak. Ook bij "Sort-It!" kan frictie worden toegevoegd, al zal de toevoeging daar vooral leiden tot een verhoogde moeilijkheidsgraad van het spel in plaats van een verhoogd realisme.

In sectie 3.3.2, 3.3.3 en 3.3.4 werden reeds verschillende frictiemodellen voorgesteld. De implementatie van HapticReval zal echter gebruik maken van Coulomb friction. De werking van dit frictiemodel wordt uitgebreid besproken door Salisbury et al.[32] en door Fritz J.P.[33]. We zullen in onze implementatie gebruik maken van een eigen variatie op dit model.

```
if( state == STUCK ) {
    force =( currentPosition - positionStuck ) * - staticConstant;
    if( force.length() > FORCETHRESHOLD )
        state = SLIDING;
}

if( state == SLIDING ) {
    if( velocity.length() < VELOCITYTHRESHOLD ) {
        state = STUCK;
        positionStuck = currentPosition;
    } else {
        force = velocity.normalize() * - dynamicConstant;
    }
}
```

Figuur 41. Algoritme voor het implementeren van Coulomb frictie

In figuur 41 wordt het gebruikte algoritme voorgesteld. Wanneer een object wordt aangeraakt, start men in de staat STUCK, die statische frictie simuleert. Hier wordt, met behulp van de wet van Hooke, kracht uitgeoefend om het HIP op de beginpositie te houden. Wanneer de uitgeoefende kracht echter groter wordt dan een bepaalde threshold, zal men beginnen glijden. Vanaf dan zal er een constante kracht worden uitgeoefend die tegengesteld is aan de richting van de beweging. Als de snelheid van de beweging echter onder een gedefinieerde threshold valt, komt men terug terecht in de staat STUCK.

De kracht kan worden toegevoegd aan de verschillende games door onderstaande XML-constructie te gebruiken waarbij zowel de statische frictiecoëfficiënt als de dynamische frictiecoëfficiënt kunnen worden aangepast.

```
<Friction>  
  <StaticFriction>stat</StaticFriction>  
  <DynamicFriction>dyn</DynamicFriction>  
</Friction >
```

6.3.4 Magnetisch vlak

In sectie 3.3.5 werd reeds het concept van een magnetisch vlak uitgelegd. H3D-API bezit reeds een dergelijk effect waarbij het mogelijk is om, bij eender welk object, het oppervlak te voorzien van magnetische aantrekking. Deze implementatie voldeed echter niet voor gebruik binnen HapticReval.

In “Make The Picture!” en “Sort-It!” is het nodig om de bewegingen van de patiënt te beperken tot twee dimensies, namelijk horizontaal en verticaal. Bewegingen in de diepte moeten worden vermeden. Deze factor is namelijk moeilijk in te schatten.

Om dit te bekomen werd er gebruik gemaakt van een onzichtbaar magnetisch vlak dat opgesteld is op een voorgedefinieerde positie op de z-as. De bewegingen van de patiënt zullen worden beperkt tot dit vlak door toepassing van de wet van Hooke (zie sectie 3.2 en 3.3.5) waarbij ook de stijfheidcoëfficiënt kan worden aangepast.

Er werd echter ook een tweede versie van dit vlak ontwikkeld. De aanleiding hiervoor was het feit dat het haptisch vlak, dat in “Scratch-It!” wordt gebruikt, niet altijd standhield tegen de inwerkende krachten, waardoor het HIP soms door het oppervlak viel en dus achter het object kwam vast te zitten.

Om dit op te lossen werd er geprobeerd om de implementatie van een haptisch H3D-API te omzeilen door zelf de haptic rendering van dat vlak over te nemen. Dit werd bekomen door een onzichtbaar vlak te implementeren dat, net zoals bij de haptic rendering van een object, gebruik maakt van de wet van Hooke. Het verschil met het ander magnetisch vlak is dat dit vlak de wet van Hooke slechts toepast langs één zijde van het vlak. Het geïmplementeerde vlak is ook anders dan de standaard implementatie van H3D-API doordat het mogelijk is om het vlak

minder stijf te maken waardoor het haptisch apparaat minder kracht moet uitoefenen en het doorvallen dus wordt vermeden.

Na zoekwerk op internet en het aanpassen van verschillende parameters is echter gebleken dat het vallen door een haptisch H3DAPI oppervlak kan vermeden/verminderd worden door een parameter aan te passen (solid="TRUE"). Uiteindelijk zijn beide implementaties behouden en kan er gemakkelijk worden gewisseld tussen beide.

6.3.5 Magnetische lijnen

Voor MS-patiënten is het niet gemakkelijk om hun armbewegingen volledig onder controle te houden door de spasticiteit waar vele onder hen last van hebben. "Make The Picture!" probeert in te spelen op dit probleem. Er wordt specifiek getraind op coördinatie van de beweging doordat de patiënt moet proberen om zo goed mogelijk de verborgen figuur te tekenen. Voor vele onder hen is dit echter een zéér moeilijke opgave en zij zullen deze oefening dan ook niet zonder hulp tot een goed einde kunnen brengen.

Om dit probleem aan te pakken werd het concept van magnetische lijnen bedacht. Deze lijnen kunnen de patiënt op de ideale lijn houden zodat hij zich kan concentreren op het bewegen naar de volgende sphere. Per patiënt kan er vervolgens ook ingesteld worden hoeveel deze wordt geholpen bij het uitvoeren van zijn beweging, met andere woorden hoe fel men mag afwijken van de ideale lijn.

H3DAPI biedt standaard een magnetisch effect aan dat men kan toepassen op lijnstukken. Het enige probleem hiermee is dat de implementatie van deze magnetische lijnen enkel werkt in samenwerking met de OpenHaptics-renderer (zie sectie 6.1.1). Dit betekent dat er dus ook enkel gebruik gemaakt kan worden van de PHANTOM-serie. Aangezien we echter met HapticReval zowel de PHANTOM als de HapticMaster willen ondersteunen is het nodig om een alternatief te vinden.

Zoals reeds vermeld beschikt H3DAPI ook over de mogelijkheid om een magnetisch vlak te maken. Om dus te komen tot magnetische lijnen die ondersteund worden door alle haptic renderers, werd de implementatie van dit magnetisch vlak aangepast zodat het ook zou werken met lijnsegmenten in plaats van triangles, waaruit een vlak is opgebouwd. Deze implementatie gaf het gewenste resultaat. De magnetische lijnen werkten naar behoren en werden ook ondersteund door de verschillende renderingstechnieken. Echter wanneer de magnetische lijnen gecombineerd werden met andere krachten ontstonden er problemen.

Daarom werd er gebruik gemaakt van een implementatie die door De Boeck et al. wordt voorgesteld [74]. Deze implementatie past, net zoals bij een magnetisch vlak, de wet van Hooke toe om het HIP op het lijnstuk te houden. Hiervoor wordt de positie van het HIP loodrecht geprojecteerd op het lijnstuk. De afstand tussen dit punt op het lijnstuk en de positie van het HIP zal gebruikt worden om de uiteindelijke kracht te berekenen door deze te

vermenigvuldigen met een veerconstante. Verder is het ook mogelijk om de statische en dynamische frictie van de magnetische lijnen te definiëren.

Om deze instellingen te wijzigen kan men volgende XML-constructie gebruiken.

```
<MagneticLines on="true">  
  <StaticFriction>stat</StaticFriction>  
  <DynamicFriction>dyn</DynamicFriction>  
  <Stiffness>k</Stiffness>  
</MagneticLines>
```

6.3.6 Constante kracht

Doordat MS-patiënten dikwijls niet in staat zijn om op eigen kracht een oefening uit te voeren, moeten ze worden ondersteund tijdens het maken van hun bewegingen. Om hiervoor te zorgen kan men in HapticReval gebruik maken van een assistentiekraft met een constante sterkte. Deze krachten worden in "Make The Picture!" aangewend om de beweging van de patiënt te ondersteunen en hem te leiden naar de volgende sphere. Wanneer de patiënt echter voldoende progressie heeft gemaakt kan men overgaan tot het leveren van een tegenwerkende kracht met constante sterkte. Op deze manier wordt het voor de patiënt moeilijker om in de richting van de volgende sphere te bewegen. De sphere zal dus een constante afstoting vertonen wat het moeilijker maakt om deze aan te raken. Van zodra de patiënt de juiste sphere heeft aangeraakt zal de positie van de kracht veranderen en zich verplaatsen naar de locatie van de volgende sphere. Om ervoor te zorgen dat de kracht niet plotseling aangrijpt en de patiënt verrast, zal de kracht zich steeds geleidelijk opbouwen tot de ingestelde kracht is bereikt. Deze kracht lijkt bovendien veel op de aantrekking- en afstotingskracht die werd besproken in sectie 3.3.6 met dit verschil dat deze kracht niet varieert met de afstand tot positie van het doel.

Om tot de uit te oefenen kracht te komen wordt eerst de richtingsvector berekend tussen de positie van het doel en de huidige positie van het HIP. Vervolgens wordt deze vector genormaliseerd en vermenigvuldigd met een constante. Het gebruik van deze kracht en de bijhorende constante zijn, naar wens van de therapeut, in te stellen in het XML-bestand. Deze kracht kan ook enkel worden gebruikt in "Make The Picture!".

```
<HapticForce mode="x">  
  <Constant>k</Constant>  
</HapticForce>
```

Het attribuut "mode" wordt gebruikt om de soort kracht aan te duiden die moet worden gebruikt. Bij mode 0 wordt er geen kracht uitgeoefend, de constante mag hier dan ook worden weggelaten. Mode 1 duidt de assistentiekraft aan, en mode 2 de tegenwerkende kracht. De constante k bepaalt de grootte van de kracht.

Er werden verder ook een tweetal varianten op bovenstaande effecten ontwikkeld. Bij een eerste variant, die zoals bovenstaande effecten enkel kan worden toegevoegd aan “Make The Picture!”, zal er gebruik gemaakt worden van een variabele assistentiekraft in de richting van het volgende doel. Hierbij zal de grootte van de kracht variëren naargelang de snelheid van het haptisch apparaat. Om te beginnen zal er een initiële kracht worden ingesteld. Wanneer de snelheid van het apparaat echter onder een bepaalde waarde duikt, zal de assisterende kracht worden vergroot. Als de snelheid echter boven een bepaalde maximumwaarde gaat, zal de assisterende kracht vervolgens worden afgebouwd. Om oscillaties te vermijden gebeurt het opbouwen en afbouwen van de kracht op een continue manier. Zo worden abrupte overgangen vermeden en ondervindt de patiënt geen last van de krachtenwisselingen.

Hieronder vindt men de bijhorende XML-constructie.

```
<HapticForce mode="3">  
  <Constant>k</Constant>  
  <MinimumVelocity>min</MinimumVelocity >  
  <MaximumVelocity>max</MaximumVelocity >  
</HapticForce>
```

Een tweede variant focust zich niet op het behalen van een minimumsnelheid, maar moet er voor zorgen dat patiënten niet boven een vooraf ingestelde maximumsnelheid gaan. Wanneer dit echter wel gebeurt, zal er geleidelijk aan een tegenwerkende kracht worden gegenereerd die groter wordt zolang de bewegingssnelheid zich boven de threshold bevindt. Eens de snelheid zich terug onder deze threshold bevindt, zal de uitgeoefende kracht zich terug afbouwen naar nul. Op deze manier kan men overhaaste patiënten dwingen om zich te houden aan een bepaalde maximumsnelheid.

De implementatie van het effect maakt gebruik van de genormaliseerde snelheidsvector van het haptisch apparaat om de richting van de kracht in te stellen. Vervolgens wordt deze vector vermenigvuldigd met een krachtconstante.

Dit effect kan bovendien gebruikt worden in alle drie games. Het heeft echter geen zin om een maximumsnelheid op te leggen bij het spelen van “Sort-It!”.

```
<ConstantSpeedEffect maximumSpeed="x"/>
```

6.3.7 Afstandsafhankelijke kracht

In sectie 3.3.6 werd een aantrekkings- en afstotingskracht beschreven die afhankelijk is van de afstand tot het doel. Dit haptisch effect werd, net zoals werd beschreven, geïmplementeerd door gebruik te maken van de wet van Hooke.

In “Make The Picture!” kan men gebruik maken van de deze haptische effecten door het onderstaande XML-constructie.

```
<HapticForce mode="x">  
  <Constant>k</Constant>  
</HapticForce>
```

Hierbij stelt men mode gelijk aan 4 voor de aantrekkingskracht, en gelijk aan 5 om de afstotingskracht te gebruiken. De constante k bepaalt in dit geval de veerconstante.

6.3.8 Sinusoidale kracht

Een constante afstotingskracht maakt het niet altijd gemakkelijk om een doel aan te raken. Het gebeurt namelijk dat, wanneer men in de buurt van het doel komt, men erlangs door schiet door de afstotingskracht die uitgaat van het doel.

Om dit te vermijden werd er zowel een assisterende als een tegenwerkende kracht ontwikkeld die langzaam opbouwt en zijn maximum kracht al bereikt in het midden van de afstand tussen de startpositie en het doel. Wanneer het midden is bereikt, zal de kracht opnieuw afbouwen tot aan het doel. Hierdoor zal er in de buurt van het doel zo goed als geen kracht meer worden uitgeoefend waardoor de patiënt niet langs het doel zal doorschieten. Verder is het ook mogelijk om de maximale kracht, die wordt uitgeoefend in het midden tussen de twee punten, op voorhand in te stellen.

Om een dergelijke krachtenverloop te verkrijgen wordt er gebruik gemaakt van onderstaande sinusfunctie waarbij x de afstand tot het doel is en y de resulterende kracht.

$$F = \left(\sin\left(6.3 x - \frac{\pi}{2}\right) + 1 \right) * 0.5$$

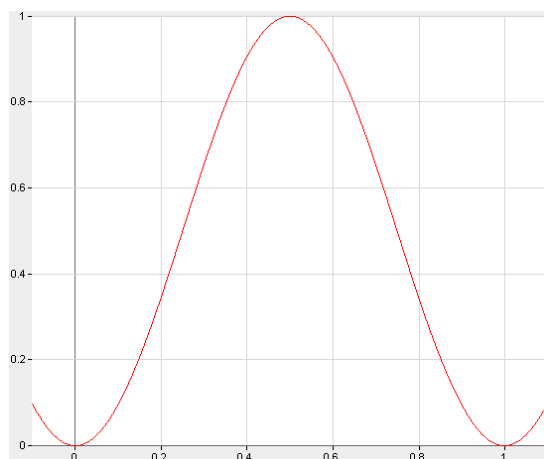
Deze functie geeft het resultaat dat men kan zien in figuur 42. Hier merken we een paar eigenschappen van deze functie op die belangrijk zijn voor onze implementatie. Zo zien we dat de y -waarden constant tussen 0 en 1 schommelen en dat de minimale y -waarde van de sinusfunctie telkens overeenkomt met een natuurlijk getal op de x -as. Verder weten we dat de constante, die vermenigvuldigd wordt met x (in dit geval 6.3), invloed heeft op de golflengte. De waarde waarmee de sinusfunctie wordt vermenigvuldigd (hier 0.5) bepaald de maximale y -waarde van de sinusfunctie.



Figuur 42. Sinusfunctie om het gewenste krachtenverloop te simuleren

Door gebruik te maken van bovenstaande functie, die bovendien voldoet aan de genoemde eigenschappen, zal het mogelijk worden om het gewenste krachtenverloop te simuleren.

Hierbij is het ook belangrijk dat de sinusfunctie dynamisch kan aangepast worden aan de afstand tussen de twee punten en aan de gewenste maximale kracht. Hierbij zal er enkel gebruik gemaakt worden van het deel van de functie afgebeeld in figuur 43 waarbij de start- en eindpositie zich respectievelijk op 0 en 1 op de x-as bevinden.



Figuur 43. Deel van de functie dat wordt gebruikt voor het genereren van de gewenste krachten

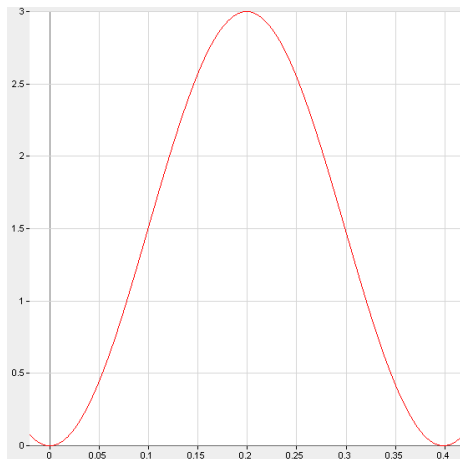
Om uit te rekenen wat de constante, die met x wordt vermenigvuldigd, moet bedragen wordt onderstaande formule gebruikt. Aangezien de afstanden waarmee we zullen werken altijd kleiner zijn dan 1, is het nodig om deze eerst te delen door 1. Daarna zal de vermenigvuldiging met 6.3 ervoor zorgen dat de golflengte van de sinusfunctie op het juiste moment zijn minimale waarden bereikt zodat de kracht zowel op start- als eindpositie nul is.

$$\frac{1}{\text{afstand tussen de twee punten}} * 6.3$$

Om de gewenste maximale kracht te genereren wordt de volledige bovenstaande sinusfunctie vermenigvuldigd met de gewenste kracht.

Wanneer men nu een haptisch effect wil waarbij de afstand tussen de twee punten 0.4 bedraagt en de maximale uit te oefenen kracht 3 is, krijgt men volgende functie. Het bijhorende krachtenverloop ziet men in figuur 44.

$$F = \left(\sin\left(\frac{1}{0.4} * 6.3\right) x - \frac{\pi}{2} \right) + 1 \right) * 0.5 * 3$$



Figuur 44. Krachtenverloop met afstand 0.4 en maximale kracht 3

Om deze sinusoidale kracht te gebruiken moet men de mode van HapticForce instellen op 6. De constante k zal hier de maximumkracht aanduiden.

6.3.9 Impact

Bij het spel "Sort-It!" moet de patiënt een balletje proberen te putten door het met behulp van de golfclub in de juiste richting te slaan. Om het realisme van deze taak te vergroten zal er bij elke aanraking van de bal een krachtterugkoppeling worden gegenereerd die overeenkomt met de hardheid van de slag.

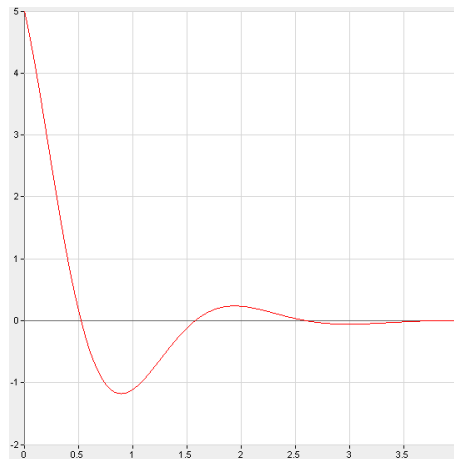
In 3.3.1 werd er reeds ingegaan op het leveren van krachtterugkoppeling bij impact tussen twee objecten. Er werd verder voorgesteld om gebruik te maken van een gedempte sinusoidale of gedempte trilling om tot een zo realistisch mogelijk ervaring te komen.

Om een gedempte trilling te modelleren zal er gebruik gemaakt worden van onderstaande functie, die een variatie is op de functie die in 3.3.1 werd voorgesteld.

$$F = forceMagnitude * e^{-damping*x} * \cos(frequency * x)$$

De dempingconstante en de frequentie worden op voorhand vastgelegd. De grootte van de kracht (*forceMagnitude*) zal echter afhangen van de kracht die wordt gegenereerd bij de impact tussen de golfclub en het balletje (zie figuur 45).

Bij een impact tussen golfclub en bal zal ODE instaan voor het verdere verloop van de simulatie. ODE zal dus berekenen welke kracht is ontstaan bij de botsing tussen de twee objecten en zal vervolgens een gepaste kracht toepassen op de bal. De kracht die ontstaat bij de botsing wordt verder ook gebruikt als input voor de krachtterugkoppeling naar de patiënt. Deze kracht zal eerst worden geschaleerd alvorens ze zal worden gebruikt in bovenstaande functie.



Figuur 45. Krachtenverloop van een impact met magnitude 5, demping 1.5 en frequentie 3

6.3.10 “GoTo”-effect

Het “GoTo”-effect werd ontwikkeld om het haptisch apparaat naar een voorgedefinieerde startpositie te brengen alvorens het spel wordt opgebouwd en de andere haptische effecten worden toegevoegd. Bovendien wordt de positie aangehouden tot de start van het spel.

Deze positionering van het haptisch apparaat is nodig voor de goede werking van het programma. Wanneer men het apparaat niet zou positioneren, en men zou direct de volledige virtuele omgeving opbouwen, bestaat de kans dat het HIP geblokkeerd wordt door een van de virtuele objecten alvorens de patiënt aan het spel kan beginnen. Een alternatief was om de patiënt zelf naar het startpunt te laten bewegen en daarna de omgeving pas op te bouwen. Het “GoTo”-effect is echter gebruiksvriendelijker.

Om een dergelijk effect te bekomen zou er gebruik gemaakt kunnen worden van de aantrekkingskracht die wordt beschreven in sectie 3.3.6. Het gebruik van een veereffect om tot de startpositie te komen brengt echter een paar problemen met zich mee. Wanneer de veerconstante te groot wordt gekozen, zal de kracht, die wordt uitgeoefend, overdreven groot zijn wanneer het HIP ver van de startpositie is verwijderd. Wanneer men de veerconstante echter te klein maakt, zal er te weinig kracht worden uitgeoefend om het haptisch apparaat helemaal naar de startpositie te leiden.

Om dit probleem op te lossen werd het “GoTo”-effect opgesplitst in twee delen. Het grootste deel van de afstand wordt overbrugd door een constante kracht (zie sectie 6.3.6) die het HIP voortstuwt in de richting van de startpositie. Wanneer de afstand tot de doelpositie niet vermindert zal deze constante kracht bovendien met kleine stappen worden verhoogd totdat het HIP terug in de juiste richting beweegt of totdat een maximumkracht wordt bereikt.

Wanneer de afstand tot de startpositie zeer klein is geworden, wordt de constante kracht vervangen door veerkracht met een grote veerconstante (zie sectie 3.3.6). Hierdoor zal de

voorgedefinieerde positie worden aangehouden tot de start van het spel. Het is hier ook van belang dat de threshold voor de verwisseling van de effecten niet te groot wordt gekozen vermits dit kan lijden tot oscillaties van het HIP rond de startpositie.

6.4 Motivatiestimulerende elementen

In de voorbije secties werd de nadruk vooral gelegd op de verschillende bewegingsaspecten van de revalidatie, zoals het ontwerpen van gepaste minigames en het implementeren van verschillende haptische effecten om de patiënt te ondersteunen bij het uitvoeren van de taken. Toch mogen we de mentale ingesteldheid van de patiënt niet verwaarlozen.

Aangezien de motivatie van de patiënt een doorslaggevende factor is bij het revalideren, is het van groot belang om bij de implementatie van HapticReval in te spelen op deze kwestie. In het vorig hoofdstuk werd reeds besproken wat men verstaat onder het concept “motivatie”. Verder werden er verschillende stimuli voorgesteld die kunnen helpen bij het motiveren van de patiënt.

Een onderdeel van de motivatiestimulerende elementen die men in HapticReval terugvindt werd reeds besproken in sectie 6.2.4, namelijk het gaming-aspect. We zullen ons dan ook vooral focussen op de overige aspecten van HapticReval die de motivatie van de patiënt moeten stimuleren en op deze manier het functioneel herstel positief te beïnvloeden.

6.4.1 Aanpasbaarheid aan het individu

Om in te spelen op het gebrek aan motivatie en self-efficacy werden er reeds enkele factoren voorgesteld die een gunstig effect hebben op dit probleem [35, 71]. Zo werd er onder andere voorgesteld om realistische doelen te vast te leggen en individuele trainingsschema's op te stellen. Binnen HapticReval werd dan ook een concept uitgewerkt dat zich concentreert op bovenstaande factoren.

Om een individueel trainingsschema op te stellen wordt er gebruik gemaakt van een “To Do Lijst” die per dag kan opgemaakt worden. In deze lijst kan de therapeut vastleggen welke oefeningen de patiënt in kwestie moet uitvoeren en hoeveel keer hij deze oefeningen moet herhalen. De patiënt krijgt deze informatie vervolgens overzichtelijk gepresenteerd waarbij men ook kan zien hoever men staat met het uitvoeren van de verschillende todo's (zie figuur 46). Om dit concept echter nog wat extra kracht bij te zetten zal de patiënt, bij elke todo-lijst die hij volledig afwerkt, een beloning krijgen in de vorm van een ster. Op langere termijn is het dus de bedoeling dat de patiënt zoveel mogelijk van deze sterren verzameld, en dat de verschillende patiënten onderling zich eventueel competitief gaan opstellen om de meeste sterren te verzamelen. Om het geheel visueel aantrekkelijker te maken werd er een kalender ontwikkeld waarop de patiënt alle todo-lijsten kan terugvinden (zowel de vorige als degene die nog moeten komen) en bovendien alle behaalde sterren ook mooi uitgestald staan (zie figuur 47).



Figuur 46. To-do lijst van de patiënt



Figuur 47. Kalender met een overzicht van de verschillende todo's (grijs) en de todo's die succesvol werden afgehandeld (met ster)

Maar het is niet enkel mogelijk om de trainingsschema's te personaliseren. De uit te voeren taken moeten ook haalbaar zijn voor de patiënt. Een gevoel van onvermogen heeft namelijk een negatieve invloed op de motivatie van de patiënt. Daarom kan de therapeut de verschillende haptische effecten instellen en aanpassen aan de specifieke noden van de patiënt. Dit kan gebeuren op dagelijkse basis, in combinatie met de verschillende todo's.

De verschillende XML-constructies voor het instellen van de verschillende haptische effecten werden reeds in de vorige sectie voorgesteld. Figuur 48 geeft echter een overzicht van een complete todo-lijst inclusief het instellen van verschillende haptische effecten voor de verschillende games.

```

<ToDoList>
  <ToDo date="2009-08-27">
    <GameOneToDo>
      <Count>5</Count>
      <Played>3</Played>
    </GameOneToDo>
    <GameTwoToDo>
      <Count>3</Count>
      <Played>1</Played>
    </GameTwoToDo>
    <GameThreeToDo>
      <Count>4</Count>
      <Played>3</Played>
    </GameThreeToDo>
    <HapticSettings>
      <GameOne>
        <MagneticLines on="true">
          <StaticFriction>0.7</StaticFriction>
          <DynamicFriction>0.5</DynamicFriction>
          <Stiffness>120</Stiffness>
        </MagneticLines>
        <HapticForce mode="1">
          <Constant>0.5</Constant>
        </HapticForce>
      </GameOne>
      <GameTwo>
        <Friction>
          <StaticFriction>0.7</StaticFriction>
          <DynamicFriction>0.5</DynamicFriction>
        </Friction >
      </GameTwo>
      <GameThree>
        <Viscosity constant="0.5"/>
      </GameThree>
    </HapticSettings>
  </ToDo>
</ToDoList>

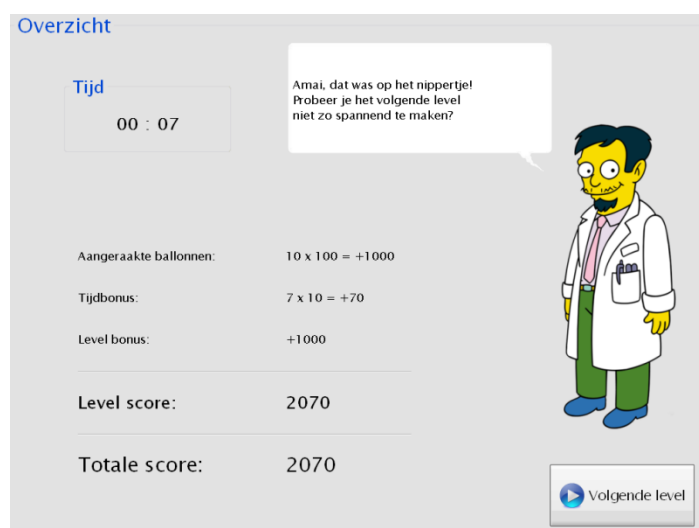
```

Figuur 48. XML-bestand voor het opstellen van een todo-lijst en het instellen van de te gebruiken haptische effecten

6.4.2 Prestatiegerelateerde feedback

Naast het aanbieden van een individueel aangepast trainingsschema werd er ook gewerkt aan het leveren van prestatiegerelateerde feedback. Hierdoor kunnen de patiënten een beter beeld krijgen van hun inspanningen en van de progressie die ze maken. Door deze feedback zullen de patiënten ook sneller inzien dat de verschillende oefeningen wel degelijk zinvol zijn waardoor ze de motivatie krijgen om hun oefening naar behoren uit te voeren en vol te blijven houden tijdens de volledige periode van de revalidatie.

Tijdens het uitvoeren van de verschillende games worden punten uitgedeeld. Verder wordt ook telkens de verstreken tijd bijgehouden. Deze elementen kunnen achteraf gebruikt worden voor het leveren van feedback. Zo zal de patiënt na elke level van het spel een overzicht krijgen van de behaalde punten, die bovendien ook verder worden onderverdeeld in verschillende categorieën (zie figuur 49). Wanneer het spel is afgelopen, krijgt de patiënt ook nog een samenvatting van de behaalde punten en de tijd die nodig was om de verschillende levels te doorlopen. Bovendien zal hij deze elementen ook kunnen vergelijken met vorige prestaties. Hiervoor wordt er gebruik gemaakt van een tabel met de drie hoogste scores en de drie beste tijden, de gemiddelde score of tijd en een grafiek die alle behaalde scores of tijden uitzet in functie van de tijd. Vooral deze laatste feature geeft de patiënt de mogelijkheid om zijn vooruitgang in het oog te houden. De patiënt kan bovendien deze informatie ook te allen tijde raadplegen in het hoofdmenu van HapticReval.



Figuur 49. Overzicht van de behaalde punten na het beëindigen van een level tegen de klok

6.4.3 Virtuele coach

Een laatste motiverend element dat werd toegevoegd is een virtuele coach (zie figuur 50). Deze moet een vertrouwensband tussen patiënt en het programma versterken. Mensen die

niet veel of nooit met de computer werken worden hierdoor meer op hun gemak gesteld. Verder verhoogt dit natuurlijk ook de interactiviteit van het programma.

De virtuele coach duikt doorheen het hele programma op verschillende plaatsen op. Daar probeert hij de patiënt te motiveren door verbale aanmoedigen en zal hij inspelen op verschillende gebeurtenissen. Er werd echter gekozen om de virtuele coach niet te laten verschijnen wanneer de patiënt bezig is met het uitvoeren van zijn oefeningen aangezien dit de patiënt teveel zou afleiden van de eigenlijke taak.



Figuur 50. Dr. Nick, de virtuele coach in HapticReval

6.5 Conclusie

In dit hoofdstuk werd een haptische toepassing ontwikkeld voor de revalidatie van de bovenste ledematen bij mensen met multiple sclerose. Hiervoor werden er verschillende taken ontwikkeld die elk inspelen op een verschillend aspect waar MS-patiënten moeilijkheden mee hebben zoals coördinatie, uithouding en krachtontwikkeling. Om de patiënten een betere ondersteuning te geven werden er verschillende haptische effecten ontwikkeld. Deze effecten kunnen de patiënt assisteren bij het uitvoeren van de taken. Bovendien is het mogelijk om deze effecten in te stellen naargelang de fysieke conditie van de patiënt. De therapeut kan dus na verloop van tijd de assisterende krachten afbouwen en vervangen door tegenwerkende krachten. Hierdoor zal de patiënt meer moeite moeten doen en zal de uitdaging groter worden.

Hoofdstuk 7

Conclusie

Door de vele voordelen van haptics ten opzichte van de conventionele therapie, worden deze als een potentiële toepassing voor revalidatiedoelinden beschouwd. Doordat haptische revalidatietoepassing de mogelijkheid bieden om patiënten te assisteren en te begeleiden tijdens het uitvoeren van hun taken, kan het haptisch apparaat een handig werkmiddel worden voor de fysiotherapeut. Bovendien kunnen de revalidatieoefeningen door het gebruik van haptics gedeeltelijk of zelfs volledig worden geautomatiseerd waardoor de patiënten hun oefeningen autonoom kunnen uitvoeren. Zo ontstaat de mogelijkheid voor de therapeut om meerdere patiënten tegelijk te behandelen. Op lange termijn zou dit uiteindelijk kunnen leiden tot tele-revalidatie waarbij de patiënt zijn oefeningen, met behulp van een haptisch apparaat, thuis kan uitvoeren.

Wanneer men haptics bovendien combineert met virtuele realiteit voegt men nog een extra dimensie toe aan de revalidatietherapie. Door het gebruik van een haptics en een virtuele omgeving is het mogelijk om uitdagingen te creëren die men ook in het dagelijkse leven tegenkomt. Bovendien vormen virtuele omgevingen een krachtige methode om patiënten oefeningen te laten uitvoeren op een aangename en interactieve manier. Het toevoegen van verschillende gaming-aspecten zal er bovendien voor zorgen dat de fun-factor van de therapie zal stijgen. Ook de interactiviteit en het breed gamma aan multimodale real-time feedback hebben een positieve invloed op de motivatie van de patiënt.

Voorgaand onderzoek heeft bovendien uitgewezen dat de toepassing van haptics bij de revalidatie vaak een positief resultaat kent bij motorisch mindervalide personen. We kunnen echter niet ontkennen dat het toepassen van haptics bij revalidatietherapie nog verder onderzoek vergt. Zo moet er voldoende klinisch bewijs worden geleverd over de voordelen van het gebruik van haptics ten opzichte van conventionele technieken. Enkel op deze manier kan men professionele therapeuten en revalidatiecentra overtuigen van de capaciteiten van de haptische apparaten. Deze nieuwe vorm van therapie zal echter nog niet direct op grote schaal worden gebruikt, maar desalniettemin lijken er grote veranderingen op komst te zijn in het veld van de revalidatietherapie.

Bibliografie

1. Kwakkel, G., *Effects of augmented exercise therapy time after stroke: a meta-analysis*. *Stroke*, 2004. **35**: p. 2529-2539.
2. Rizzo, A.A., D. Strickland, and S. Bouchard, *The Challenge of Using Virtual Reality in Telerehabilitation*. *Telemedicine Journal and e-Health*, 2004. **10**(2).
3. Popescu, V., et al., *PC-based Telerehabilitation System with Force Feedback*. *IEEE Trans Inf Technol Biomed*, 2000. **4**(1): p. 45-51.
4. Feys, P., et al., *Robot-assisted Rehabilitation of the upper limb in persons with Multiple Sclerosis: a pilot study*. *Proceedings of the ACM/IEEE Human-Robot Interaction Conference*, 2008.
5. Hafler, D.A., *Multiple sclerosis*. *Journal of Clinical Investigation*, 2004. **113**(6): p. 788-794.
6. *Nationaal Multiple Sclerose Centrum*. MS de ziekte [cited 24 juli 2009]; Available from: <http://www.ms-centrum.be>.
7. *MS-Gateway*. Het belang van myeline [cited 29 juli 2009].
8. *Klinische en Experimentele Neurologie*. Multiple Sclerose [cited 24 juli 2009]; Available from: <http://www.neurology-kuleuven.be>.
9. Gibson, J. and A. Frank, *Supporting individuals with disabling multiple sclerosis*. *Journal of the Royal Society of Medicine*, 2002. **95**: p. 580-586.
10. *Gezondheid.be: de gezondheidssite voor Vlaanderen*. Dossier: Multiple sclerose [cited 24 juli 2009]; Available from: <http://www.gezondheid.be>.
11. Yozbatiran, N., et al., *Motor assessment of upper extremity function and its relation with fatigue, cognitive function and quality of life in multiple sclerosis patient*. *Journal of the Neurological Sciences*, 2006. **246**(1-2): p. 117-122.
12. Rietberg, M.B., et al., *Exercise therapy for multiple sclerosis*. *Cochrane Database of Systematic Reviews*, 2005.
13. Srinivasan, M.A., *What is Haptics?* Laboratory for Human and Machine Haptics: The Touch Lab, Massachusetts Institute of Technology.
14. Oakley, I., et al., *Putting the Feel in 'Look and Feel'*. *Proceedings of the SIGCHI conference on Human Factors in computing systems*, 2000: p. 415-422.
15. Srinivasan, M.A. and C. Basdogan, *Haptics in virtual environments: taxonomy, research status, and challenges*. *Computer & Graphics*, 1997. **21**(4): p. 393-404.
16. Hayward, V., et al., *Haptic interfaces and devices*. *Sensor Review*, 2004. **24**(1): p. 16-29.
17. Tan, H.Z., et al., *Human Factors for the Design of Force-Reflecting Haptic Interfaces*. *Dynamic Systems and Control*, 1994. **55**(1).
18. Salisbury, K., F. Conti, and F. Barbagli, *Haptic Rendering: Introductory Concepts*. *IEEE Computer Graphics and Applications*, 2004. **24**(2): p. 24-31.
19. Linde, R.Q.V.d., et al., *The HapticMaster, a new high-performance haptic interface*. *Proceedings of Eurohaptics*, 2002. **1-5**.

20. Massie, T.H. and K.J. Salisbury, *The PHANTOM haptic interface: a device for probing virtual objects*. American Society of Mechanical Engineers, Dynamic Systems and Control Division (Publication) DSC, 1994. **55**(1): p. 295-302.
21. Montgomery, K., et al., *Spring: A General Framework for Collaborative, Real-time Surgical Simulation*. Medicine Meets Virtual Reality, 2002: p. 296-303.
22. Wang, D.X., Y. Zhang, and Y. Wang, *Development of Dental Training System with Haptic Display*. Proceedings of the IEEE International Workshop on Robot and Human Interactive Communication, 2003.
23. Yau, H.-T. and C.-Y. Hsu, *Development of a Dental Training System Based on Point-based Models*. Computer-aided Design & Applications, 2006. **3**(6): p. 779-787.
24. Nahvi, A., et al., *Haptic Manipulation of Virtual Mechanisms from Mechanical CAD Designs*. IEEE International Conference on Robotics and Automation, 1998.
25. Hollerback, J.M., et al., *Haptic interfacing for virtual prototyping of mechanical CAD designs*. Proceedings of the ASME Design for Manufacturing Symposium, 1997.
26. Chen, H. and H. Sun, *Real-time haptic sculpting in virtual volume space*. Proceedings of the ACM symposium on virtual reality software and technology, 2002: p. 81-88.
27. Basdogan, C. and M.A. Srinivasan, *Chapter 6: Haptic Rendering in Virtual Environments*, in *Handbook of Virtual Environments*, K.M. Stanney, Editor. 2001, Lawrence Erlbaum Associates.
28. Zilles, C.B. and K. Salisbury, *A constraint-based god-object method for haptic display*. Proceedings of the International Conference on Intelligent Robots and Systems, 1995. **3**: p. 146-151.
29. Ruspini, D.C., K. Kolarov, and O. Khatib, *The haptic display of complex graphical environments*. International Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques, 1997: p. 345-352.
30. Sreng, J., A. Lécuyer, and C. Andriot, *Using Vibration Patterns to Provide Impact Position Information in Haptic Manipulation of Virtual Objects*. Proceedings of the 6th international conference on Haptics: Perception, Devices and Scenarios, 2008: p. 589-598.
31. Sreng, J., et al., *Spatialized Haptic Rendering: Providing Impact Position Information in 6DOF Haptic Simulations Using Vibrations*. IEEE Virtual Reality Conference, 2009: p. 3-9.
32. Salisbury, K.J., et al., *Haptic Rendering: Programmig Touch Interaction with Virtual Objects*. Proceedings of the symposium on Interactive 3D Graphics, 1995: p. 123-130.
33. Fritz, J.P., *Haptic Rendering Techniques for Scientific Visualization*. 1996, University of Delaware.
34. World_Health_Organization, *International classification of functioning, disability and health: ICF*. 2002, Geneve.
35. Timmermans, A.A., et al., *Technology-assisted training of arm-hand skills in stroke: concepts on reacquisition of motor control and therapist guidelines for rehabilitation technology design*. Journal of Neuroengineering and Rehabilitation, 2009. **6**(1).
36. Truyens, V., *INTERREG: Clinical education*. Powerpoint presentation, 2009.
37. Burdea, G.C., *Virtual Rehabilitation – Benefits and Challenges*. Methods of Information in Medicine, 2003. **42**(5): p. 519-523.
38. Hidler, J., et al., *Advances in the Understanding and Treatment of Stroke Impairment Using Robotic Devices*. Stroke Rehabilitation, 2005. **12**(2): p. 22-35.

39. Lum, P., et al., *Robotic Devices for Movement Therapy After Stroke: Current Status and Challenges to Clinical Acceptance*. *Top Stroke*, 2002. **8**(4): p. 40-53.
40. Burdea, G.C., *Chapter 25: The Role of Haptics in Physical Rehabilitation*, in *Haptic Rendering: Algorithms and Applications*, M.C. Lin and M. Otaduy, Editors. 2008, AK Peters.
41. Krebs, H.I., et al., *Increasing productivity and quality of care: Robot-aided neuro-rehabilitation*. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 2000. **37**(6): p. 639-652.
42. Stineman, M.G., et al., *The Functional Independence Measure: tests of scaling assumptions, structure, and reliability across 20 diverse impairment categories*. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 1996. **77**(11): p. 1101-1108.
43. Pandyan, A.D., et al., *A review of the properties and limitations of the Ashworth and modified Ashworth Scales as measures of spasticity*. *Clinical Rehabilitation*, 1999. **13**(5): p. 373-383.
44. Schmuckler, M.A., *What is Ecological Validity? A Dimensional Analysis*. *Infancy*, 2001. **2**(4): p. 419-436.
45. Rizzo, A.A. and G.J. Kim, *A SWOT Analysis of the Field of Virtual Reality Rehabilitation and Therapy*. *Presence*, 2005. **14**(2): p. 119-146.
46. Rizzo, A.A., et al., *Analysis of assets for virtual reality applications in neuropsychology*. *Neuropsychological Rehabilitation*, 2004. **14**(1-2): p. 207-239.
47. Holden, M.K., *Virtual Environments for Motor Rehabilitation*. *CyberPsychology & Behaviour*, 2005. **8**(3).
48. Sveistrup, H., *Motor Rehabilitation using virtual reality*. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2004. **1**(10).
49. Colombo, G., et al., *Treadmill training of paraplegic patients using a robotic orthosis*. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 2000. **37**(6): p. 693-700.
50. Schmidt, H., et al., *Gait rehabilitation machines based on programmable footplates*. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2007. **4**(2).
51. Schmidt, H., et al., *HapticWalker: A Novel Haptic Foot Device*. *ACM Transactions on Applied Perception*, 2005. **2**(2): p. 166-180.
52. Boian, R.F., et al., *Haptic effects for virtual reality-based post-stroke rehabilitation*. *Proceedings of the 11th symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environments and Teleoperator Systems*, 2003: p. 247-253.
53. Boian, R.F., et al., *Virtual reality-based system for ankle rehabilitation post stroke*. *Proceedings of the 1st International Workshop on Virtual Reality Rehabilitation*, 2002: p. 77-86.
54. Girone, M., et al., *A Stewart Platform-Based System for Ankle Telerehabilitation*. *Autonomous Robots*, 2001. **10**: p. 203-212.
55. Boian, R.F., G.C. Burdea, and J.E. Deutch, *Robotics and Virtual Reality Applications in Mobility Rehabilitation*, in *Rehabilitation Robotics*, S.S. Kommu, Editor. 2007, I-Tech Education and Publishing.
56. Krebs, H.I., et al., *Rehabilitation robotics: pilot trial of a spatial extension for MIT-Manus*. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2004. **1**(1).
57. Kahn, L.E., W.Z. Ryper, and D. Reinkensmeyer, *Adaptive Assistance for Guided Force Training in Chronic Stroke*. *Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS*, 2004. **4**.

58. Reinkensmeyer, D., B.D. Schmit, and W.Z. Rymer, *Assesment of active en passive restraint during guided reaching after chronic brain injury*. Annals of Biomedical Engineering, 1999. **27**(6): p. 805-814.
59. Reinkensmeyer, D., J.P. Dewald, and W.Z. Rymer, *Guidance-based Quantification of Arm Impairment Following Brain Injury: A Pilot Study*. IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, 1999. **7**(1): p. 1-11.
60. Reinkensmeyer, D., et al., *Understanding and treating arm movement impairment after chronic brain injury: Progress with the ARM Guide*. Journal of Rehabilitation Research and Development, 2000. **37**(6): p. 653-662.
61. Burgar, C., et al., *Development of robots for Rehabilitation therapy: The Palo Alto VA/Standord experience*. Journal of Rehabilitation Research and Development, 2000. **37**(6): p. 663-673.
62. Lum, P., C. Burgar, and P.C. Shor, *Evidence for Improved Muscle Activation Patterns After Retraining of Reaching Movements with the MIME Robotic System in Subjects with Post-Stroke Hemiparesis*. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2004. **12**(2): p. 186-194.
63. Lum, P., C. Burgar, and P.C. Shor, *Robot-assisted Movement Training Compared with Conventional Therapy Techniques for the Rehabilitation of Upper-limb Motor Function After Stroke*. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 2002. **83**(7): p. 952-959.
64. Loureiro, R.C., et al., *Using Haptics Technology to Deliver Motivational Therapies in Stroke Patient: Concepts and Initial Pilot Studies*. Proceedings of the 1st European Conference on Haptics, EuroHaptics, 2001: p. 1-6.
65. Loureiro, R.C., et al., *Upper Limb Robot Mediated Stroke Therapy – GENTLE/S Approach*. Autonomous Robots, 2003. **15**(1): p. 35-51.
66. Loureiro, R.C., C.F. Collin, and W. Harwin, *Robot aided therapy: challenges ahead for upper limb stroke rehabilitation*. Proceedings of the 5th International Conference on Disability, Virtual Reality and Associated Technologies, 2004: p. 3-39.
67. Kahn, L.E., et al., *Robot-assisted movement training for the stroke-impaired arm: Does it matter what the robot does?* Journal of Rehabilitation Research and Development, 2006. **43**(5): p. 619-630.
68. Housman, S.J., et al., *Arm-Training with T-WREX After Chronic Stroke: Preliminary Results of a Randomized Controlled Trial*. IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics, 2007: p. 562-568.
69. Sanchez, R.J., et al., *Automating Arm Movement Training Following Severe Stroke: Functional Exercises With Quantitative Feedback in a Gravity-Reduced Environment*. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2006. **14**(3): p. 378-389.
70. Maclean, N. and P. Pound, *A Critical Review of the Concept of Patient Motivation in the Literature on Physical Rehabilitation*. Social Science & Medicine, 2000. **50**: p. 495-506.
71. Keiba, L.S., *The motivation factor*. Rehab Management: The Interdisciplinary Journal of Rehabilitation, 2004.
72. Bandura, A., *Self-efficacy: Toward a Unifying Theory of Behavioral Change*. Psychological Review, 1977. **84**(2): p. 191-215.
73. Reinkensmeyer, D. and S.J. Housman, *"If I can't do it once, why do it a hundred times?": Connecting volition to movement success in a virtual environment motivates people to exercise the arm after stroke*. Proceedings of Virtual Rehabilitation Conference, 2007: p. 44-48.

74. De_Boeck, J., et al., *Haptic Linear Paths for Arm Rehabilitation in MS Patients*. International Workshop on Haptic Audio-Visual Environments and Games, 2009.