



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA

TESIS DOCTORAL

Rehabilitación Virtual Motora: una Evaluación al
tratamiento de pacientes con Daño Cerebral
Adquirido

Tesis Doctoral presentada por:
Sergio Albiol Pérez

Directores de la Tesis Doctoral:
Dr. D. Mariano Alcañiz Raya
Dr. D. José Antonio Gil Gómez

Valencia, Marzo 2014

*Para Ana,
Marcos y Lucía*

Palabras Clave

AVD Actividades de la Vida Diaria

CM Centro de Masas

CP Centro de Presión

DCA Daño Cerebral Adquirido

EV Entorno Virtual

OV Objetos Virtuales

RA Realidad Aumentada

RM Realidad Mixta

RV Realidad Virtual

RVM Rehabilitación Virtual Motora

RhM Rehabilitación Motora

RhV Rehabilitación Virtual

TCE Traumatismo Cráneo-Encefálico

TEPT Trastornos por estrés postraumático

TMIR Terapia del movimiento inducido por restricción

VA Virtualidad Aumentada

WBB Wii Balance Board

Resumen

El uso de la Realidad Virtual dentro del campo de la Rehabilitación Motora en pacientes con Daño Cerebral Adquirido (DCA) es un hecho científicamente contrastado en los últimos años. Los prometedores y satisfactorios resultados que se están obteniendo en esta línea de investigación (tanto a nivel cognitivo, como a nivel motor), en conjunción con los procesos terapéuticos tradicionales, proporcionan el auge de un nuevo hito dentro de la rehabilitación tradicional conocido como *Virtual Motor Rehabilitation* cuyo acrónimo es (VMR), describiéndolo como Rehabilitación Virtual Motora (RVM).

Hoy en día, el Daño Cerebral Adquirido es uno de los principales problemas de discapacidad y muerte en el mundo, donde las metodologías propuestas dentro del campo de la rehabilitación tradicional, proporcionan resultados prometedores y esperanzadores. No obstante, este tipo de terapias presentan inconvenientes como son la falta de motivación del paciente, que lleva a una limitada adherencia al tratamiento, o las limitaciones de tiempo, espacio o coste que surgen en el proceso rehabilitador.

Tradicionalmente, los principales experimentos realizados dentro del campo de la Rehabilitación Motora, se han realizado en pacientes DCA post-agudos y agudos, con escasas publicaciones basadas en el proceso rehabilitador motor de pacientes DCA crónicos. En la presente tesis se han desarrollado sistemas de Rehabilitación Virtual para que, gracias al uso de dispositivos de bajo coste y las aportaciones obtenidas por los especialistas clínicos, se haya validado la hipótesis:

Mediante técnicas de rehabilitación virtual es posible obtener en pacientes crónicos una recuperación del equilibrio estadísticamente significativa, y similar a la que es posible obtener en pacientes agudos.

Los experimentos realizados en el proceso rehabilitador, junto con las validaciones clínicas realizadas en el Hospital Valencia al Mar, y el Instituto Valenciano de la Discapacidad, han servido para obtener unos resultados contrastables y satisfactorios, que corroboran la hipótesis de trabajo planteada.

Abstract

The use of Virtual Reality in Motor Rehabilitation in Acquired Brain Injury patients (ABI) is a scientific reality validated from last years. The promising and satisfactory results that are being obtained in this researching field (at both cognitive and motor level), in conjunction with traditional therapeutic processes, provide the rise of a new milestone in traditional rehabilitation known as *Virtual Motor Rehabilitation* whose acronym is (VMR).

Today, the Acquired Brain Injury is one of the main problems of disability and death in the world, where the methodologies proposed in the field of traditional rehabilitation provide promising and encouraging results. However, these therapies have drawbacks such as lack of patient motivation, (leading to a limited adherence treatment), or time limitations, space or cost that arise in the rehabilitation process.

Traditionally, the main experiments carried out in the field of Motor Rehabilitation have been performed in post-acute and acute ABI patients, with few scientific publications based on the motor rehabilitation process in chronic ABI patients. In the present thesis several VR systems based on low cost devices have been developed. These systems, together with the contributions obtained by clinical specialist have served to validate our hypothesis:

By using Virtual rehabilitation techniques make possible to obtain in chronic patients a statistically significant balance recovery, similar to that obtained in acute ABI patients.

The experiments carried out in the rehabilitation process, together with clinical evaluations in Valencia al Mar Hospital, and Instituto Valenciano de la Discapacidad, have served to obtain verifiable and satisfactory results, that confirm the hypothesis.

Resum

L'ús de la Realitat Virtual dins del camp de la Rehabilitació Motora en pacients amb Dany Cerebral Adquirit (DCA) és un fet científicament contrastat en els últims anys. Els prometedors i satisfactoris resultats que s'estan obtenint en esta línia d'investigació (tant a nivell cognitiu, com a nivell motor) , en conjunció amb els processos terapèutics tradicionals, proporcionen l'auge d'una nou fita dins de la rehabilitació tradicional conegut com a *Virtual Motor Rehabilitation* l'acrònim és (VMR), descrivint-ho en la present tesi com a Rehabilitació Virtual Motora (RVM).

Hui en dia, el Dany Cerebral Adquirit és un dels principals problemes de discapacitat i mort en el món, on les metodologies proposades dins del camp de la rehabilitació tradicional, proporcionen resultats prometedors i esperançadors. No obstant això, aquest tipus de teràpies presenten inconvenients com són la falta de motivació del pacient, que porta a una limitada adherència al tractament, o les limitacions de temps, espai o cost que sorgeixen en el procés rehabilitador.

Tradicionalment, els principals experiments realitzats dins del camp de la Rehabilitació Motora, s'han realitzat en pacients DCA post-aguts i aguts, amb escasses publicacions basades en el procés rehabilitador motor de pacients DCA crònics. En la present tesi s'han desenrotllat sistemes de Rehabilitació Virtual per a què, gràcies a l'ús de dispositius de baix cost i les aportacions obtingudes pels especialistes clínics, s'haja validat la hipòtesi:

Mitjançant tècniques de rehabilitació virtual és possible obtenir en pacients crònics una recuperació de l'equilibri estadísticament significativa, semblant a què és possible obtenir en pacients aguts.

Els experiments realitzats en el procés rehabilitador, junt amb les validacions clíniques realitzades en l'Hospital València al Mar, i l'Institut Valencià de la Discapacitat, han servit per a obtindre uns resultats contrastables i satisfactoris, que corroboren la hipòtesi de treball plantejada.

Agradecimientos

La realización de la memoria de la presente Tesis Doctoral no hubiera sido posible sin la inestimable ayuda de mis tutores de Tesis, capaces de encauzarme y dirigirme en la consecución de ella, argumentando todos los puntos que la componen de forma correcta y a la vez concisa.

Por otra parte me gustaría agradecer especialmente a mis directores de tesis, el Dr. Mariano Alcañiz Raya y el Dr. José Antonio Gil Gómez, puesto que sin su inestimable ayuda, comprensión, dedicación, apoyo y confianza no hubiera podido llevar a cabo la tarea encomendada.

Gracias a ellos, a su inestimable paciencia que me ha servido para lograr una gran motivación, continuando en los momentos más difíciles, y a su dedicación, enriqueciéndome con los conocimientos adquiridos a lo largo de este emocionante periodo, he logrado la meta final.

Es de destacar la disposición positiva que ha tenido en todo momento el Dr. José Antonio Gil Gómez, por instruirme y encauzarme hacia un nuevo hito en mi vida profesional y personal.

Agradecer a mi mujer y mis hijos, por la comprensión y apoyo incondicional que me han prestado durante el tiempo dedicado al estudio y la redacción de la presente memoria.

Finalmente reconocer la financiación recibida de las siguientes entidades que han hecho posible la realización del presente trabajo:

INPAT: Reconocimiento Grupo Emergente de investigación, Diputación General de Aragón (2012-2013).

Fundación Antonio Gargallo, Ayudas financiadas por la Obra Social de Ibercaja de proyectos de investigación (2011-2013).

Publicaciones científicas a las que esta tesis ha dado lugar

Artículos en revistas internacionales

Albiol-Pérez, S.; Gil-Gómez, José-Antonio; Lloréns, R.; Alcañiz, M.; Colomer-Font, C., "The role of Virtual Motor Rehabilitation. A quantitative analysis between Acute and Chronic Patients with acquired brain injury," *Biomedical and Health Informatics, IEEE Journal of*. 2014;18(1):391-398.

Albiol S., Gil-Gómez J.A., Alcañiz M., "Influence of tracking feedback in user motor response in rehabilitation therapy," *Stud Health Technol Inform*. 2010;154:34-8.

Congresos internacionales:

Albiol-Pérez S. , Gil-Gómez J.A., Lloréns R., Alcañiz M., Colomer C., "The assessment of medio-lateral movements After Brain Injury," 2th International Conference on Recent Advances in Neurorehabilitation (ICRAN 2013), Valencia, Spain, March 7th-8th 2013.

Albiol-Pérez S. , Gil-Gómez J.A., Lloréns R., Alcañiz M., Colomer C., "The role of Response Time in acute and chronic ABI Patients," 2th International Conference on Recent Advances in Neurorehabilitation (ICRAN 2013), Valencia, Spain, March 7th-8th 2013.

Congresos nacionales:

Albiol-Pérez S., Gil-Gómez J.A., Alcañiz M., Fardoun H.M., "Evaluation of the sense of presence and immersion in virtual rehabilitation: influence of user movement feedback," 13th International Conference on Interacción Persona-Ordenador (INTERACCION '12). ACM, New York, NY, USA, Article 10 , 4 pages. 2012.

Albiol-Pérez S., Gil-Gómez J.A., Alcañiz M., Lloréns R., Colomer C., "Use of the Wii balance board system in vestibular rehabilitation," 13th International Conference on Interacción Persona-Ordenador (INTERACCION '12). ACM, New York, NY, USA, Article 11, 4 pages, 2012.

Índice general

Resumen	III
Publicaciones	XI
Índice general	XIII
Lista de figuras	XVII
Lista de tablas	XIX
1 Introducción	1
1.1 Contexto	1
1.1.1 El Daño Cerebral Adquirido	1
1.1.2 Rehabilitación motora tradicional	2
1.1.3 Rehabilitación virtual motora	3
1.1.4 Incidencia del DCA	4
1.1.5 Evolución de la incidencia del DCA y del ratio de supervivencia los pa- cientes	4
1.1.6 Enfoque tradicional de la rehabilitación de pacientes crónicos	4
1.1.7 Rehabilitación de pacientes crónicos: nuevo enfoque.	5
1.2 Motivación de la Tesis	5
1.3 Hipótesis y objetivos de la Tesis	6
1.4 Estructura de la Tesis	8
1.5 Conclusiones	8

2 Rehabilitación Motora. Antecedentes	11
2.1 Introducción	11
2.2 Realidad Virtual, Realidad Aumentada e Interacción Persona-Ordenador . .	12
2.3 Dispositivos	19
2.3.1 Dispositivos de Visualización	19
2.3.2 Dispositivos de seguimiento e interacción	23
2.3.3 Dispositivos Hápticos	26
2.4 Rehabilitación Motora	28
2.4.1 Introducción	28
2.4.2 Enfoque tradicional	29
2.4.3 Rehabilitación Virtual Motora	34
2.5 Conclusiones	51
3 Estudios Previos	53
3.1 Introducción	53
3.2 VR Motor Cues	53
3.3 Retroalimentación de movimientos	54
3.3.1 Sistema REHABTRAK	56
3.3.2 Estudio	59
3.3.3 Resultados	64
3.3.4 Discusión	66
3.4 Conclusiones	68
4 Métodos y Materiales	71
4.1 Introducción	71
4.2 Sistema V2R	71
4.2.1 Introducción	71
4.2.2 Descripción general del sistema	73
4.2.3 Hardware del sistema	84
4.3 Protocolo de validación clínica	85
4.3.1 Escalas y test utilizados en la validación del experimento	85
4.4 Escalas ordinales	86
4.4.1 Escala de equilibrio BERG	86
4.4.2 Escala alcances anteriores	86
4.4.3 Amplitud medio-lateral	86

4.5 Escalas cronometradas.	87
4.5.1 Escala prueba del escalón.	87
4.5.2 Escala sentarse-levantarse en 30"	87
4.5.3 Escala levantarse y caminar	87
4.5.4 Tiempo de respuesta.	88
4.6 Test de usabilidad del sistema. System usability scale (SUS)	88
4.7 Criterios de inclusión y exclusión.	90
4.8 Pacientes.	90
4.9 Protocolo	92
4.10 Conclusiones	93
5 Resultados	95
5.1 Introducción	95
5.2 Escalas ordinales	96
5.2.1 Escala de equilibrio BERG	96
5.2.2 Escala alcances anteriores en sedestación	98
5.2.3 Escala alcances anteriores en bipedestación	101
5.2.4 Amplitud medio-lateral	103
5.3 Escalas Cronometradas	104
5.3.1 Escala prueba del escalón (ST parético)	104
5.3.2 Escala prueba del escalón (ST no parético)	107
5.3.3 Escala sentarse-levantarse en 30"	110
5.3.4 Escala levantarse y caminar	113
5.3.5 Tiempo de respuesta.	115
5.4 Resultados de usabilidad	117
5.5 Resultados globales.	118
5.6 Conclusiones	120
6 Discusión	121
6.1 Introducción	121
6.2 Escalas Ordinales	121
6.2.1 Escala de equilibrio Berg.	121
6.2.2 Escala de alcances anteriores.	122
6.2.3 Amplitud medio-lateral	122

6.3 Escalas Cronometradas	123
6.3.1 Escala prueba del escalón (ST parético)	123
6.3.2 Escala prueba del escalón (ST no parético)	124
6.3.3 Escala sentarse-levantarse en 30"	124
6.3.4 Escala levantarse y caminar	124
6.3.5 Tiempo de respuesta	125
6.4 Usabilidad	125
7 Conclusiones	127
7.1 Introducción	127
7.2 VR Motor Cues	127
7.3 Necesidad de retroalimentación de los movimientos	128
7.4 Rehabilitación del equilibrio en pacientes DCA crónicos mediante RVM. . .	128
7.5 Trabajos Futuros	129
Bibliografía	131

Índice de figuras

2.1. Continuo de Milgram [Mil94]	12
2.2. Ambientes en RA [Eye], [Wag05], [Rei07].	14
2.3. RV: Áreas de actuación [Kal03], [Riz06].	16
2.4. RV en el campo de la Salud, [And06], [Rib12].	18
2.5. Rehabilitación tradicional motora, [Ver05], [Bro05].	30
3.1. VR Motor Cues, clasificación.	55
3.2. REHABTRACK: Objetos Virtuales.	57
3.3. Sesión con Retroalimentación del Movimiento.	58
3.4. Sesión sin Retroalimentación del Movimiento.	58
3.5. Protocolo en una sesión con retroalimentación.	60
3.6. Protocolo en una sesión sin retroalimentación.	61
3.7. Protocolo Tiempo de respuesta para 30 objetivos.	65
3.8. Tiempo total necesario para 30 objetivos.	65
3.9. Precisión del movimiento para 30 objetivos.	66
4.1. Módulos del Demostrador Tecnológico V2R.	73
4.2. Módulo de Gestión de pacientes y Sesiones.	74
4.3. Rehabilitación Virtual Motora V2R. Etapa de Calibración.	75

4.4. Etapa de Calibración.	76
4.5. Rehabilitación Virtual Motora V2R. Etapa de Configuración. . . .	78
4.6. Rehabilitación Virtual Motora V2R. Proceso de Configuración. . .	79
4.7. Interacción Paciente-EV. Dificultad baja.	80
4.8. Interacción Paciente-EV. Dificultad media.	82
4.9. Rehabilitación Virtual Motora V2R. Proceso de Resultados.	82
4.10. Rehabilitación Virtual Motora V2R. Proceso de Resultados Global.	83
4.11. Rehabilitación Virtual Motora: Protocolo.	94
5.1. Resultados test de Berg para ambos grupos en los diferentes periodos.	97
5.2. Resultados en la escala ART Sedestación en los diferentes periodos.	100
5.3. Resultados en la escala ART Bip en los diferentes periodos.	103
5.4. Resultados de la amplitud medio-lateral en los diferentes periodos.	104
5.5. Resultados test prueba del escalón (ST parético).	106
5.6. Resultados test ST no parético en los diferentes periodos.	109
5.7. Repeticiones en el test SST30 en los diferentes periodos.	111
5.8. Repeticiones en el test TUG en los diferentes periodos.	114
5.9. Tiempo de respuesta en los diferentes periodos.	117

Índice de tablas

2.1. Sistemas de RVM: dispositivos de seguimiento.	50
3.1. Categoría "Inmersión/Presencia" del test VRUSE.	63
3.2. Resultados apartado Inmersion/Presencia del test VRUSE (Grupo A=Con Retroalimentación, Grupo B=Sin Retroalimentación).	64
3.3. Resultados t-Student: media y desviación estándar para el tiempo y la distancia, ($p<0.001$).	66
4.1. Ejercicios motores virtuales. Niveles de dificultad.	75
4.2. Test SUS modificado.	89
4.3. Características de los pacientes DCA agudos y crónicos.	91
4.4. Prueba ANOVA de un factor en sujetos agudos y crónicos.	92
5.1. Estadísticos descriptivos en la escala de Berg.	96
5.2. Pruebas de los efectos inter-sujetos en el test de Berg.	96
5.3. Pruebas de contrastes intra-sujetos en la escala de Berg.	97
5.4. Pruebas de contrastes intra-sujetos (T0-T1) test de Berg.	98
5.5. Pruebas de contrastes intra-sujetos (T1-T2) test de Berg.	98
5.6. Estadísticos descriptivos en la escala ART en sedestación.	98
5.7. Pruebas de los efectos inter-sujetos escala ART en sedestación.	99
5.8. Pruebas de contrastes intra-sujetos en la escala ART en sedestación.	99

5.9. Pruebas de los efectos intra-sujetos (T0-T1) escala ART en sedestación.	100
5.10. Pruebas de los efectos intra-sujetos (T1-T2) escala ART en sedestación.	100
5.11. Estadísticos descriptivos en la escala ART bipedestación.	101
5.12. Pruebas de los efectos inter-sujetos en la escala ART Bip.	101
5.13. Pruebas de contrastes intra-sujetos en la escala ART Bip.	102
5.14. Pruebas de contrastes intra-sujetos (T0-T1) escala ART Bip.	102
5.15. Pruebas de contrastes intra-sujetos (T1-T2) escala ART Bip.	102
5.16. Estadísticos descriptivos de la amplitud medio-lateral.	103
5.17. Pruebas de contrastes inter-sujetos de la amplitud medio-lateral.	104
5.18. Pruebas de contrastes intra-sujetos de la amplitud medio-lateral.	105
5.19. Estadísticos Descriptivos test prueba del escalón (ST Parético).	105
5.20. Pruebas de los efectos inter-sujetos test prueba del escalón (ST Parético).	105
5.21. Pruebas de contrastes intra-sujetos test prueba del escalón (ST Parético).	106
5.22. Pruebas de contrastes intra-sujetos (T0-T1) ST Parético.	107
5.23. Pruebas de contrastes intra-sujetos (T1-T2) ST Parético.	107
5.24. Estadísticos Descriptivos test prueba del escalón (ST no Parético).	108
5.25. Pruebas de los efectos inter-sujetos ST no Parético.	108
5.26. Pruebas de contrastes intra-sujetos ST no Parético.	108
5.27. Pruebas de contrastes intra-sujetos (T0-T1) ST No Parético.	109
5.28. Pruebas de contrastes intra-sujetos (T1-T2) ST no Parético	110
5.29. Estadísticos descriptivos escala SST30.	110
5.30. Pruebas de los efectos inter-sujetos escala SST30.	111
5.31. Pruebas de los efectos intra-sujetos escala SST30.	112

5.32. Pruebas de los efectos intra-sujetos (T0-T1) escala SST30.	112
5.33. Pruebas de los efectos intra-sujetos (T1-T2) escala SST30.	112
5.34. Estadísticos descriptivos test levantarse y caminar.	113
5.35. Pruebas de los efectos inter-sujetos para la escala levantarse y caminar.	113
5.36. Pruebas de contrastes intra-sujetos escala levantarse y caminar. . .	114
5.37. Pruebas de contrastes intra-sujetos (T0-T1) escala levantarse y ca- minar.	115
5.38. Pruebas de contrastes intra-sujetos (T1-T2) escala levantarse y ca- minar.	115
5.39. Estadísticos descriptivos test tiempo de respuesta (T0 y T1). . . .	116
5.40. Pruebas de los efectos inter-sujetos para la escala tiempo de respuesta.	116
5.41. Pruebas de los efectos intra-sujetos para la escala tiempo de respuesta.	116
5.42. Resultados obtenidos en el test SUS.	117
5.43. Pruebas de los efectos intra-sujetos para el test SUS.	117
5.44. Resultados obtenidos por el test SUS en función a la edad de los pacientes.	118
5.45. Pruebas de los efectos intra-sujetos para el test SUS en función de la edad.	118
5.46. Datos clínicos obtenidos de los pacientes DCA Agudos/Crónicos. G efecto grupo, GxT efecto grupo/tiempo, T efecto tiempo. * $p < 0.05$, ** $p < 0.01$	119

Capítulo 1

Introducción

”El estudio y, en general, la búsqueda de la verdad y la belleza conforman un área donde podemos seguir siendo niños toda la vida” [Einstein].

1.1 Contexto

1.1.1 El Daño Cerebral Adquirido

Los pacientes con Daño Cerebral Adquirido (DCA) tienen como aspecto en común la de haber sufrido una lesión cerebral condicionando el desarrollo vital. En la literatura es posible encontrar el término Daño Cerebral Sobvenido, siendo este equivalente al término de Daño Cerebral Adquirido. A lo largo de la presente memoria se utilizará el término Daño Cerebral Adquirido (DCA) al estar más ampliamente extendido su uso.

El DCA puede producir discapacidades cognitivas, físicas, emocionales o hasta incluso de comportamiento, que conducen a cambios temporales o permanentes en la funcionalidad del individuo.

Los principales problemas físicos en pacientes DCA son espasticidad, debilidad muscular, limitación en los movimientos y coordinación [Soy07], [Ust11]. Las principales consecuencias derivadas de estos problemas son el control postural limitado, déficits en la marcha y riesgo de caídas [Tea02].

Estos inconvenientes reducen significativamente la habilidad de los sujetos en la realización de actividades de la vida diaria (AVD) [Bab09], [Nar10] como pueden ser la higiene personal, comer, vestirse y caminar [Hyn03], [Bra11].

Las dos causas más frecuentes de DCA son los accidentes cerebrovasculares (ACV) y los traumatismos craneoencefálicos (TCE) [SEI09].

El accidente cerebrovascular (ACV) es la pérdida de la funcionalidad de una de las zonas del encéfalo (cerebro, cerebelo y tronco cerebral) producida por alteraciones en el suministro de sangre al cerebro [Don08]. Este tipo de trastornos pueden ser debidos a: isquemias (bloqueos del flujo sanguíneo producidos por una trombosis, una embolia o simplemente por una reducción del flujo sanguíneo) o a hemorragias cerebrales (con entradas masivas de sangre en el cerebro) [Sim10].

El traumatismo craneoencefálico (TCE) es causado por un conjunto de factores que afectan al cerebro como resultado de fuerzas externas, impactos directos, movimientos de aceleración o desaceleración del cerebro bruscos, penetración de objetos extraños en el cráneo, o hasta incluso ondas de choque producidas por una explosión [Maa08]. Este tipo de eventos, condicionados por la naturaleza, intensidad, dirección y duración de las fuerzas externas, determinan la gravedad del daño generado.

Otro tipo de trastornos que podrían estar englobados dentro del DCA son: la encefalopatía anóxica y las enfermedades infecciosas como la encefalitis herpética o la neoplasia primaria, todos ellos con altos porcentajes de pacientes con discapacidad moderada-grave.

1.1.2 Rehabilitación motora tradicional

La rehabilitación es un proceso educativo dirigido a reducir la discapacidad y la minusvalía experimentadas como resultado de una enfermedad o lesión [Kha03].

Según [RM03] el concepto de rehabilitación es definido como "un proceso de cambios activo por el cual una persona con discapacidades adquiere los conocimientos y las habilidades necesarias para una óptima funcionalidad física, psicológica y social".

Inicialmente los factores que deben tenerse en cuenta para seleccionar el proceso rehabilitador necesario en pacientes DCA son: el deterioro físico y cognitivo (incluidas las alteraciones del lenguaje), la edad, la situación funcional previa, el pronóstico funcional y la situación socio-familiar [Chu07].

Las discapacidades cognitivas en pacientes DCA más frecuentes son: problemas atencionales, velocidad de procesamiento a la hora de solventar problemas, dificultades de aprendizaje, de organización, de juicio, de percepción visual [Why11], desorientación, dificultades para comer y hasta incluso cambios en el comportamiento [CIH11].

Las discapacidades motoras en pacientes DCA más comunes son: deficiencias en el control postural, alteraciones del equilibrio, movilidad y funcionalidad en las extremidades superiores e inferiores [Mar07].

Generalmente, los pacientes con DCA pasan por dos fases diferenciadas tras producirse la lesión:

1. La fase de hospitalización, con una duración media de una a tres meses [Chu07], donde generalmente se somete al paciente a tratamientos quirúrgicos y a subfases tempranas de rehabilitación antes de ser transferido a una unidad especializada en lesiones cerebrales.
2. Fase de rehabilitación ambulatoria, con una duración de uno a dos años, en función de la edad del paciente, de la gravedad de la lesión y el nivel de discapacidad residual [Chu07].

El enfoque de la rehabilitación motora tradicional está basado en la repetición de movimientos específicos. Este tipo de rehabilitación es tedioso, monótono y aburrido.

1.1.3 Rehabilitación virtual motora

Tecnologías emergentes como pueden ser la Rehabilitación Virtual Motora (RVM) proporcionan nuevas características aplicables en la Rehabilitación Tradicional. Diversos estudios han mostrado las ventajas de estos sistemas en la Rehabilitación Tradicional [Sap11], [Cam10], [Mum12], [Lan12]. La RVM incluye por lo general un enfoque lúdico que involucra a los pacientes y minimiza el grado de aburrimiento, incrementándose su motivación y adherencia al tratamiento. Otra importante ventaja en la mayoría de sistemas de RVM es la localización de ciertas zonas del cuerpo del paciente en tiempo real [Zim12], [Sap10], o incluso la localización de su Centro de Presión (CP) [Cla10], [Cla11]. Esta información permite el ajuste para cada uno de los pacientes, de los sistemas de RVM en tiempo real. Incluso, estos datos pueden ser almacenados proporcionando información importante referente a la progresión de los pacientes.

Las plataformas de fuerza (PF) son usadas en la recuperación del equilibrio y el control postural debido a la capacidad de medir con exactitud el CP de los pacientes [Kal11]. Las PF permiten la evaluación y la rehabilitación del equilibrio [Sob11], [Ju12]. Tradicionalmente, el inconveniente de las PF ha sido su alto coste.

Nuevos periféricos originalmente diseñados para consolas de videojuegos, ofrecen nuevas e interesantes posibilidades dentro de las terapias de Rehabilitación Virtual. La Nintendo WBB es una popular PF de bajo coste ampliamente disponible, que puede ser usada en este tipo de terapias. Hasta la fecha, diferentes

estudios han demostrado la validez de la WBB en la rehabilitación del equilibrio [GG11], [Shi12], [Esc12] y en su validación [Cla10], [Cla11].

En el próximo capítulo de la presente memoria se desarrolla en profundidad el estado del arte de la RMV aquí introducida.

1.1.4 Incidencia del DCA

Una de las principales causas de discapacidad y mortandad a nivel nacional e internacional es el DCA. Mundialmente, la incidencia estimada de DCA en 2007 fue de 101 casos por cada 100.000 individuos [Shi10]. Durante el periodo 1995-2006, se produjeron alrededor de diez millones de casos DCA en Estados Unidos [Fau10]. Por otro lado, la incidencia de casos DCA en Europa está estimada en 235 casos por cada 100.000 habitantes por año [Tag06].

1.1.5 Evolución de la incidencia del DCA y del ratio de supervivencia los pacientes

En función del tiempo después de la lesión [Bab09], los pacientes DCA son clasificados en tres grupos: post-agudos (0-5 meses después de la lesión), agudos (6-23 meses después de la lesión) y crónicos (24 meses o más después de la lesión).

La incidencia y el ratio de supervivencia de los pacientes DCA se está incrementando anualmente [Fau10], [Org06], por lo que el número de pacientes que necesitan terapias de rehabilitación se está incrementando gradualmente. Por otra parte, el DCA es la principal causa de discapacidad en niños y en adultos [Org06], y la mayoría de afectados sufren durante años problemas cognitivos y físicos, incrementándose día a día la cantidad de pacientes crónicos con DCA.

1.1.6 Enfoque tradicional de la rehabilitación de pacientes crónicos

Según explican Babikian y Asarnow [Bab09], la mayoría de discapacidades funcionales son observadas en el periodo post-agudo, generándose las mayores recuperaciones en el periodo agudo, y produciéndose los mínimos cambios en el periodo crónico.

Debido a esto, la Rehabilitación tradicional en pacientes DCA, está enfocada en los periodos post-agudo y agudo.

No obstante, el aumento de la incidencia y la tasa de supervivencia en pacientes DCA han generado un incremento de pacientes crónicos DCA. Esto requiere un nuevo enfoque en pacientes crónicos DCA.

1.1.7 Rehabilitación de pacientes crónicos: nuevo enfoque

Por lo tanto, un cambio está ocurriendo, e incluso nuevas propuestas en el campo de la rehabilitación demuestran su idoneidad en pacientes crónicos [Hoo01], [Geu11]. Un ejemplo de este tipo de rehabilitación es descrito en Geurtsen y col. [Geu12]. En dicho estudio evaluaron la empleabilidad, integración en la comunidad, horas de trabajo y calidad de vida (CV) en pacientes crónicos DCA.

Gupta y col. [Gup12] evaluaron los resultados funcionales en pacientes crónicos DCA y concluyeron que este tipo de pacientes continúan mostrando recuperación funcional con una adecuada rehabilitación incluso en la etapa crónica.

Este nuevo enfoque está comenzando a ser considerado también para la aplicación de sistemas de RVM.

Cameirao y col. [Cam12] mostraron incrementos significativos en la recuperación funcional de las extremidades superiores en pacientes crónicos DCA. You y col. [You05] demostraron un incremento en la reorganización cortical y consecuentemente una recuperación motora en pacientes crónicos DCA gracias a la RVM. Kim y col. [Kim09] demostraron que la RVM puede proporcionar avances en el equilibrio y en la funcionalidad para caminar en pacientes crónicos DCA. Cho y col. [Cho12] alcanzaron incrementos significativos en el equilibrio dinámico de pacientes crónicos DCA gracias a un entrenamiento del equilibrio basado en un entorno virtual.

1.2 Motivación de la Tesis

Sin embargo, hasta la fecha, nadie ha desarrollado ningún estudio comparativo que permita evaluar el impacto de la RVM para la reeducación del equilibrio en pacientes crónicos Vs pacientes agudos. Un estudio como este representa un importante avance en el estado del arte de la rehabilitación, pues permitiría caracterizar la rehabilitación con sistemas de RVM en función de la cronicidad de los pacientes.

Esta demostración tiene además otro importante valor añadido: como se describirá a lo largo de la presente memoria, la RVM aporta herramientas susceptibles de ser utilizadas en casa del paciente; esto permitiría a la creciente población de pacientes crónicos una mayor recuperación -y mantenimiento- de las habilidades motoras recuperadas, minimizando la necesidad de rehabilitación en centros clínicos especializados.

1.3 Hipótesis y objetivos de la Tesis

El objetivo principal de la presente investigación es la validación de la siguiente hipótesis:

Mediante técnicas de rehabilitación virtual es posible obtener en pacientes crónicos una recuperación del equilibrio estadísticamente significativa, y similar a la que es posible obtener en pacientes agudos.

Para poder llevar a cabo la validación de la hipótesis, dentro del presente trabajo, se ha desarrollado un completo **sistema de rehabilitación virtual para el tratamiento de los trastornos del equilibrio.**

Estudios/objetivos secundarios que se han perseguido en la presente Tesis son:

1. Estudio de los estímulos necesarios para inducir al paciente a realizar una actividad motora específica en un sistema de RVM.
2. Desarrollo de pruebas que permitan valorar la adecuación de un sistema de RVM -desde el punto de vista del paciente- en los ámbitos de usabilidad, aceptación y seguridad de uso. Aplicación de estas pruebas para la evaluación del sistema desarrollado.
3. Estudio de variables espacio-temporales que permitan complementar la evaluación de los pacientes. Las variables consideradas a priori en el estudio serían:
 - Tiempo de reacción de los pacientes DCA a lo largo del proceso terapéutico seguido.
 - Centro de Presión (CP) ejercido en los ejercicios motores estáticos y dinámicos para cada una de las sesiones de rehabilitación.

Como se ha adelantado, dentro del presente trabajo, se ha diseñado y desarrollado un sistema de Rehabilitación Virtual, *Vestibular Virtual Rehabilitation* (V2R) con el principal objetivo de obtener una reeducación correcta del equilibrio y del control postural.

Para el diseño de V2R se han seguido las normas y consejos de expertos clínicos especialistas en rehabilitación motora. Dichos expertos han participado no sólo en todas las etapas de diseño y desarrollo del sistema, sino también en la validación clínica del mismo.

En el diseño de V2R también han participado los usuarios, si bien esta participación ha sido indirecta, a través de los especialistas clínicos. Concretamente se ha contado con ellos para validar la dificultad del diseño planteado a nivel cognitivo: los diferentes juegos que se plantearon fueron mostrados por los especialistas

clínicos a los pacientes, para valorar si los objetivos de los juegos y la forma de interactuar con estos no planteaban una dificultad excesiva. De esta forma las especificaciones de los juegos resultantes de esta primera etapa de diseño contaban con el visto bueno también de los usuarios potenciales (pacientes).

A nivel de los requerimientos físicos exigidos por los juegos, en el diseño se contó exclusivamente con las indicaciones de los especialistas clínicos, si bien se contemplaron juegos de diferente control postural (sedestación, bipedestación) y con dificultad adaptativa de manera que también en el diseño en este aspecto estaba centrado en el usuario, pues el diseño planteado nos permitió que el sistema fuera susceptible de ser utilizado por la mayoría de los pacientes.

Como se verá más adelante, V2R se ha desarrollado además con dos claros objetivos en mente: proporcionar un entorno lúdico al paciente que aumente su motivación y adherencia al tratamiento y ofrecer al especialista clínico un completo sistema que permita abordar la reeducación y rehabilitación del equilibrio en prácticamente todo el abanico de posibles pacientes (desde ejercicios en sedestación a ejercicios en bipedestación -normal y tándem-).

De esta forma, en el diseño de V2R se consideraron una serie de requisitos funcionales enunciados conjuntamente con los especialistas clínicos:

1. Debe permitir personalizar para un paciente DCA determinado y una sesión en concreto, las pautas correspondientes que tiene que realizar en dicha sesión.
2. Debe posibilitar la realización de ejercicios virtuales motores según el grado de dificultad que se persiga, en concreto permitirá realizar tanto ejercicios terapéuticos en sedestación como en bipedestación.
3. Debe proporcionar un conjunto de parámetros configurables por el especialista clínico antes de comenzar las sesiones virtuales motoras.
4. Debe proporcionar estímulos de refuerzo al paciente durante la sesión.
5. Debe proporcionar resultados de la sesión realizada, tanto para el paciente, como para el especialista clínico.
6. Debe guardar los valores espacio-temporales y del sistema necesarios para que el especialista clínico pueda realizar un seguimiento posterior de la evolución del paciente.
7. Debe ser capaz de guardar internamente, para un paciente DCA y una sesión en concreto, los parámetros correspondientes para que en posteriores sesiones el paciente continúe con su rehabilitación virtual motora acorde a los logros ya alcanzados.

8. Debe ser una herramienta fácilmente integrable en las rutina clínica diaria, sin restricciones severas en lo referente al entorno de utilización.
9. Finalmente debe ser una herramienta portable y versátil, enfocada a cualquier patología con problemas físicos en la reeducación del equilibrio.

1.4 Estructura de la Tesis

La presente Tesis se ha dividido en cinco capítulos.

- En el capítulo *Introducción* se enuncia el ámbito de actuación de la tesis, explicando la motivación de la misma, enunciando sus hipótesis y objetivos.
- En el capítulo *Antecedentes y Estado del Arte* se describen de forma detallada los progresos generados en rehabilitación tradicional motora, así como los avances tecnológicos que se han ido desarrollando dentro del campo de rehabilitación virtual motora: realidad virtual, interacción paciente-sistemas de RVM, (incluyendo plataformas de fuerza de bajo coste).
- En el capítulo *Estudios Previos* se enuncian y describen los dos análisis previos específicos que se realizaron antes de abordar la validación de la hipótesis principal.
- En el capítulo *Métodos y Materiales* se enuncia y describe detalladamente el proceso que se ha realizado para analizar, diseñar e implementar el demostrador tecnológico V2R de la presente tesis.
- En el capítulo *Resultados* se muestran los resultados conseguidos una vez realizados los experimentos de Rehabilitación Virtual Motora en pacientes DCA agudos y crónicos.
- Finalmente en el capítulo *Discusión y Conclusiones* se discuten los resultados obtenidos, así como las conclusiones derivadas del análisis de los mismos. Además se enuncian las posibles ampliaciones futuras que se pueden generar, abriendo un nuevo campo de posibilidades dentro del área de investigación.

1.5 Conclusiones

En el presente capítulo se ha introducido la problemática del DCA, concretamente la problemática existente en la rehabilitación motora de pacientes crónicos con DCA. Se ha señalado una importante carencia en el estado del arte actual, la falta de estudios que permitan valorar la aplicación de RVM en pacientes crónicos Vs pacientes agudos. La importancia de esta carencia viene dada por varias razones:

1. El aumento de la incidencia del DCA y del ratio de supervivencia de los pacientes con DCA hace necesario el abordar la rehabilitación de los pacientes crónicos con DCA.
2. Un giro en el campo clínico, en lo referente a la consideración de los pacientes crónicos con DCA refuerza aún más posibilidad de rehabilitación de estos pacientes.
3. Los prometedores estudios de sistemas de RVM publicados en los últimos años, junto con la posibilidad de los sistemas de RVM de ser utilizados a domicilio, hacen que la RVM sea una posibilidad muy prometedora para la recuperación de pacientes crónicos.

La presente tesis pretende cubrir dicha carencia, desarrollando para ello un completo sistema de RVM susceptible de ser utilizado con pacientes para la rehabilitación de trastornos del equilibrio.

Capítulo 2

Rehabilitación Motora. Antecedentes

2.1 Introducción

En el presente Capítulo se describe el concepto de Realidad Virtual (RV), así como conceptos tan relevantes como Realidad Aumentada o Virtualidad Aumentada.

A continuación, se detalla una clasificación de los dispositivos que se pueden utilizar en la interacción persona-ordenador, dispositivos de visualización y dispositivos de seguimiento e interacción.

Posteriormente se enuncia el concepto de Rehabilitación Motora, describiéndose la problemática existente hoy en día dentro del campo motor en lo referente a la reeducación del equilibrio y el control postural.

Finalmente se lleva a cabo una exposición de los ámbitos de aplicación, que sirven para enfocar la RV dentro del campo de la Rehabilitación Motora.

2.2 Realidad Virtual, Realidad Aumentada e Interacción Persona-Ordenador

Para poder entender y clasificar las diversas simulaciones generadas en los mundos virtuales, deberíamos tener en cuenta ciertas características sujetas al término en sí como son: grado de fidelidad, presencia e interactividad.

En el año 1994, Milgram et al. [Mil94] (Figura 2.1) enunció el concepto de RV continua en base a una clasificación formal, describiendo las interrelaciones existentes entre "Realidad Virtual" y "Realidad", así como las combinaciones de ambas que denominaron "Realidades Mixtas". Dichos conceptos están estructurados en función de la cantidad y el tipo de elementos reales y virtuales que forman parte del mundo virtual. Esta taxonomía fue ampliamente descrita posteriormente en [[Mil95], [Mil97], [Bil01], [Flo05], [Jac06]].

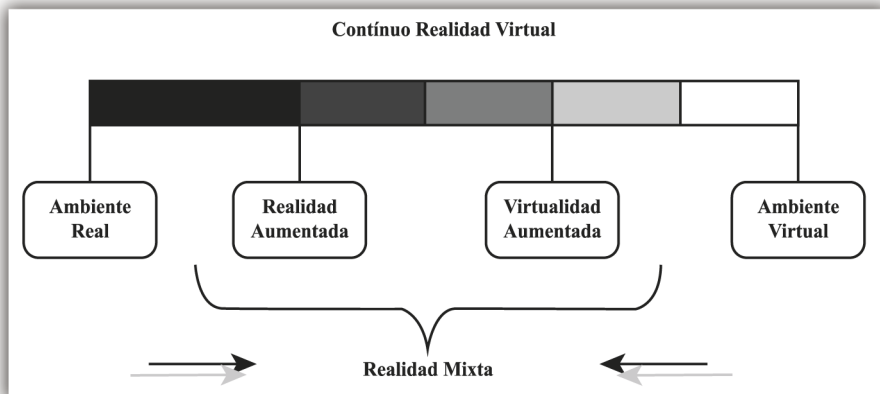


Figura 2.1: Continuo de Milgram [Mil94]

En Lam et al. 2006 [Lam06a] se desarrolló el Continuo de Milgram, el cual enuncia que la RV continua está compuesta por cuatro mundos: los mundos reales, los mundos totalmente virtuales, y en la zona intermedia los mundos asociados a la Realidad Aumentada (RA) y Virtualidad Aumentada (VA), ambos englobados en el término de Realidad Mixta.

Los "Mundos Reales" están formados única y exclusivamente por objetos reales, sin la existencia de ningún elemento virtual. Sato et al. [Sat99] muestran ejemplos donde podemos observar tanto entornos reales, como entornos mixtos.

Entre ambos conceptos nos encontramos con el término "Realidad Mixta" compuesta por la fusión de mundos reales y virtuales, produciendo nuevos entornos

donde los objetos digitales y reales interactúan en tiempo real. Dentro de la Realidad Mixta se encuentra la VA y la RA.

La VA viene definida por un entorno compuesto por elementos virtuales, al que se le incorporan videos o texturas del mundo real [Zla02].

En [Sim97] se genera una aplicación de VA, a la que denominan "Ventanas en el Mundo" que contiene imágenes del mundo real junto con objetos virtuales, generados a partir de texturas y videos foto-realistas.

La frontera entre la VA y la RA es muy sutil, en pocas palabras deberíamos preguntarnos la cantidad de virtualidad y/o realidad que tiene que aparecer en una aplicación para ser considerada o bien como VA o bien como RA.

Con respecto al término de RA, en los proceedings "Telemanipulator and Telepresence Technologies, 1994" se enunció el concepto de "Realidad Aumentada" definiéndose como: *"Retroatimentación natural de la información a un operador a través de estímulos simulados"*, o bien como una *"Categoría englobada en la realidad virtual donde la visión mostrada a los participantes, en un dispositivo visual situado en la cabeza, es transparente, permitiendo una clara observación del mundo real"*.

Otra definición de la RA aceptada por la comunidad científica viene descrita en el artículo [Azu97]: *"Se define la RA como aquellos sistemas con las siguientes características: 1) Combinación de elementos reales y virtuales; 2) Interactivo en tiempo real; 3) Generado en espacios tridimensionales"*.

Actualmente, la RA se aplica en multitud de campos: entretenimiento, aplicaciones para móviles, heritage, industria del cine, simulaciones, salud...

Ejemplos típicos de herramientas basadas en RA dentro del campo de entretenimiento podrían ser: 1) El video juego "Eye of Judgment" [Eye], donde el usuario interactúa con un conjunto de cartas en una batalla virtual. Para poder lograr este tipo de interacción, se usan un conjunto de patrones blancos y negros impresos en los bordes de las cartas, capaces de detectar y calcular la orientación de cada una de las cartas; 2) Aplicación multi-usuario en RA como puede ser "el Tren Invisible" [Wag05] donde los jugadores conducen trenes virtuales por una vía férrea de madera real, siendo estos visibles en dispositivos móviles o en las PDAs de cada uno de los usuarios.

Otro conjunto de aplicaciones basadas en RA para dispositivos móviles son: 1) el video juego educativo colaborativo "Virtuoso" [Wag07], entorno donde el objetivo principal es ordenar una colección de material gráfico de acuerdo a su fecha de creación a lo largo de la historia, mostrando toda la información simultáneamente en una pared; 2) uso de la RA en dispositivos móviles mostrando información turística y/o anuncios publicitarios.

Otro campo donde tiene cabida en la actualidad la RA es el cultural, en concreto generando aplicaciones para parques temáticos o museos, donde los visitantes pueden experimentar con objetos virtuales dentro de entornos reales. Un ejemplo dentro de este campo, viene dado por la aplicación denominada "El futuro salvaje" desarrollado por la empresa Total Inmersión en el parque Futuroscope [Fut], donde se permite a los visitantes interactuar dentro de un safari virtual, con mundos y animales virtuales de hace 200 millones de años, superponiéndolos a su vez con animales de un futuro no muy lejano.

La RA puede usarse además en presentaciones de empresas, conferencias o cualquier evento de comunicación, permitiendo enfatizar aquellos aspectos más relevantes de la presentación, incrementando el factor atencional del público. En este campo, la empresa ORAD ha creado la aplicación "Interact" [Ora] basada en tracking por infrarrojos, donde la herramienta permite a los presentadores situar elementos gráficos dentro de entornos reales, consiguiendo una interacción clara entre el entorno y el presentador.

En el campo de las "simulaciones", la RA puede ser de gran utilidad en simulacros de emergencia llevados a cabo por los bomberos, la policía o médicos, donde se fusionan entornos reales como edificios o ciudades con elementos virtuales como inundaciones o fuegos. También podemos encontrar herramientas basadas en RA para la reparación de dispositivos de forma remota. Un ejemplo de esto lo encontramos en [Rei07] donde un experto describe las acciones correctivas que tiene que realizar el operador para reparar dispositivos, como pueden ser impresoras o cualquier tipo de dispositivo usando elementos virtuales incrustados en el entorno real (Figura 2.2).

Dentro del campo de la salud, la RA se está utilizando en el contexto de la medicina, donde se mezclan órganos reales como la piel de un paciente junto con elementos virtuales como pueden ser órganos o tumores virtuales. El objetivo final es ayudar al cirujano a realizar las simulaciones correspondientes antes de realizar la operación en sí. Podemos ver ejemplos en los artículos de Bichlmeier et al. [Bic07], [Bic08] y en [Wim08].

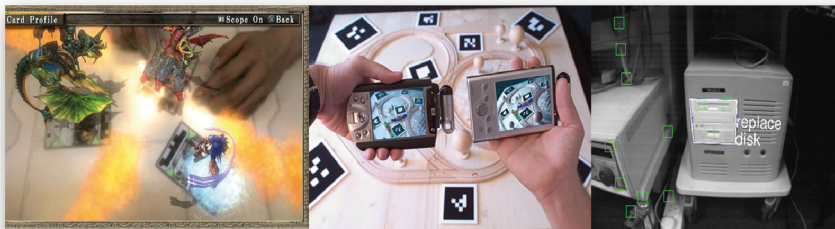


Figura 2.2: Ambientes en RA [Eye], [Wag05], [Rei07].

Con respecto al último concepto descrito en el Continuo de Milgram, los "Mundos Virtuales" definen escenarios compuestos únicamente de objetos virtuales, sin existir ningún tipo de elemento real.

Para terminar de comprender el concepto de RV, es interesante revisar las siguientes definiciones: "La Realidad Virtual supone el uso de tecnologías avanzadas, incluyendo computadores y periféricos multimedia, para producir y simular entornos virtuales, percibidos por los usuarios como si fueran objetos y eventos del mundo real" [Wei04], y la definición de uno de los investigadores pioneros en este campo: "La Realidad Virtual es una interfaz de usuario que engloba simulaciones e interacciones en tiempo real a través de múltiples canales sensoriales: visuales, auditivos, táctiles, etc.", [Bur93].

De las definiciones de RV, y del planteamiento descrito por algunos investigadores, podemos enunciar que la RV se compone de las "3i" (Inmersión, Interacción e Imaginación).

- **Inmersión:** Capacidad por parte del usuario, de percibir físicamente el entorno virtual que le rodea, en base a una serie de dispositivos específicos y a sus canales sensoriales. Para lograrlo, el sistema debe ser capaz de replicar los aspectos primordiales de la realidad, que sirvan para auto-convencer al usuario que constituyen una situación semejante.
- **Interacción:** Técnicas necesarias para que el usuario, una vez inmerso dentro del mundo virtual, y con los dispositivos adecuados, sea totalmente participativo, de forma que, en base a la interactividad dentro del Entorno virtual, el usuario pueda realizar acciones como tocar objetos, moverlos y desplazarse, generándose principios de acción-reacción dentro del mundo virtual.
- **Imaginación:** Capacidad para desarrollar aplicaciones enfocadas a solucionar problemas del mundo real dentro de campos como: Ingeniería, medicina, educación, arquitectura, ocio o hasta incluso en el campo del comercio electrónico.

En la actualidad, la RV está siendo aplicada en múltiples campos de actuación: educación, historia, militar, ocio, comercio electrónico, arquitectura, simulación, ciencia, salud...

El Área perteneciente a la Educación se centra en aplicaciones orientadas a situaciones de la vida real, que permitan a los usuarios practicar y aprender a desenvolverse en ellas, además de aplicaciones que faciliten el proceso de aprendizaje científico, técnico y cultural de los estudiantes. Como ejemplo, podríamos citar el simulador de conducción F10PF [Bee08] dentro del campo de la educación vial.

Respecto a aquellas herramientas orientadas a hacer más agradable el aprendizaje de la historia, aplicaciones que suelen referenciarse con el término *heritage*, pode-



Figura 2.3: RV: Áreas de actuación [Kal03], [Riz06].

mos afirmar que tienen una enorme repercusión y aceptación entre los usuarios. Estas aplicaciones usan principalmente técnicas en RV para recrear objetos que en la actualidad han aparecido en excavaciones arqueológicas, o bien reconstrucciones virtuales de monumentos históricos.

Los objetivos principales que persiguen este tipo de herramientas son visitas virtuales de monumentos, ruinas y tours virtuales de antiguas civilizaciones con un gran valor histórico. Ejemplos típicos los podemos encontrar en el proyecto ArcheoGuide [Arc].

Otro de los campos que usan la RV por las grandes posibilidades que ofrece es el militar. Los intereses primordiales que justifican el uso de la RV en esta área vienen definidos por: generación de situaciones de combate que permitan a los soldados entrenarse en el uso de vehículos militares, entrenamientos y ensayos de misiones. Esas acciones sirven para recrear EV en los que se simulan campos de batalla, o vehículos realistas (tanques, aviones, helicópteros, etc...) tanto a nivel visual, como auditivo o de comportamiento, permitiéndose la participación de varios usuarios en red.

Lechner et al. [Lec08] enuncian que en la actualidad los sistemas armamentísticos actuales y futuros, necesitan plataformas de aviación basadas en EV que sean lo más parecidos a un entorno de combate. Para lograr tales objetivos, han desarrollado un sistema de entrenamiento virtual incorporándolo en el avión F-15E.

Por otro lado, la RV se está usando como terapia en soldados que padecen del síndrome de Estrés Postraumático (TEPT). Los TEPT se componen de una serie de sintomatologías, generadas a causa de situaciones traumáticas psicológicas extremas acaecidas en un periodo corto de tiempo. Estas situaciones pueden darse en los combates, asaltos violentos, secuestros, o hasta incluso en ataques terroristas. En [[Riz06], [Riz07], [Ger08]] usan una aplicación denominada "Virtual Iraq" que consiste en una serie de EV diseñados para representar situaciones relevantes de Oriente medio, incluyendo una ciudad y una escolta en el desierto (Figura 2.3).

Otro de los campos relevantes viene fijado por al área de entretenimiento: proyectos típicos en este campo están siendo desarrollados por los grupos de investigación Blast Theory y Mixed Reality Laboratory de la Universidad de Nottingham. Las aplicaciones englobadas en el proyecto consisten en el desarrollo de juegos, donde los usuarios registrados son perseguidos en una ciudad virtual por un conjunto de profesionales, equipados con PDAs y receptores de GPS, que se mueven físicamente por las calles de la ciudad en sí, y cuya misión es atrapar al resto de participantes [Ben06].

Otras áreas de aplicación podrían ser las englobadas dentro del Comercio Electrónico, o la RV aplicada al campo del marketing. Ejemplo típico dentro de esta área lo podemos encontrar en proyectos como "VisualEyes" [Visb] creado para General Motors, donde se muestran los acabados del interior de un coche con un gran nivel de detalle.

En el campo de la arquitectura, se usa la RV para obtener modelos interactivos que pueden simular visualmente la actividad en la construcción, o hasta incluso la creación de mundos virtuales donde se puedan apreciar futuros edificios, junto con la navegación virtual en ellos, de forma que el arquitecto puede experimentar, a la hora de diseñar un edificio, con prototipos generados previamente en diferentes mundos virtuales.

Dentro del área de la simulación, se han desarrollado EV que emulan el comportamiento de un sujeto a la hora de conducir un vehículo. Los objetivos perseguidos en este tipo de proyectos son el análisis del comportamiento del usuario y las prácticas de conducción. En Kallman y col. [Kal03] se presenta un simulador de vehículos inmersivo, diseñado para tareas relacionadas con la ergonomía y prácticas de conducción.

En el campo de la Ciencia, la RV es un campo muy interesante. Gracias a la RV, podremos acceder a la visualización y exploración de mundos atómicos, o a reproducir eventos difícilmente observables: moléculas, eventos en el campo genético, compuestos químicos, virus, partículas en movimiento, o hasta incluso dinámica computacional de fluidos.

Por último, en el campo de la Salud, los sistemas de RV están siendo utilizados en multitud de Áreas, destacándose su uso en: cirugía, anatomía, rehabilitación motora, cognitiva y psicológica, etc...

Dentro del área de la cirugía, los EV permiten a los cirujanos practicar previamente las operaciones a realizar en el quirófano. Un ejemplo típico lo podemos encontrar en [Sey02], donde evaluaron habilidades psicomotoras, perceptivas y visuo-espaciales, de dos grupos de residentes del departamento de cirugía de la Universidad de Yale, uno que realizó el entrenamiento tradicional, y otro que fue

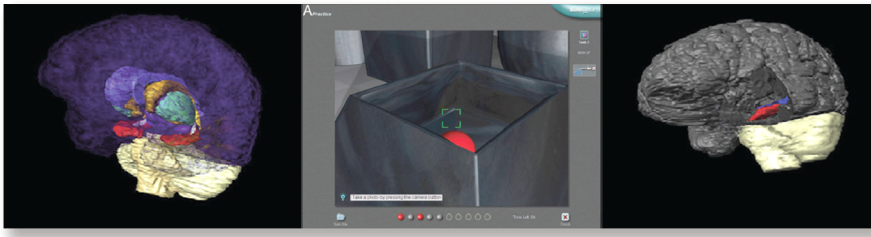


Figura 2.4: RV en el campo de la Salud, [And06], [Rib12].

entrenado dentro de un EV. El estudio soporta la eficacia del uso de herramientas de RV en entrenamientos quirúrgicos previos.

En [And06] evaluaron si el sistema de RV "LapMentor" incrementa las habilidades de la cirugía mínima invasiva. El sistema LapMentor, después de la simulación proporciona retroalimentación informando del tiempo transcurrido, ratio de exactitud, eficiencia de movimiento y parámetros de seguridad. En el experimento planteado concluyeron que usando la herramienta LapMentor se lograron mejores resultados en términos de precisión y rapidez, en acciones típicas como la transferencia de unas pinzas entre ambas manos, o como por ejemplo la identificación de objetos necesarios en operaciones de laparoscopia (Figura 2.4).

En [Lar09] analizaron la herramienta de simulación de RV LapSim Gyn. Para ello emplearon un grupo de ginecólogos sin experiencia en la realización de operaciones de laparoscopia. En el estudio concluyeron que en la formación de estudiantes en ginecología sería recomendable utilizar un simulador de RV que emulara las habilidades y sirviera como entrenamiento quirúrgico previo, mejorando la seguridad de los pacientes e incrementando la eficiencia en las operaciones quirúrgicas.

En [Gur09] investigaron si el entrenamiento con un EV podía complementar o reemplazar el aprendizaje de los estudiantes en operaciones de laparoscopia. En el experimento concluyeron que con el uso de sistemas de RV en simulaciones de laparoscopia se producen incrementos significativos en precisión y rapidez, junto con una menor tasa de error, con respecto a operaciones de laparoscopia tradicionales.

Por otro lado, ejemplos típicos dentro de las líneas de investigación enfocadas a la Anatomía Virtual, los podemos encontrar en [Cen12], almacenándose información inherente al cuerpo humano, con el objetivo de servir de guías dentro de las áreas de la anatomía y de la educación. Este tipo de experiencias permiten a los estudiantes poder realizar entrenamientos y validaciones médicas las veces que sean necesarias [LC07], obteniendo retroalimentaciones individualizadas, pudiendo ser comparadas con los protocolos tradicionales.

En [Con12] se analizó y evaluó el uso de pacientes virtuales en las intervenciones educacionales, usándolo como método alternativo a los métodos tradicionales. Una vez realizado el análisis correspondiente, observaron un claro efecto positivo en el uso de este tipo de pacientes virtuales en intervenciones quirúrgicas simuladas, sugiriendo su utilización en el periodo de prácticas de los estudiantes.

En [Rib12] desarrollaron un modelo 3-D interactivo del cerebro donde se pueden observar las diferentes etapas de lobotomías para que puedan ser analizadas, manipuladas y exploradas previamente por los especialistas.

Por otra parte, la RV está siendo usada dentro del campo de las terapias psicológicas, como por ejemplo en el tratamiento de fobias, donde los pacientes son expuestos a una serie de estímulos, provocándoles ansiedades, incrementando los niveles de dificultad en función de la atenuación de la ansiedad.

Experimentos tipo pueden ser: fobias a las arañas [Shi13], fobias a las alturas [Müh12], fobias relacionadas con el miedo a volar [Hir12], claustrofobias [Yeh12], o hasta incluso fobias sociales [Kli05] [GP07], donde el sujeto siente ansiedad cuando es expuesto a situaciones sociales de la vida diaria, como por ejemplo el miedo a hablar en público [Wal09].

En [Bri12] se describe un sistema donde se analiza la exposición del sujeto a un EV específico, en el que se le muestra una serie de avatares, capaces de interactuar y establecer diálogos acordes a la terapia planteada. Para lograr los objetivos planteados, los especialistas clínicos pueden controlar las expresiones de los avatares, los diálogos, y hasta incluso la narrativa de las historias dentro del EV.

Muchos de los sistemas que se han enunciado a lo largo del presente punto entran en la categoría de Serious Games. Los Serious Games son juegos diseñados para un propósito principal que no estrictamente el de la diversión. En la actualidad, los Serious Games están siendo usados en diferentes áreas de actuación: educación, industria militar, ingeniería, ciencia, y salud.

2.3 Dispositivos

2.3.1 Dispositivos de Visualización

Los dispositivos de visualización son un elemento fundamental en el campo "interacción persona-ordenador". La amplia variedad existente hoy en día en los mercados, nos permite desarrollar herramientas y obtener excelentes resultados en el área de la interacción.

En un sistema de RV, es necesario que el usuario pueda "sentir" las experiencias realizadas dentro del EV de la forma más realista posible, por tanto para poder

alcanzar este hito, será necesaria una selección del dispositivo de visualización correcta y acorde a los objetivos planteados.

- **Tubo de rayos catódicos.**
Los monitores compuestos por un tubo de rayos catódicos, se componen de un cañón de electrones, el cual se encarga de disparar un haz de electrones contra una pantalla recubierta de fósforo, produciéndose iluminación al entrar en contacto con los electrones. En este tipo de monitores, el fosforo asociado a la pantalla es del tipo rojo, azul y verde de forma que al incidir el haz de electrones, los puntos se iluminan con diferentes intensidades. En la actualidad, el uso de este tipo de dispositivos no son usados en sistemas de RV.
- **Pantallas de cristal líquido.**
Las pantallas de cristal líquido (LCD) se componen de un conjunto de píxeles en color o monocromos situados delante de una fuente de luz, donde cada píxel dispone de una capa de moléculas alineadas entre dos electrodos transparentes y dos filtros de polarización, estando los ejes de transmisión perpendiculares entre sí.
- **Pantallas de plasma.**
Una pantalla de plasma es un tipo de pantalla plana usado en la actualidad principalmente en grandes formatos de visualización, donde la mayoría de las celdas están situadas entre dos paneles de cristal que contienen una mezcla de gases nobles (neon y xenon), los cuales se convierten eléctricamente en plasma, provocando que los fósforos emitan luz.
- **Pantallas OLED.**
Una pantalla OLED se compone de un diodo basado en una capa electroluminiscente compuesto por una película de componentes orgánicos, reaccionando ante una estimulación eléctrica, generando y emitiendo luz propia.
Las ventajas frente a tecnologías como las pantallas de plasma o de cristal líquido son: menor coste, mayor escalabilidad, mayor rango de colores, contrastes y brillos, mayor ángulo de visión, menor consumo, y una mayor flexibilidad. El principal inconveniente viene determinado por la degradación de los materiales que lo componen.
- **Pantallas LED.**
Una pantalla LED es un tipo de pantalla LCD, donde la emisión e iluminación procedente de la zona trasera de la pantalla, es realizada gracias al uso de dispositivos LED (diodos emisores de luz). Estos diodos usan una sustancia líquida situada entre dos placas de vidrio, de forma que al aplicarle una corriente eléctrica en un área determinada, esta contraste con la iluminación LED trasera.

- **Multi-Monitores.**

Un multi-monitor se compone de un conjunto de dispositivos de visualización tales como monitores, televisores y proyectores, con el objetivo de incrementar el área de visión. Este tipo de configuraciones están recibiendo cada vez más aceptación dentro de la comunidad científica.

- **Pantallas Volumétricas.**

Otro tipo de dispositivos de alta resolución son las pantallas volumétricas, donde en lugar de mostrar un conjunto de píxeles en una superficie, usando diversas tecnologías, apilan píxeles en tres dimensiones, logrando sensación de profundidad. Como ejemplo de esta tecnología podríamos citar las denominadas pantallas de barrido volumétricas, donde se proyectan imágenes en una superficie en base a rotaciones rápidas.

- **Head Up Display.**

Los dispositivos Head up display (HUD) son pantallas transparentes donde el usuario puede observar la información más relevante sin la necesidad de cambiar su ángulo de visión. Esta tecnología es aplicada en campos como la aviación militar, o en el sector del automóvil. Dentro del campo de la aviación, los HUD nos permiten observar indicadores de vuelo típicos que el piloto puede controlar: velocidad del aire, altitud, el horizonte, de deslizamiento etc. En el sector automovilístico, los HUD muestran información relevante dentro del campo de visión del conductor. Esta información se visualiza en el parabrisas, pudiéndose consultar datos como la velocidad o el itinerario. Para lograr el resultado deseado, los fabricantes introducen entre dos capas de vidrio, una capa de material transparente evitando la refracción de la imagen.

- **Virtual Retinal Displays.**

Los Virtual Retinal Displays proyectan un haz de luz modulada directamente a la retina del ojo humano, produciendo una imagen rasterizada, de forma que el usuario tiene la sensación de ver la imagen a una distancia menor de un metro, con una calidad de representación excelente, un gran ángulo de visión y sin parpadeos.

- **Head Mounted Displays.**

Los dispositivos de visualización Head Mounted Displays (HMD) se componen de una o dos pantallas pequeñas con lentes o espejos semitransparentes ubicados en un casco, en unas gafas o en un visor. Estas pequeñas pantallas usan tecnología CRT, LCD, LCOS (cristal líquido en silicio), u OLED. La mayoría de ellos incluyen auriculares, generando retroalimentación tanto visual como auditiva, y sensores de movimiento. Otra característica interesante que aportan es que pueden mostrar imágenes diferentes en cada ojo, pudiéndose usar para visualizar imágenes estereoscópicas.

- Pantallas de Proyección/Retroproyección.

En la actualidad las pantallas de proyección usan tecnologías LCD, LED, y procesamiento digital de la luz (DLP). En las pantallas de proyección con tecnología DLP la imagen es creada gracias a unos espejos microscópicos ubicados en una matriz sobre un chip semiconductor, denominado Digital Micromirror Device (DMD). Cada uno de estos espejos representan un pixel en la imagen proyectada, por tanto el número de espejos se corresponderá con la resolución de la imagen proyectada. Así pues, cada espejo mostrará una pequeña imagen, denominada micropantalla, donde se albergará una fuente de luz (o bien una lámpara de alta potencia o bien LEDs) un conjunto de chips y un sistema de óptica usado para amplificar la imagen que llega a la pantalla.

Estos dispositivos reciben una señal de video y muestran la imagen correspondiente en una pantalla de proyección gracias al sistema de lentes que llevan incorporado. El coste de estos dispositivos condicionará las características inherentes a ellos: resolución de pantalla (SVGA 800x600 píxels, XGA 1024x768 píxels, 720p 1280x720 píxels y 1080p 1920x1080 píxels), ruido acústico, la luminancia y el contraste.

Las pantallas de retroproyección incluyen en la zona trasera un conjunto de lentes fresnel, refractándose la luz incidente directamente en la pantalla y en la zona delantera incluyen un conjunto de lentes verticales y horizontales para distribuir la luz, de forma que a mayor número de lentes, obtendremos una mayor resolución.

- Sistemas CAVE.

Dispositivos que generan entornos totalmente envolventes, donde se proyectan un conjunto de imágenes detrás de unas paredes traslúcidas, de forma que los usuarios puedan interactuar con el EV compartido. Proyectores de alta resolución muestran las imágenes en espejos, reflejándose posteriormente en cada una de las pantallas de proyección; el usuario se coloca un sistema de tracking en la cabeza para producir la perspectiva correcta, ver el entorno fielmente, y observar objetos flotando en el aire. Gracias a un conjunto de sensores electromagnéticos, el usuario conforme camina dentro del entorno, se producen desplazamientos de los objetos alrededor de él.

La mayoría de estos dispositivos enunciados permiten visualización 3D; visualización activa, pasiva, o autoestereoscópica.

2.3.2 Dispositivos de seguimiento e interacción

Una posible clasificación de los diversos dispositivos de seguimiento utilizados en la interacción persona-ordenador, viene establecida en Zhou [Zho08], donde son estructurados en Sistemas de Seguimiento basados en Visión y en Sistemas de Seguimiento no basados en Visión.

Sistemas de seguimiento basados en Visión

Los sensores de seguimiento basados en Visión, usan la información visual para obtener la posición y orientación de un objeto en el escenario real, gracias a un conjunto de cámaras de video que, situándolas en una posición determinada, van siguiendo los sensores incorporados en el objeto correspondiente.

Este tipo de sistemas de seguimiento se caracterizan por obtener un grado de precisión aceptable a la hora de capturar los movimientos realizados por los sujetos. Además, los podríamos clasificar como sistemas de seguimiento basados en marcadores y sistemas de seguimiento basados en Visión que no precisan del uso de marcadores.

Sistemas de seguimiento visuales basados en marcadores.

Este tipo de sistemas de seguimiento se caracterizan por las restricciones inherentes a los grados de libertad, debidas principalmente al uso de marcadores.

En esta sub-clasificación podemos encontrarnos sistemas pasivos, donde no generan ningún tipo de luz excepto la luz entrante, y a su vez sistemas activos que son capaces de generar luz infrarroja.

- Sistemas pasivos.

Sistemas de este tipo, son comercializados por varias empresas como el software propietario de la empresa [Qua], que permite realizar capturas con 6 grados de libertad en tiempo real, tanto en 2D como 3D, obteniendo resultados de alto rendimiento, exactitud y baja latencia. Este sistema está compuesto por 11 cámaras, conectadas al software propietario QTM, encargado de realizar una calibración previa, identificando de manera automática todos los marcadores ubicados en el sujeto.

Los sistemas de seguimiento óptico [Vicb], [Vica] desarrollados por la empresa Vicon, se componen del módulo Gibabit Ethernet capaz de conectar hasta un total de 10 cámaras de alta resolución, "T-series" de hasta 16 megapíxeles de resolución. Este sistema realiza capturas de hasta 120fps enviando el flujo de datos capturado al PC en cuestión, donde se ejecuta el software capaz de analizar los movimientos realizados por el sujeto.

Otra de las soluciones asequibles de seguimiento óptico basado en marcadores, viene dado por el dispositivo Iotracker [Iot] donde realizan un conjunto de calibraciones previas: intrínsecas (longitud focal, punto principal), extrínsecas (búsqueda

de la transformación espacial entre los diferentes pares de cámaras) y calibraciones del cuerpo.

Estudios llevados a cabo con Iotracker los podemos encontrar en [Alb10], donde analizaron la influencia de la respuesta motora con/sin el uso de tracking feedback en sujetos, para ello crearon un grupo de control de 20 participantes donde se les sometió a un experimento sin retroalimentación, y posteriormente un grupo experimental de 20 participantes donde se les sometió a un experimento de 5 minutos con retroalimentación. Se concluyó que el uso de elementos de retroalimentación es muy importante dentro de cualquier proceso terapéutico.

- Sistemas activos.

El sistema de seguimiento [Cod] es un dispositivo de captura de movimiento activo en 3D, ofreciendo una integración con plataformas de fuerzas o hasta incluso con sistemas de Electro Miografía (EMG).

Análisis llevados a cabo con el sistema Codamotion los podemos encontrar en evaluaciones realizadas en [Zho07] donde se llevan a cabo análisis de movimiento, capaces de estimar las posiciones de las muñecas, los codos y los hombros.

El sistema de seguimiento [Cer] es un dispositivo de captura de movimiento, que soporta un total de 30 marcadores, con 6 grados de libertad, permitiendo realizar seguimiento relativo (seguimientos de zonas del cuerpo en relación a otras zonas que incorporan los marcadores).

Otro de los dispositivos que cabe mencionar es el dispositivo de Nintendo Wiimote [Wiib], compuesto de una barra de sensores con Leds infrarrojos (cinco Leds en cada extremo de la barra) situada y centrada en la zona superior/inferior de la TV, que sirven para su localización en 3D y un mando (Wiimote) compuesto por un acelerómetro (ADXL330) que va midiendo los ángulos y el sensor óptico PixArt.

-Sistemas de seguimiento visuales sin el uso de marcadores.

Sistemas de este tipo los podemos encontrar en [Ran08] donde se evaluó el potencial del uso de la herramienta de RV de bajo coste Eyetoy; para ello realizaron diversos estudios: en un primer estudio analizaron las experiencias observadas por sujetos sanos en términos de presencia, disfrute, control y esfuerzo; en un segundo estudio analizaron la idoneidad y usabilidad de Eyetoy en ancianos y finalmente en un tercer estudio evaluaron la idoneidad en pacientes DCA agudos y crónicos.

Sistemas de seguimiento no basados en Visión

Los sistemas asociados en esta categoría podrían estar clasificados en: electromagnéticos, ultrasónicos, inerciales y otros sensores.

1. Electromagnéticos

Los sensores electromagnéticos usan emisores ubicados en una posición de-

terminada, los cuales generan un campo magnético de baja intensidad en los tres ejes ortogonales. Estos campos generan a su vez, corriente en otro conjunto de ejes que estarán situados en un receptor, el cual estará ubicado en el objeto del que se quiere hacer el seguimiento, de forma que gracias a las medidas de la señal en cada eje del receptor, es posible obtener la posición y la orientación del emisor.

Características propias de estos dispositivos son: 1) bajo coste; 2) para capturar las posiciones no necesitan de una línea de visión clara. Por el contrario tienen un alcance limitado, produciéndose distorsiones en presencia de materiales ferromagnéticos, y generación de retardos en las medidas (en torno a 20 - 80 msg).

Dispositivos con estas características son los fabricados por la empresa Polhemus, entre los que podríamos enunciar FASTRAK [Fas], ISO-TRACK II [Iso], o el dispositivo PATRIOT Wireless [Pat], sistema de seguimiento wireless, capaz de seguir hasta cuatro marcadores para soluciones con 6 grados de libertad.

Otros dispositivos más precisos y fabricados por la misma empresa son: LIBERTY [Lib] (dispositivo de seguimiento rápido y preciso), MINUTEMAN [Min] sistema de seguimiento de 3 Grados de Libertad, fácilmente configurable y de coste relativamente bajo o el novedoso G4 [G4] que con una precisión de 6 Grados de Libertad y un tamaño de bolsillo.

Otros ejemplos, dentro de esta tecnología, los podemos encontrar en [Asc] donde se han generado dispositivos de seguimiento 3D para uso en el campo de la medicina, en concreto los dispositivos de seguimiento electromagnéticos desarrollados son [Tra] y [Dri].

2. Ultrasónicos

Los sensores ultrasónicos generan vibraciones acústicas por encima de los 25 KHz (frecuencia fuera del rango de la percepción humana) en intervalos de tiempo, para calcular la distancia entre un transmisor y un receptor. Este tipo de sensores almacenan señales transmitiendo y recibiendo ondas sonoras, midiéndose y calculándose la duración transcurrida al enviar un pulso ultrasónico. Usando la combinación de tres receptores y tres emisores, lograremos obtener información de los 6 Grados de Libertad del objeto en cuestión.

Un ejemplo típico es el 3D Mouse and Head Tracker de la empresa Logitech [Log], la familia de sensores MaxSonar-EZ de la empresa dynamo [Dyn] compuesto de un módulo ultrasónico que integra receptor y emisor en un único dispositivo, o los sensores ultrasónicos de la empresas Endrich [End] y Jameco [Jam].

3. Inerciales

Los sensores inerciales (compuestos de acelerómetros y giroscopios) son usa-

dos ampliamente en la navegación y en RA. Ofrecen como ventajas principales una alta sensibilidad y usabilidad. Por el contrario, existen claras dificultades para determinar las posiciones y el ángulo de los sensores inerciales, debido principalmente al ruido generado y a las fluctuaciones generadas en los desplazamientos.

Ejemplos de sensores inerciales comerciales son G-Link e InterSense. Los sensores inerciales G-Link [G l] proporcionan un conjunto de mediciones como son la orientación, inclinación de los ejes, aceleración lineal y velocidad angular. Los sensores Intersense IS-1200 [Int] proporcionan un sistema de seguimiento de 6 grados de libertad preciso, usado en herramientas basadas en EV/RA, simulación y navegación robótica. O como ya se ha enunciado el dispositivo Wiimote, compuesto del sensor óptico PixArt, capaz de resolver los posibles errores acumulativos generados por el acelerómetro a la hora de determinar el lugar donde está apuntando el Wiimote.

2.3.3 Dispositivos Hápticos

Otro tipo de sensores que podemos encontrar en el mercado son los dispositivos hápticos, capaces de generar señales mecánicas.

Los dispositivos hápticos son un conjunto de elementos hardware presentados al usuario, donde en función del sentido del tacto, se muestren aquellas resistencias ejercidas por los objetos ubicados dentro del EV.

Otra definición del término háptico sería: "Conjunto de sensaciones táctiles para que el cuerpo humano perciba objetos y el espacio".

El sentido táctil podemos dividirlo en: cutáneo, kinestésico y englobando a los dos sistemas háptico. El sistema cutáneo está compuesto de mecanorreceptores ubicados en la piel, que procesan cualquier estímulo producido en la superficie del cuerpo humano; el sistema kinestésico está compuesto de receptores situados en los tendones, músculos y articulaciones que nos permite ser conscientes de las posiciones de las articulaciones, de los movimiento y de las tensiones de los músculos.

Una correcta clasificación de los dispositivos hápticos estaría basada en el tipo de retroalimentación que proporciona al usuario: 1) Vibrotáctiles; 2) Táctiles; 3) Kinestésicos.

1. Vibrotáctiles

Los dispositivos vibrotáctiles capturan las reacciones producidas en la piel de los sujetos, para interpretar estímulos como presión o la temperatura. Estos dispositivos, gracias a un conjunto de actuadores ubicados en los dedos, mostrarán información en respuesta a acciones como tocar, coger, o hasta incluso sentir la temperatura de los objetos.

Un ejemplo de este tipo de dispositivos serían los denominados DataGlove, compuestos de cables de fibra de vidrio en cada uno de los dedos, donde cada fibra posee un emisor de luz al principio y un sensor en el otro extremo, de forma que se podrían detectar los giros realizados por el usuario, gracias a los cambios de luz generados.

Lindeman y col. [Lin03] han demostrado que usando estímulos vibrotáctiles se pueden alcanzar aumentos significativos en el rendimiento global, sugiriendo hasta incluso, que este tipo de estímulos pueden ser útiles en situaciones donde las pistas visuales son impracticables.

Las investigaciones actuales están enfocadas en la combinación de este tipo de retroalimentaciones con otras modalidades sensoriales. McNeill y col. [McN04] han desarrollado un sistema, que permite al sujeto moverse por un EV compuesto por objetos familiares e interactuar con ellos tocándolos, agarrándolos o moviéndolos, todo gracias al uso del uso de DataGloves y sensores electromagnéticos de la empresa Ascension.

2. Táctiles

Por otro lado, los dispositivos táctiles podríamos subclasificarlos en función del tipo de estimulación: a) Electrotáctiles; b) Termales; c) Mecánicos.

a) Electrotáctiles

Los sistemas electrotáctiles producen sensaciones táctiles generando un pequeño flujo de corriente eléctrica a través de la piel del usuario. El principal problema de esta tecnología radica en que es muy difícil observar si al usuario le ha causado dolor el flujo eléctrico, una vez alcanzado la sensación táctil. Para paliar el principal problema de estos sistemas, Yocota y col. [Yok07] incorporan un dispositivo electrostático encargado de generar sensaciones en la superficie de los dedos, mecanismo que provoca un flujo de corriente suave en la yema de los dedos.

b) Termales

Los sistemas termales pueden ayudar a la identificación de objetos en EV, simulando estímulos térmicos, asociándolos a materiales con diferentes propiedades térmicas. Los dispositivos térmicos se componen de un conjunto de estimuladores térmicos, sensores termales y sistemas de control de temperatura que monitorizan y controlan la temperatura de una superficie.

Yang y col. [Yan08] enuncian que los dispositivos térmicos pueden ser usados para mostrar información efectiva de la composición de los objetos en EV.

c) Mecánicos

Los dispositivos mecánicos simulan, las deformaciones a pequeña escala que se producen en la piel al tocar objetos reales. Este tipo de dispositivos son usados principalmente en sujetos con problemas visuales, empleándose en aplicaciones que trabajan con EV, Telemedicina, Entrenamiento Virtual etc.

El grupo de la Universidad de Rutgers (VRLab) [Bur03] se ha centrado en las diferentes habilidades manuales de los diferentes entrenamientos inten-

sivos aplicados en sujetos. En [Jac01] generan un sistema compuesto por dos dispositivos hápticos complementarios: sistema Cyber Glove y el dispositivo Rutgers Master II, usados para realizar un conjunto de ejercicios de movimiento de las manos: alineación, velocidad, movimiento de los dedos, y fuerza.

3. Kinestésicos

Finalmente los dispositivos kinestésicos se centran en el movimiento del cuerpo humano. Esto es debido principalmente a su carácter mecánico, permitiendo al usuario ejercer fuerzas en los objetos del EV mediante una de sus extremidades, para posteriormente recibir en ella la resistencia del objeto ante la fuerza ejercida.

Este tipo de dispositivos en la actualidad son empleados en simuladores médicos, botones hápticos programables, volantes de video juegos y en sistemas de RV. Como ejemplo podríamos citar los denominados Exoesqueletos y dispositivos fabricados por la empresa Immersion [Imm] como son: Cybertouch, Cybergrasp, Cyberforce y CyberGlove. Estos dispositivos se usan en áreas como la telerehabilitación, modelado de formas orgánicas en 3D o en teleoperación.

Dentro de los dispositivos kinestésicos, podemos encontrar sensores mecánicos: dispositivos que obtienen el seguimiento a través de brazos articulados a los que se le inserta el objeto del cual se pretende realizar el seguimiento, de forma que en base a potenciómetros o sistemas optomecánicos se obtienen las medidas de los ángulos del sistema articulado. Dispositivos compuestos de estas características podrían ser: PHANTOM [Mas94] o el dispositivo BOOM de Fakespace Systems, Inc [Fak].

2.4 Rehabilitación Motora

2.4.1 Introducción

Uno de las principales afecciones que sufren los pacientes DCA, tanto en extremidades inferiores como en superiores, es la generación de la "paresis espástica" [Leo06], con una sintomatología que podríamos clasificarla en positiva y negativa:

- La sintomatología positiva se compone de afecciones como espasticidad (contracción permanente de los músculos), hipertonia (tensión en el tono muscular, con claras resistencias al estiramiento pasivo), rigidez muscular y excesivas contracciones entre los músculos agonistas y antagonistas.
- La sintomatología negativa se compone de afecciones como son pérdidas de destreza y habilidades [May97].

Además, tras las lesiones generadas en los pacientes DCA, surgen una serie de deterioros a nivel cognitivo, físico y conductual. Sin embargo en la actualidad, es a nivel físico donde se centran la mayoría de procesos de rehabilitación, debidos principalmente a dos factores:

- Por una parte, tanto los familiares como los pacientes observan con una mayor claridad las deficiencias físicas antes que las deficiencias cognitivas, existiendo una clara dependencia paciente-familiar.
- Por otro lado, es necesario y recomendable generar procesos terapéuticos capaces de mejorar todos aquellos ejercicios motores relacionados con las Actividades de la vida diaria (AVD), debidas principalmente a las dificultades mostradas por el paciente DCA en el desarrollo de una autonomía funcional correcta y evaluadas con escalas como la "Valoración de la independencia funcional FIM" [Kei87].

Otro de los aspectos cruciales en este tipo de pacientes, versa en el tiempo transcurrido desde la lesión, donde numerosos estudios enuncian que en el periodo "agudo" la recuperación neurológica espontánea continúa. No obstante existe la posibilidad de obtener una recuperación motora funcional pasado dicho periodo de tiempo [Geu12].

Finalmente, podríamos enunciar qué una de las problemáticas más críticas en pacientes DCA se basa en la reeducación del equilibrio y el control postural en bipedestación y en sedestación; problemática ampliamente abordada en la presente tesis, detallándose en los siguientes subapartados.

2.4.2 Enfoque tradicional

La fase de rehabilitación ambulatoria a la que son sometidos los pacientes DCA, se basa en una serie de intervenciones en función de la gravedad, y del nivel de discapacidad.

Los trastornos motores que sufren los pacientes DCA estarán subclasificados en función de los miembros afectos (extremidades superiores y/o extremidades inferiores) y en lo relativo al equilibrio y control postural.

Rehabilitación tradicional motora de las extremidades superiores

Las técnicas utilizadas hoy en día para la rehabilitación tradicional motora en extremidades superiores, pasan por la realización de un conjunto de terapias con el objetivo de obtener incrementos significativos en su funcionalidad.

-Terapia del movimiento inducido por restricción

Una de las técnicas usadas hoy en día es la denominada "Terapia del movimiento inducido por restricción" (TMIR). Este tipo de terapia se encarga de ejercitar el miembro superior más afectado restringiendo la extremidad no afectada [Det05]. El principal problema en este tipo de terapia, es que no todos los pacientes DCA pueden someterse a las sesiones de rehabilitación, debido a la movilidad reducida que sufren en las extremidades superiores.

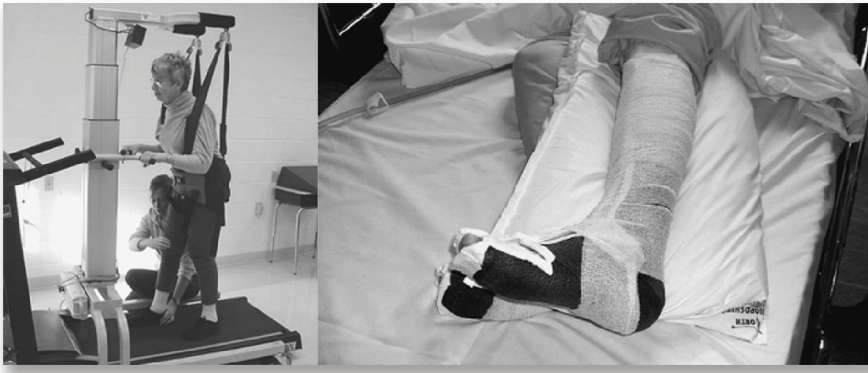


Figura 2.5: Rehabilitación tradicional motora, [Ver05], [Bro05].

En [Pag03] tres pacientes TCE participaron en diez sesiones de treinta minutos, estructuradas por una terapia estructurada y funcional, donde se enfatizaba el uso del brazo afecto y donde las extremidades menos afectadas fueron restringidas dentro de la terapia durante cinco horas al día. Los resultados obtenidos mostraron una clara mejoría en la cantidad y calidad en la extremidad superior afectada.

En [Sha05] 22 pacientes TCE con una cronicidad media de 8.9 años y con una relativa hemiparesis (con una extremidad superior más afectada que la otra) fueron reclutados en el estudio, donde la terapia se basó en la repetición o concentración de un conjunto de tareas específicas, usando un guante de seguridad en la extremidad menos afectada durante al menos un 90% del tiempo. Los resultados obtenidos, una vez validadas las pruebas con los test Fugl-Meyer (FM), Wolf Motor Function Test (WMFT) y Motor Activity Log (MAL), indicaron mejoras significativas de la extremidad superior afectada en los periodos de seguimiento realizados al mes y a los dos años posteriores al experimento.

-Terapia de coordinación motora fina

Otra de las técnicas que se han empleado en la rehabilitación tradicional de extremidades superiores en pacientes DCA es la recuperación de las habilidades motoras finas inherentes a las AVD, como puede ser la preparación de comida, o pasar páginas con la mano.

En [Nei94] examinaron las actividades de coordinación motora fina como pueden ser: la construcción de puzzles o actividades culinarias, en un grupo de 45 pacientes DCA (42 TCE y 2 pacientes anóxicos) estableciendo dos grupos: por un lado el grupo de control n=22 realizaron actividades de mesa (construcción de puzzles) y el grupo experimental n=23 realizaron actividades funcionales (actividades culinarias) todo ello durante 6 semanas con sesiones de 30 minutos. El experimento llega a la conclusión que la realización de actividades funcionales son ligeramente más efectivas que las actividades de mesa dentro de la coordinación motora fina.

En [Kri95] investigaron el efecto producido a través de fuerzas de presión y retroalimentación visual, a la hora de agarrar y manipular objetos los pacientes DCA. Para ello se seleccionaron un total de 10 pacientes TCE, los cuales tuvieron que seguir una serie de objetos móviles mostrados en un ordenador, realizando una serie de presiones en el transductor que sujetaban, en base a una serie de estímulos visuales mostrados en la pantalla. Los resultados mostraron incrementos significativos en todos los pacientes, obteniendo una recuperación de las habilidades motoras finas.

Rehabilitación tradicional motora de las extremidades inferiores

Las técnicas utilizadas hoy en día en la rehabilitación tradicional motora de extremidades inferiores pasan por el uso de terapias como: el uso de vendajes y la utilización de órtesis, permitiendo ambas realizar estiramientos prolongados.

Una de las técnicas empleadas para la reducción de la espasticidad viene determinada por el uso de vendajes. Esta técnica se caracteriza por la realización de una serie de acciones, que conllevan una disminución de la información sensitiva, como son:

1. Estiramiento prolongado de las extremidades inferiores.
2. Generación de calentamiento en las zonas afectadas.
3. Presión prolongada en los miembros afectados.

En [Ver05] analizaron el grado de movilidad del tobillo en pacientes DCA con un alto nivel de severidad. El experimento fue realizado con una muestra de 28 pacientes agudos, donde la media del tiempo desde la lesión fue de aproximadamente 14 días y con una incapacidad de alcanzar una dorsiflexión pasiva del tobillo, aplicándoles una fuerza de 65 newton, de tres grados. En el experimento se establecieron tres grupos: el grupo de control con un programa estándar de

rehabilitación, el grupo II fueron enyesados y tratados además con una solución salina y el grupo III se les enyesó también y se les suministró un tratamiento de Botox. Los resultados referentes a la amplitud del movimiento pasivo fueron de 4,59 cm en el grupo de control, 11,69 cm en el grupo II y de 13,59 cm en el grupo III, observándose diferencias significativas entre el grupo de control y los otros dos grupos. Concluyen que las intervenciones activas compuestas de aplicaciones de yeso (con o sin tratamiento de botox o soluciones salinas) deberían tenerse en cuenta en aquellos pacientes DCA con pérdidas en la movilidad de los tobillos. Finalmente recomiendan que este tipo de técnica sea aplicada dentro de las dos primeras semanas desde que los pacientes sufren la lesión (Figura 2.5).

Rehabilitación tradicional motora del equilibrio, control postural y reeducación de la marcha

Los principales trastornos que sufren los pacientes DCA se basan en alteraciones motoras como pueden ser: alteraciones de fuerza, resistencia, de coordinación y de equilibrio. Las terapias utilizadas hoy en día para rehabilitar este tipo de patología pasan por la puesta en marcha de sesiones rehabilitadoras enfocadas a la recuperación de las alteraciones motoras.

-Terapias de reeducación del equilibrio

Uno de los hitos dentro de las alteraciones motoras que sufren los pacientes DCA es la reeducación del equilibrio o la independencia en términos de sedestación y bipedestación.

En este tipo de terapias los ejercicios motores estáticos que se suelen realizar son transferencias de peso medio-laterales, antero-posteriores en bipedestación o sedestación y ejercicios motores donde el paciente tendrá que levantarse/sentarse.

En [Can03] se evaluó la efectividad de un tratamiento intensivo del rendimiento motor, en ejercicios de transferencias de sedestación a bipedestación y de subir escalones, en pacientes con TCE. El experimento se realizó con 22 pacientes TCE, subclasificándolos en un grupo de control que siguió un programa tradicional de rehabilitación, y un grupo experimental que realizó un entrenamiento intensivo de cuatro semanas realizando las transferencias antes descritas. Se evaluaron el número de repeticiones que el paciente TCE podía realizar en tres minutos y el consumo máximo de oxígeno. Finalmente llegaron a la conclusión que en pacientes TCE con un grado de severidad alto, un entrenamiento intensivo con un conjunto de tareas específico es un componente importante dentro del proceso de rehabilitación.

- Terapias de reeducación de la marcha en suspensión parcial

Otra de las alteraciones motoras que sufren los pacientes DCA, debido a los trastornos motores secundarios, es la pérdida de la deambulación, debido principalmente a la pérdida del control postural, el equilibrio o la inexistencia de la fuerza necesaria para lograr una deambulación totalmente independiente. En este tipo de

terapias, la suspensión parcial del sujeto, reduce la fuerza a nivel muscular que el paciente tiene que realizar dentro de los ejercicios de RhM, a la vez que va incrementando progresivamente la fuerza muscular en cada una de las sesiones.

En [Bro05] analizaron la evolución de la reeducación de la marcha en veinte pacientes TCE, para ello subclasificaron a los pacientes en dos grupos: los pacientes del grupo de control realizaron una reeducación clásica sobre el suelo usando alguno de ellos como principal medio de locomoción una silla de ruedas, mientras que el grupo experimental realizó una reeducación de la marcha usando la cinta Gaitkeeper junto con los arneses Lite-Gait. Todos ellos realizaron sesiones de una duración de deambulación de quince minutos en sesiones globales de treinta minutos, dos días por semana, con un total de catorce semanas. Los parámetros que fueron evaluados fueron la velocidad "cm/s", la longitud de la zancada y el diferencial de la longitud de la zancada. Después del experimento los resultados obtenidos fueron que el diferencial de la longitud de la zancada fue significativamente mejor en el grupo de marcha con suspensión del cuerpo que en el grupo de reeducación tradicional.

Entrenamiento Aeróbico

Finalmente, debido a factores como la pérdida prolongada del conocimiento, o largos periodos de reposo, es bastante probable que los pacientes DCA sufran de atrofia en los músculos, con la consecuente pérdida de masa muscular. Ante este tipo de problemática, resulta bastante beneficioso la realización de terapias enfocadas al entrenamiento aeróbico.

En [Bha05] examinaron a lo largo de las sesiones los cambios producidos en la masa corporal en catorce pacientes TCE, con un grado de severidad de moderado a grave. Las sesiones se caracterizaron por ser un programa de entrenamiento de fitness aeróbico, con una duración de doce semanas, en un total de treinta y dos sesiones de una duración al menos de una hora, con el objetivo principal de mejorar la fuerza muscular y la capacidad aeróbica. Los resultados obtenidos fueron: inexistencia de cambios significativos en la masa corporal o el porcentaje de grasa corporal durante el experimento, no obstante sí se detectaron incrementos significativos en los valores máximos del gasto energético, consumo de oxígeno y tasa de ventilación, como consecuencia del entrenamiento aeróbico. Concluyen que para obtener incrementos significativos en los valores máximos de consumo energético es necesario un programa de entrenamiento de al menos 6 semanas.

Una vez enunciados y descritos todos los protocolos clásicos de RhM que existen hoy en día, podríamos concluir que los principales inconvenientes en este tipo de terapias son: la falta de motivación, la adherencia al tratamiento, y una serie de limitaciones como el espacio necesario para realizar los procesos terapéuticos, el

coste de los dispositivos necesarios o hasta incluso el tiempo necesario para poder llevarlos a cabo.

Según [Bab09], los pacientes DCA se pueden clasificar en tres grupos: post-agudos (0-5 meses desde la lesión), agudos (6-23 meses desde la lesión) y crónicos (24 meses después de la lesión).

Otra de las conclusiones que podemos enunciar dentro del campo de la RhM tradicional, es que principalmente los experimentos realizados se basan en pacientes DCA agudos o post-agudos existiendo pocos estudios realizados con pacientes DCA crónicos.

No obstante, se está demostrando que en los últimos años y con protocolos de Rehabilitación adecuados, es posible obtener mejoras significativas en la rehabilitación motora de pacientes DCA Crónicos.

Es por ello que es necesario aplicar otro tipo de terapias, seguras, de bajo coste, motivacionales y lúdicas. Aquí es donde entra en juego la Rh Virtual.

2.4.3 Rehabilitación Virtual Motora

Introducción

En la actualidad, uno de los campos que está tomando fuerza dentro de la neurorrehabilitación es el uso de la RV en el proceso terapéutico en pacientes DCA. El uso de dispositivos junto con EV, proporcionan una alternativa a los procesos tradicionales de rehabilitación. Este tipo de terapias producen resultados significativos contrastables, induciendo reorganización cortical [Jan05], característica innata dentro de la recuperación motora en pacientes DCA.

Así pues, los principales factores claves dentro del proceso de rehabilitación en pacientes DCA son: la repetición de tareas, la retroalimentación, la simulación de actividades reales y la motivación del paciente [Sap11].

Diversos autores indican que para obtener una reducción de las alteraciones motoras y una correcta recuperación motora, las terapias deberían enfocarse en la práctica de tareas repetitivas, intensas, junto con una retroalimentación en el rendimiento obtenido [Lan09b], [Fre09].

En [Riz05] indican que una mejoría dentro las técnicas de rehabilitación tradicionales, pasa por la generación de EV que simulen un mundo "real", incorporando retos que emulen comportamientos funcionales y reales.

En [Kle08] sugieren que la atención y la motivación son esenciales dentro de los procesos terapéuticos inherentes a la rehabilitación motora de pacientes DCA y su participación.

RVM, principales experiencias

Las principales afecciones que sufren los pacientes DCA son: la espasticidad focal o difusa en miembros superiores e inferiores y la afección motora debido a periodos prolongados de inmovilidad, generándose efectos directos en el aparato locomotor.

Es por ello que las investigaciones hoy en día, dentro de la Rehabilitación Virtual Motora (RVM) están focalizadas en: RVM en extremidades superiores, RVM en extremidades inferiores, RVM en deambulación, y finalmente RVM del control postural y equilibrio (ampliamente detallado posteriormente).

-Rehabilitación Virtual Motora de las extremidades superiores

Uno de los grupos de investigación pioneros dentro del campo de la RVM es el MIT's Department of Brain and Cognitive Sciences, liderado por M. Holden. Este grupo de investigación está enfocado en el desarrollo y estudio de metodologías que contribuyan a un correcto aprendizaje motor en pacientes DCA.

Holden y col. [[Hol99], [Hol02]] crearon un sistema de entrenamiento motor, con el objetivo de mejorar la rehabilitación de las extremidades superiores en pacientes con lesiones neurológicas que no han mostrado ninguna mejoría en los últimos 6 meses. Para ello usaron sistemas de seguimiento electromagnéticos, por ser un sistema de bajo coste y fácil de usar en un entorno clínico, de forma que se muestran simultáneamente en un monitor los movimientos que realiza el paciente junto con los generados por un profesor virtual.

Posteriormente en [Hol05] se desarrolló un sistema de rehabilitación motora, que puede ser usado por los pacientes desde su casa vía internet, con un coste relativamente bajo, proporcionando una alta interacción con el fisioterapeuta. El objetivo radica en mejorar las extremidades superiores, en base a un conjunto de ejercicios realizados con la mano como: movimientos de las manos desde el cuerpo hasta la área de trabajo, movimientos entre la mano y el cuerpo (maquillarse o vestirse), movimientos repetitivos o hasta incluso movimientos de la mano como liberación/agarre de objetos y orientación de las muñecas.

En [Hol07] desarrollaron un sistema de tele-rehabilitación de las extremidades superiores en un grupo de pacientes DCA. El experimento fue llevado a cabo con once sujetos, con una herramienta que mostraba los movimientos motores realizados por los brazos del paciente dentro del EV, en cada una de las sesiones. El proceso terapéutico constó de un total de treinta sesiones de una hora, repartidas entre tres y cinco sesiones por semana. La evolución clínica de los pacientes fue

realizada mediante los test Fugl-Meyer [FM75] y el test Wolf Motor [Wol01], obteniéndose incrementos significativos en la funcionalidad de las extremidades superiores.

En [Siv09] han desarrollado una herramienta de bajo coste para pacientes DCA que puede ser usada en sus domicilios, con el objetivo de mejorar el proceso reabilitador de las extremidades superiores. En el estudio participaron seis sujetos durante 15 minutos con la herramienta MUSER, donde tuvieron que completar movimientos lo más rápidamente posible, en base a una serie de ejercicios motores de compresión y liberación realizados con la mano. Los resultados mostraron claramente que este tipo de herramientas son prometedoras para su uso dentro del campo de la tele-rehabilitación.

Otro de los grupos de investigación relevantes dentro del campo de la RVM es el desarrollado por la investigadora S. Cobb de la Universidad de Nottingham, donde se han creado herramientas en RV capaz de emular AVD, como pueden ser cocinar, cruzar una calle, comprar o hasta incluso lavarse.

En [Edm06] validaron un EV en cincuenta pacientes que han sufrido un ictus. Para ello analizaron el rendimiento dentro de la RVM de las extremidades superiores, en concreto investigaron como fueron evolucionando los pacientes a la hora de realizar la actividad motora de calentar una bebida, tanto en el EV como en la vida real, comparando a su vez la tasa de errores cometida tanto a nivel tradicional, como a nivel virtual. Los resultados mostraron similares mejorías, no obstante el número de errores cometidos por el grupo de pacientes que realizaron el experimento en el mundo real fue mayor.

En [Pri07] presentaron dos sistemas de RV gracias al uso del software de desarrollo de EV VirtoolsTM, enfocados a la realización de ejercicios motores típicos de las AVD. El primer sistema estaba basado en la realización de un ejercicio motor donde el sujeto tenía que colocar un sello en la zona superior derecha de un sobre, emitiendo un sonido de error en caso de fallo. En el segundo sistema el sujeto tenía que preparar una bebida caliente, para ello se le presentaron una serie de objetos de cocina virtuales de uso diario, como son: una jarra, tazas amarillas y azules, un pote de azúcar, un vaso de café, y un paquete de té. Concluyeron que el sistema Virtools se encuentra en una primera fase y necesitan realizar más ampliaciones de la herramienta para poder validarla finalmente.

En el grupo de investigación "Institute for Creative Technologies (USC), University of Southern California", liderado por los investigadores A. S. Rizzo y B. Lange, han desarrollado un conjunto de herramientas en RV y video juegos interactivos enfocados a la RVM, evaluación cognitiva e interacción con avatares.

En [Lan11] desarrollaron y evaluaron una herramienta de bajo coste para el entrenamiento del equilibrio en nueve pacientes con lesiones neurológicas. Para lograr

dicho objetivo usaron un sensor 3D de la empresa Primesense, capaz de capturar un conjunto de movimientos de las extremidades superiores, mostrando los ejercicios realizados por el paciente situado en una silla de ruedas o en bipedestación, gracias a un avatar virtual. Concluyeron que la etapa de calibración constituye uno de los puntos clave en la RVM donde puede variar los niveles de dificultad a lo largo de las sesiones, indicando además el grado de importancia de los comentarios ofrecidos por los especialistas clínicos para poder adaptar el grado de dificultad en cada una de las sesiones.

En [CY12] analizaron la viabilidad de usar un dispositivo de tracking óptico de bajo coste como es "MS Kinect" en la rehabilitación de pacientes con lesiones en la médula espinal; para ello realizaron una comparativa de su uso con dispositivos de seguimiento óptico de alta precisión como puede ser el sistema Optitrack. Para su evaluación participaron dos pacientes con lesiones en la médula espinal, donde realizaron una serie de ejercicios motores inherentes a la rehabilitación de extremidades superiores, como pueden ser rotaciones externas o abducciones, flexiones y extensiones del hombro. Concluyeron que el dispositivo MS Kinect es una prometedora herramienta dentro del campo de la RVM para su uso tanto en las clínicas como en las casas de los pacientes.

El laboratorio de investigación LIRT (Laboratory for Innovations in Rehabilitation Technology) de la Universidad de Haifa, liderado por Patrice L. (Tamar) Weiss, se han generado y validado numerosas aplicaciones en RV enfocadas a la exploración de sus efectos dentro de la RVM en pacientes DCA, pacientes con parálisis cerebral, pacientes con alteraciones en la coordinación motora o hasta incluso pacientes con autismo.

Kizony y col. [Kiz03], [Kiz06], [Wei04] usan el sistema de RV *Gesture Extreme*, donde los pacientes se sitúan de pie o sentados en un área delimitada, mostrándoles en una gran pantalla un conjunto de imágenes que representan una serie de ejercicios funcionales, donde el paciente tiene que alcanzar un conjunto de bolas virtuales, o hasta incluso realizar los movimientos inherentes a un nadador en un océano.

En [Dvo06] desarrollaron un sistema de RV, que junto con un dispositivo de seguimiento magnético "Polhemus" y el sistema *Gesture Xtreme*, analizaron la cinemática de alcances en sujetos sanos, así como la influencia generada por los objetivos virtuales, en términos de velocidad y en la planificación y ejecución de los movimientos realizados.

En [Lam06b] validaron la efectividad de una herramienta en RV en 2 dimensiones en pacientes DCA. Para ello, el experimento fue llevado a cabo con veinte y diez y seis participantes DCA durante diez sesiones de entrenamiento. Finalmente, los sujetos de ambos grupos, dentro del proceso rehabilitador, mostraron una mejoría

significativa en el conocimiento, las habilidades y la autoeficacia en el uso de este tipo de tecnologías.

Otro tipo de investigaciones dentro del campo de la RVM de extremidades superiores son:

En [Ada04] se han usado los dispositivos Cyber Glove y Rutgers Master II para la rehabilitación de los dedos, de forma que se crean ejercicios para producir rangos de movimiento precisos, velocidad e independencia de los dedos.

McNeill y col. [McN04] desarrollaron un sistema RVM, que permite al paciente DCA moverse por un EV compuesto por objetos familiares e interactuar con ellos tocándolos, agarrándolos o moviéndolos, todo gracias al uso del uso de DataGloves y sensores electromagnéticos de la empresa Ascension.

En [Zho05], [Zho06]] propusieron un sistema que evalúa los movimientos de las extremidades superiores durante el proceso rehabilitador de pacientes DCA, todo ello gracias al uso del sensor inercial MT9 [Xse], dispositivo que proporciona orientación de los datos en 3D, aceleración y datos del campo magnético de la tierra.

Crossan y col. [Cro06] usaron representaciones táctiles codificadas, empleándolos en pacientes ciegos o con problemas visuales, con el objetivo de, en base a un conjunto de pistas estáticas o dinámicas y usando el ratón táctil VTPlayer [Vtp], lograr que el paciente realizara de forma agradable los ejercicios propuestos (movimiento dentro de un laberinto).

El grupo de investigación "Rutgers School Engineering, University of New Jersey", liderado por Grigore Burdea, ha realizado diversos estudios centrados en la rehabilitación virtual de extremidades superiores ([Mer02], [Mer06], [Bur10], [Bur11], [Rab12]).

En [Mer02] validaron el uso de la tecnología de RV en extremidades superiores en tres pacientes DCA crónicos, capturando parámetros como el rango del movimiento, velocidad, o hasta incluso fuerza ejercida. Los resultados obtenidos mostraron incrementos significativos en todas las medidas analizadas, sugiriendo la utilidad del uso de EV dentro de los procesos de rehabilitación de las extremidades superiores en pacientes DCA crónicos.

En [Mer06] analizaron la efectividad de un sistema de RV en el entrenamiento motor de las manos de ocho pacientes DCA crónicos, gracias al uso de una herramienta que proporcionó una correcta reeducación motora repetitiva y una readquisición de las habilidades. Para lograr el objetivo planteado, los pacientes fueron inmersos en un proceso de rehabilitación de tres semanas, donde entrenaron la mano hemiparética en una serie de juegos durante trece días. Los resultados mostraron mejorías en el rango de movimiento de los dedos.

En [Bur10], [Bur11] se ha generado un prototipo para estimular los brazos de los pacientes (Rutgers Arm) usando una superficie de baja fricción y un EV, donde se muestran un conjunto de juegos en 3D que sirven para inducir a los pacientes a realizar los movimientos correspondientes.

En [Rab12] analizaron la viabilidad clínica del uso de la herramienta de rehabilitación de extremidades superiores "BrightArm" en pacientes hemipléjicos. Para ello los pacientes fueron evaluados con el uso de diferentes test clínicos, en tres periodos de tiempo: al inicio del experimento, al final y seis semanas posteriores (periodo de seguimiento). Los resultados mostraron incrementos significativos en el rango de movimiento del hombro, la fuerza del hombro, de agarre y hasta incluso la capacidad de concentración.

-Rehabilitación Virtual Motora de las extremidades inferiores

En la actualidad, los estudios dentro del campo de RVM de extremidades inferiores están enfocados en la rehabilitación motora del miembro parético.

En [Din10] han creado un dispositivo mecatrónico de dos grados de libertad (NUVABAT), con un interface compuesto de un EV, con el objetivo de realizar mediciones cinemáticas del tobillo y del equilibrio dentro del proceso de RVM, pudiendo ser usado tanto en sedestación, como en bipedestación.

El sistema NUVABAT se compone de dos modos de operación: modo estable, compuesto de una plataforma de presión que monitoriza el Centro de Presión del paciente, y modo dinámico que monitoriza el desplazamiento del tobillo. El estudio se llevó a cabo con seis sujetos, que probaron el sistema realizando desplazamientos de peso antero-posteriores o medio-laterales en sedestación, mientras que para el entrenamiento del equilibrio realizaron en bipedestación desplazamientos de peso en diferentes localizaciones. El objetivo perseguido dentro del experimento fue la realización de desplazamientos de peso, manteniendo su posición en el objetivo (un punto negro dentro del EV) durante un segundo, de forma que si el sujeto no lo lograba en un intervalo de diez segundos NUVABAT lo consideraba como fallo.

En el grupo de investigación del Dr. Burdea -anteriormente mencionado- también han llevado a cabo diversas experiencias en el área de la rehabilitación virtual de extremidades inferiores [Deu01], [Boi02]].

En [Deu01] se desarrolló un sistema planteado para la rehabilitación de las extremidades inferiores, para ello se usa el "Rutgers Ankle" dispositivo háptico compuesto de seis DOF que emplea fuerzas resistivas en los pies, en respuesta a una serie de ejercicios virtuales, en concreto ejercicios basados en el pilotaje de una avioneta virtual.

En [Boi02] analizaron el uso del sistema Rutgers Ankle en pacientes crónicos DCA, que junto con la visualización de EV específicos (emulación de aviones y

barcos), acordes a las rutinas y capacidades motoras de las extremidades inferiores, pudieran ser usados dentro del campo de la RVM.

-Rehabilitación Virtual Motora en Deambulaci3n

El laboratorio de investigaci3n LabHuman de la Universidad Polit3cnica de Valencia liderado por M. L. Alcañiz han desarrollado una herramienta de RV (Biotrack) enfocada al entrenamiento motor y la RVM, con el objetivo de obtener mejorías del equilibrio en bipedestaci3n y sedestaci3n, en extremidades inferiores y superiores, y en AVD.

En [Deu08] se ha diseñado un simulador, compuesto por la plataforma Rutgers Mega-Ankle (RMA), interconectada a un PC, donde se ejecuta una aplicaci3n de RV, para la correcci3n de la forma de andar de los pacientes. El experimento fue llevado a cabo por once adultos, donde tuvieron que realizar veinte y dos ensayos andando a trav3s de un EV que simulaba la acci3n de cruzar una calle. Concluyeron que la sensaci3n de realismo en EV es mayor aplicando efectos visuales que con la utilizaci3n de efectos hápticos.

En [Cha11] desarrollaron el sistema "Kinerehab" para ayudar a los terapeutas en la rehabilitaci3n de dos pacientes con parálisis cerebral, con atrofia muscular y resistencia muscular insuficiente. Los ejercicios que realizaron en el experimento planteado fueron: elevaci3n de los brazos hacia enfrente, a ambos lados y hacia arriba repitiendo los movimientos tres veces por sesi3n, junto con retroalimentaci3n auditiva y visual para reforzar la motivaci3n de los sujetos. En primera instancia realizaron los ejercicios terapéuticos en un proceso de rehabilitaci3n tradicional en la fase estandar, para posteriormente repetir los movimientos con el sistema Kinerehab en la fase de intervenci3n. Concluyeron que la precisi3n usando el sistema Kinerehab fue mayor que en la fase estandar donde se aplicó un proceso de rehabilitaci3n estandar.

En [Shi12] analizaron un conjunto de actividades físicas sencillas (andar de un destino a otro) en sujetos con discapacidades y con dificultades para realizar AVD, para ello usaron dos Wii Balance Board en los periodos de intervenci3n. Los resultados obtenidos mostraron claras mejorías en las actividades físicas planteadas en el experimento, donde el paciente debía moverse de un dispositivo a otro situadas a una distancia de 100cm.

-Reeducaci3n del Equilibrio y del Control Postural mediante RVM

Uno de los principales problemas inherentes en los pacientes DCA es la disminuci3n de las habilidades motoras, lo que conlleva inestabilidad, p3rdida del control postural y posibles riesgos de caídas.

En la actualidad, existen un conjunto de dispositivos capaces de medir las transferencias de peso realizadas por este tipo de pacientes, con el principal objetivo

de calcular los parámetros necesarios (control postural o equilibrio) a partir de los cuales mostrar con exactitud y describir el grado de mejoría obtenido dentro del proceso terapéutico.

Este tipo de dispositivos son las denominadas plataformas de fuerza, capaces de medir alteraciones del equilibrio a nivel estático (en función de las transferencias de peso antero-posteriores y medio-laterales) o a nivel dinámico. Las principales características de este tipo de plataformas de fuerza, dentro del proceso de RhV son:

- Creación de un entorno seguro dentro del análisis experimental (instalación y sujeción de la plataforma de fuerza al suelo).
- Elevado coste.
- Ideal para los ensayos en un laboratorio de investigación.

El grupo de investigación del laboratorio VEPO (Virtual Environment and Postural Orientation), Temple University, Philadelphia, liderado por Emily A. Keshner, ha desarrollado un conjunto de EV con el objetivo de observar las reacciones del control postural y el comportamiento funcional, emulando las terapias de RhM tradicionales. Para lograr los objetivos planteados, emplean plataformas de fuerza que generan inestabilidades físicas, y en base al análisis de movimiento obtenido por dispositivos ópticos y el uso de electromiografía, son capaces de registrar el movimiento corporal de los pacientes y alteraciones en sus músculos.

En [Sla12] analizaron en trece sujetos sanos con dependencia visual y en trece pacientes DCA, como los cambios dentro del campo atencional visual afectaban al rendimiento del control postural dentro de un EV específico. Los resultados obtenidos en ambos grupos mostraron incrementos significativos en el desplazamiento antero-posterior, produciéndose además mayores respuestas musculares significativas en los pacientes DCA.

En [Sla13] emplearon un EV para evaluar los posibles comportamientos en el control postural de cuatro pacientes con parálisis cerebral y nueve sujetos sanos. Para ello midieron el CP, el Centro de masas (CM), al igual que los ángulos de rotación del tobillo y del tronco. Observaron que cuando la plataforma se inclinaba durante las rotaciones realizadas en el EV, los pacientes con parálisis cerebral necesitaban más tiempo para estabilizar su postura, con grandes oscilaciones de su CM.

El "Department of Electrical and Computer Engineering, University of Manitoba", el grupo de investigación liderado por Zahra M. K. Moussavi [Bet06], realizaron un estudio con tres pacientes DCA, donde evaluaron los beneficios del uso de video juegos a base de ejercicios en bipedestación enfocados a la reeducación del equilibrio dinámico. Para lograr los objetivos deseados, analizaron, gracias al uso

de un sistema de mapeo de presión [Visa] junto con aplicaciones informáticas sensibles a las presiones ejercidas por los pacientes, diferentes tareas (ojos abiertos, ojos cerrados, rotación de la cabeza, rotación del tronco y elevación del brazo, tanto posicionando al paciente en el suelo, como encima de una goma espuma), obteniendo finalmente resultados significativos referentes al número de caídas, el centro de presión (CP) y el desplazamiento del CP.

El "Department of Health Sciences, University of Jyväskylä" [Paj08], examinaron las mediciones obtenidas por una plataforma de fuerza en diferentes situaciones, para predecir caídas en una muestra de mujeres con edades comprendidas entre sesenta y tres y setenta y seis años. Para lograr el objetivo planteado, evaluaron la relación existente entre los movimientos del CP y los posibles riesgos de caídas. La plataforma de fuerza usada para la validación en el presente artículo [Met] se compone de un dispositivo de fuerza triangular conectada a un PC a través de un amplificador y un convertidor analógico-digital.

El "Department of Geriatrics and Geriatric Rehabilitation, Waldkrankenhaus St Marien", en [Bau08], analizaron la confiabilidad del CP y calcularon parámetros como: desplazamiento del CP máximo, área de desplazamiento, desplazamiento del CP en el plano sagital, y desplazamiento del CP en el plano frontal. Para obtener los resultados se plantearon tres ensayos con los ojos abiertos y cerrados respectivamente, todo ello gracias al uso de la plataforma de fuerza Satel [Sat]. Concluyeron que los resultados obtenidos en los experimentos donde los sujetos cerraron los ojos son más confiables que en los experimentos realizados con los ojos abiertos, recomendando la deprivación visual en experimentos donde se realicen validaciones del control del equilibrio estático.

El "Interdepartmental Neuroscience Program, University of Northwestern", en [Per10], analizaron el CP en sedestación de pacientes DCA crónicos (debido a un ictus unilateral), gracias al uso de la plataforma de fuerza de la empresa [Amt]. En el experimento participaron diez sujetos sanos y 10 pacientes DCA crónicos, situándolos en una silla sin reposapiés y colocada en la plataforma de fuerza. El experimento se basó en tres condiciones: 1) Ojos cerrados, donde los sujetos realizaron las sesiones con los ojos cerrados durante todo el proceso; 2) Objetivo, donde los sujetos tuvieron que centrar la vista en un objetivo circular de 11 cm, situado a 150 cm de sus ojos; 3) Retroalimentación, donde los sujetos tuvieron que mantener el dial representativo del CP en un área de 50x50 mm dentro de un EV situado a 150 cm enfrente de él. Los resultados obtenidos demostraron: incremento de movimiento en el área de desplazamiento, y un incremento de los desplazamientos máximos al final de las sesiones. Concluyeron que los déficits del equilibrio se encuentran también presentes en pacientes DCA crónicos, debidas a la existencia de un control postural del tronco limitado.

En el Instituto de Readaptación Gingras-Lindsay de la Universidad de Québec [Bri10], evaluaron y validaron la distribución de peso durante la tarea de bipedestación-sedestación en sujetos hemiparéticos.

En [Naj02] evaluaron la correlación existente entre el control postural y el riesgo de caídas en ancianos con alto y bajo riesgo de caídas, para ello calcularon el tiempo que necesitaron los sujetos en realizar las acciones de sentarse-levantarse y levantarse-sentarse, gracias al uso de un conjunto de giroscopios situados en el pecho. Concluyeron que existía una correlación significativa en el riesgo de caídas, basada en las alteraciones del equilibrio, de la marcha y de caídas sufridos por los pacientes en el pasado.

En [How12] evaluaron el uso de video juegos en terapias de rehabilitación en niños con parálisis cerebral, a través de parámetros como el gasto energético, la activación muscular y la calidad del movimiento. Para lograr dichos objetivos, usaron el sistema de seguimiento óptico ViconMX, situando 14 esferas livianas en diversos puntos de referencia anatómicos en las extremidades superiores.

Uno de los dispositivos de bajo coste, que podríamos englobar dentro de las plataformas de fuerza, es la Wii Balance Board [Wii]. Esta se compone de una plataforma de dimensiones 51x31 cm, que junto con 4 transductores de fuerza situados en las esquinas de la plataforma, permite calcular el CP realizado por el sujeto al realizar transferencias de peso antero-posteriores o medio-laterales.

En [GG09], [GG11] validaron la herramienta eBaVir, sistema diseñado por especialistas clínicos y compuesto de un EV, que en conjunción con la Wii Balance Board fue testeado con pacientes DCA para incrementar el equilibrio estático. Para ello establecieron dos grupos: el grupo de control realizó los ejercicios motores tradicionales y el grupo experimental los ejercicios virtuales motores. Los resultados obtenidos mostraron incrementos significativos en el grupo experimental en diversos test clínicos: Balance Berg, Brunel balance assessment, Anterior reach test, Stepping test, Time "up and go" test, 30-s sit-to-stand test.

En [Tak10] evaluaron el control postural en pacientes parapléjicos en función de los canales sensoriales visual y propioceptivo. Para ello el experimento fue llevado a cabo con diferentes sillas de ruedas y con el uso del sistema Polhemus, midiendo los desplazamientos de peso antero-posteriores y medio-laterales. Finalmente llegan a la conclusión que el desplazamiento de peso antero-posterior de los sujetos con paraplejía es mayor que el desplazamiento de peso medio-lateral, independientemente del canal sensorial o del tipo de silla de ruedas.

En [Ken11] presentaron un sistema de bajo coste "WeHab", con la característica principal de proporcionar una retroalimentación visual del CP del paciente a lo largo de las sesiones de rehabilitación en pacientes DCA. El sistema obtuvo mejoras

significativas en ejercicios motores como sentarse-levantarse, transferencias de peso o hasta incluso en la estabilidad del equilibrio a nivel dinámico.

En [Llo12] estudiaron y validaron el uso de una serie de ejercicios en un EV, junto con la utilización de la plataforma de bajo coste WBB en pacientes DCA. Los resultados obtenidos mostraron incrementos significativos en el equilibrio comparados con los procesos de rehabilitación tradicional.

En [Alb12a] diseñaron y analizaron una herramienta (V2R) en RV, que junto con el dispositivo de bajo coste (WBB) y un conjunto de EV diseñados específicamente por especialistas clínicos, fueron capaces de obtener resultados significativos del control postural en pacientes con alteraciones vestibulares.

En [Bat12] analizaron la efectividad del uso del dispositivo Wii Balance Board para la reeducación del control postural, comparándolo con la rehabilitación tradicional, en ancianos. El procedimiento seguido fue la realización de tres sesiones durante cuatro semanas, obteniendo mejoras significativas en los test clínicos "Balance Berg" y "Bubble test".

En [Din12] analizan el uso de la pierna parética en pacientes DCA, durante los desplazamientos de peso en las sesiones virtuales de rehabilitación del control postural. Para ello almacenaron los movimientos realizados por cada una de las piernas en tiempo real. El protocolo seguido fue la realización de una serie de ejercicios obligando el uso de la pierna parética, obteniendo mejorías en la capacidad del paciente para realizar correctos desplazamientos de su CP, generándose distribuciones de peso más simétricas.

En [Esc12] evaluaron la efectividad del entrenamiento del equilibrio y las habilidades funcionales de diez pacientes Parkinsonianos gracias al uso de la Wii Balance Board comparándolo con un grupo de ocho sujetos sanos, con un total de seis sesiones. Los resultados obtenidos fueron la mejoría significativa de los pacientes parkinsonianos en test clínicos como "Up and Go", "Sit to stand", "unipodal stance", "10-meter walking test" y POMA, mientras que en los sujetos sanos obtuvieron mejorías significativas en los test "Up and Go", "Sit to Stand" y POMA. Concluyeron que el uso de plataformas de bajo coste dentro de los procesos de rehabilitación motora en este tipo de pacientes mejora el equilibrio tanto a nivel estático, como dinámico.

En [Zij12] validaron el rendimiento motor de pacientes parkinsonianos y sujetos sin ningún condicionante neurológico o musculoesquelético, ante eventos como pueden ser sentarse-levantarse y levantarse-sentarse. Esta evaluación es llevada a cabo gracias a un sensor de movimiento híbrido, que incorpora acelerómetros y giroscopios situados en la espalda, junto con un nuevo algoritmo capaz de detectar dichos eventos, el uso de una silla y de una plataforma de fuerza situada en los pies. Concluyeron que gracias al manejo de su sistema fueron capaces de detectar

y analizar las acciones de "sentarse-levantarse", indicando que las rotaciones de tronco realizadas por los sujetos hacia adelante, pueden ser usadas para identificar los movimientos posteriores realizados con la silla empleada en el experimento.

En [Cla12] se testeó la validez de los puntos de referencia anatómicos que proporciona MS Kinect durante la evaluación de diferentes test clínicos que analizan el control postural: el test de equilibrio unipodal, y el test de alcances antero-posteriores y medio-lateral en bipedestación. Concluyeron que con el uso de este dispositivo se pueden evaluar estrategias cinemáticas del control postural, siendo una herramienta útil en las evaluaciones clínicas.

En [Kim12] analizaron los efectos de un programa basado en EV sin ningún tipo de supervisión a la hora de ejercitar la fuerza muscular de la cadera y el control del equilibrio en un grupo de diez y ocho ancianos. Para medir el control muscular se usó un dinamómetro, para valorar el control postural se hizo uso del dispositivo MS Kinect y finalmente para valorar fuerza de reacción en el suelo empleada por los ancianos se usó la plataforma de fuerza [Ber]. Los resultados obtenidos mostraron que los sujetos que realizaron el experimento con un EV, mostraron incrementos significativos en la fuerza muscular de los extensores y abductores al finalizar el experimento e incrementos significativos en el periodo de seguimiento en los abductores e incrementos significativos en el test de retroceso hacia atrás y en el test de cruzar ambos pies. Concluyeron que un programa terapéutico basado en RV es útil para incrementar la funcionalidad física en ancianos.

En [Nil13] examinaron la efectividad de un entrenamiento compuesto de una serie de ejercicios basados en juegos comerciales de la Wii Balance Board, en pacientes con Esclerosis Múltiple. El experimento fue realizado durante doce sesiones, establecidas en seis o siete semanas, en un grupo de ochenta y cuatro pacientes. Los resultados que obtuvieron fueron mejoras moderadas en el incremento del equilibrio.

En [Huu13] compararon el uso de la Wii Balance Board con una plataforma de fuerza, almacenando simultáneamente el CP de ambos. Para realizar el experimento emplearon catorce sujetos sanos que realizaron diez secuencias de apoyo monopodal con los ojos abiertos y los ojos cerrados. Concluyeron que los resultados obtenidos demuestran que la WBB es lo suficientemente precisa a la hora de obtener la trayectoria del CP, la amplitud global y la velocidad durante las tareas de equilibrio monopodal.

RVM: Sistemas y tecnología

Una vez expuesta la taxonomía de los dispositivos de seguimiento existentes hoy en día en la literatura "interacción persona-ordenador", pasaremos a describir en base a la clasificación ya descrita, su uso dentro del campo de la RVM.

Este tipo de dispositivos, se caracterizan por su uso en la RVM de extremidades superiores, extremidades inferiores y reeducación del equilibrio y control postural.

El sistema GENTLE/S es usado en ensayos clínicos para la rehabilitación de extremidades superiores, permitiendo realizar ejercicios de pronación/supinación del codo, al igual que flexión/extensión de las muñecas. Una de las características inherentes al sistema es el uso de arneses a lo largo de la silla, asegurándose que el paciente no pueda realizar movimientos de cadera, permitiendo mantener una postura vertical.

El sistema LOKOMAT se compone de una órtesis de marcha robotizada junto con un medio de descarga de peso corporal y una cinta rodante, con el objetivo de permitir realizar la rehabilitación pertinente en pacientes neurológicos que han sufrido apoplejías, lesiones en la médula espinal o traumatismos craneo-encefálicos.

El sistema ANDAGO es una ampliación de la herramienta LOKOMAT, permitiendo que los terapeutas realicen un menor esfuerzo físico a la hora de realizar los ensayos clínicos manuales en cinta rodante.

El sistema ERIGO es usado en la movilización de pacientes neurológicos en las primeras fases de rehabilitación, o hasta incluso en pacientes postrados en cama.

Finalmente el sistema ARMEO es utilizado en la rehabilitación de las extremidades superiores, de forma que combina un brazo ajustable junto con un área de trabajo, permitiendo así realizar los ejercicios terapéuticos dentro de un EV.

-Kinestésicos. En [Ver08] utilizaron un sistema que integra información visual y háptica, con el objetivo de ofrecer una retroalimentación de fuerzas al paciente a través del uso de un dispositivo háptico (Omni Phantom). Concluyen enunciando de la necesidad del uso de dispositivos hápticos en el caso de la necesidad de asistencia dentro del proceso de rehabilitación en pacientes DCA.

Por otro lado las validaciones realizadas con los Sistemas de seguimiento visuales basados en marcadores, dentro del campo de RVM, vienen englobadas en función de la generación de un haz de luz infrarroja.

- Activos. En [Bar13] analizan el entrenamiento neuromuscular en EV por medio de sistemas de inteligencia artificial basado en el sistema de seguimiento ViconMX, permitiendo al fisioterapeuta planificar el rendimiento neuromus-

cular esperado, con el objetivo de obtener un mayor rendimiento kinemático y electromiográfico.

- Pasivos. En [Nec08] analizaron las simetrías de las rotaciones de las articulaciones y la existencia de patrones de activación muscular en diez pacientes DCA hemipléjicos. Para obtener patrones kinemáticos de seguimiento usaron el sistema Codamotion en las extremidades inferiores, metiendo al sujeto en un sistema Lokomat. En [Cla09] evaluaron las disfunciones de un anciano con alto grado de caídas, gracias al uso dentro del proceso de rehabilitación motora, del efecto de un video juego del dispositivo Nintendo Wii. Los resultados que obtuvieron fueron incrementos en el índice de la marcha, en el equilibrio estático, y una reducción de las caídas. En [Tat12] estudiaron la efectividad del uso de Nintendo Wii comparándolo con las técnicas de rehabilitación tradicional en niños DCA agudos, en términos de incremento del equilibrio, motivación y funcionalidad. Los resultados que obtuvieron demostraron incrementos en todos y cada uno de los objetivos planteados. En [Gor12] analizaron el uso del dispositivo Nintendo Wii en niños DCA con y sin limitaciones en la interacción con los juegos dentro del proceso terapéutico. Además evaluaron el efecto producido en la función motora de este tipo de pacientes, al igual que el grado de aceptación. En [Pel12] evaluaron el efecto del uso de Nintendo Wii en pacientes Parkinsonianos y en sujetos sanos a través del test clínico de equilibrio de Berg. Los resultados que obtuvieron fueron incrementos del control postural.

-Sistemas de seguimiento visuales sin el uso de marcadores. En [Yav08] evaluaron los efectos producidos con el uso de los EV de Eye-toy referentes a la recuperación motora y la funcionalidad motora de las extremidades superiores en pacientes DCA agudos, obteniendo como resultado que el uso de este tipo de terapias resultó más beneficioso en términos de funcionalidad motora, continuando incluso en el periodo de seguimiento.

En [Lan09a] llevaron a cabo una serie de estudios con el dispositivo Eyetoy, enfocados a la evaluación en términos de usabilidad en pacientes TCE, que han sufrido un ictus y con lesiones en la médula espinal. Finalmente llegaron a la conclusión que el uso de la RV y los videojuegos dentro del campo de la rehabilitación motora ofrecen altas tasas de motivación dentro de las sesiones de rehabilitación.

En [Nei12] cuantificaron el efecto producido a lo largo del experimento y la usabilidad de los movimientos generados por ambas manos, usando los dispositivos Eyetoy y Wii remote, en pacientes DCA crónicos y sujetos sanos. Los resultados que obtuvieron fueron la existencia de diferencias significativas entre ambos dispositivos en términos de usabilidad y experimentación, no obstante sí que encontraron que el uso de Eyetoy suscitó una mayor intensidad de movimientos en pacientes DCA.

En [Alb12b] se analizó la calidad del dispositivo MS Kinect como sensor clínico. Dicho análisis fue llevado a cabo situando a los sujetos en una cinta de correr, calibrando previamente los sensores correspondientes y realizando el experimento de andar durante 1 minuto en la cinta.

En [Raz12] proporcionaron un sistema para ayudar a los sujetos con discapacidades motoras severas a superar las dificultades con las que se encuentran a la hora de realizar movimientos con las sillas de ruedas en espacios estrechos. Para ello usaron el dispositivo MS Kinect para determinar el espacio de seguridad alrededor de la silla de ruedas. Los resultados obtenidos demostraron la viabilidad del sistema propuesto.

En [Avo13] describieron el diseño de una herramienta de trabajo para obtener una implementación de ejercicios de reconocimiento de los gestos de los pacientes, para ser usado en el proceso de rehabilitación. El objetivo principal fue ofrecer al fisioterapeuta una herramienta fácilmente adaptable y modificable en las terapias rehabilitadoras. Para lograr los objetivos planteados usaron el dispositivo Softkinetic DepthSense 311.

En la Tabla 2.1 se muestra una descripción de los diversos sistemas de RVM en función a los dispositivos de seguimiento utilizados.

Estudio	Muestra	Rehabilitación	Dispositivo de seguimiento
[Hol99]	2 Pacientes hemipléjicos.	Extremidades Superiores.	Sistema electromagnético (Polhemus).
[Deu01]	1 paciente con una lesión cerebrovascular.	Extremidades Inferiores.	Mecánico: Rutgers Ankle.
[Hol02]	2 pacientes DCA.	Extremidades Superiores.	Sistema electromagnético (Polhemus).
[Ada04]	8 pacientes DCA crónicos.	Extremidades Superiores.	Mecánico: Rutgers Master II.
[McN04]	No validado clínicamente.	Extremidades Superiores.	Sistema vibrotáctil, (Ascension)
[Hol05]	2 pacientes DCA.	Extremidades Superiores.	Sistema electromagnético.
[Zho05]	No validado clínicamente.	Extremidades Superiores.	Sistema electromagnético: sensor inercial MT9.
[Cro06]	10 sujetos con lesiones visuales.	Extremidades Superiores.	Sistema Táctil, el ratón VTPlayer.
[Deu08]	11 sujetos sanos.	Extremidades Inferiores.	Mecánico: Rutgers Mega-Ankle.
[Nec08]	10 pacientes DCA crónicos hemipléjicos y 5 sujetos sanos.	Extremidades Inferiores.	Sistema Visual Codamotion.
[Ver08]	No validado clínicamente.	Extremidades Superiores.	Kinestésico dispositivo háptico (Omni Phantom).
[Yav08]	20 Pacientes DCA hemiparéticos.	Extremidades Superiores.	Sistema Sony Play Station Eyetoy.
[Cla09]	20 sujetos sanos.	Control Postural.	Sistema Visual Microsoft Kinect.
[Lan09a]	13 Pacientes DCA.	Extremidades Superiores.	Sistemas Sony Play Station Eyetoy, Nintendo Wii, Nintendo Wii Fit.

[Bur10]	3 pacientes DCA crónicos.	Extremidades Superiores.	Mecánico: Rutgers Arm.
[Gor12]	7 niños con parálisis cerebral.	Extremidades Superiores.	Sistema Visual Nintendo Wii.
[How12]	17 niños con parálisis cerebral.	Extremidades Superiores.	Sistema Visual seguimiento óptico: ViconMX.
[Nei12]	10 Pacientes DCA y 10 sujetos sanos.	Extremidades Superiores.	Sistemas Sony Play Station Eyetoy, Nintendo Wii.
[Pel12]	10 Pacientes Parkinsonianos.	Equilibrio.	Sistema Visual Nintendo Wii.
[Raz12]	No validado clínicamente.	Extremidades Superiores.	Sistema Visual Microsoft Kinect.
[Tat12]	No validado clínicamente.	Equilibrio.	Sistema Visual Nintendo Wii.
[Avo13]	5 Fisioterapeutas.	Extremidades Superiores.	Sistema Visual Softkinetic DepthSense 311.
[Bar13]	15 sujetos sanos.	Extremidades Superiores.	Sistema Visual seguimiento óptico: ViconMX.

Tabla 2.1: Sistemas de RVM: dispositivos de seguimiento.

Ventajas aportadas por la RVM. La RVM proporciona un conjunto de beneficios dentro del proceso asistencial en la Rehabilitación Motora de pacientes. Dichos beneficios podrían sintetizarse en los siguientes puntos:

- Herramientas de ayuda a los Terapeutas, permitiendo mejorar la atención de los pacientes, reduciéndose los tiempos necesarios por parte del terapeuta dentro del proceso de RVM.
- Parametrización de los sistemas, posibilitando una personalización para los pacientes en cada una de las sesiones. Muchos de los sistemas que se están desarrollando actualmente son además autoadaptativos, siendo capaces de

adecuar la dificultad de los ejercicios a lo largo de la sesión en función de cómo lo está haciendo el paciente.

- Seguimiento de los pacientes, almacenándose la actuación y el comportamiento del paciente. Los sistemas de seguimiento nos permiten almacenar y analizar variables objetivas como pueden ser la amplitud medio-lateral y la calidad del movimiento.
- Generación de Entornos lúdicos, obteniéndose procesos terapéuticos motivadores y amenos e incrementando el grado de implicación de los pacientes. Uno de los factores críticos dentro de la RVM es la adherencia al proceso terapéutico, y dicha adherencia se ve mejorada significativamente con estos entornos lúdicos.

2.5 Conclusiones

Puede afirmarse que se está produciendo un cambio sistemático en las técnicas usadas hoy en día dentro del proceso de Rehabilitación Motora. El auge que están experimentando las terapias de RVM dentro del campo de la Rehabilitación es alentador. Dentro de este campo, se están vislumbrando novedosas técnicas complementarias para la reeducación motora.

Este tipo de técnicas novedosas incluyen ciertos aspectos beneficiosos dentro de la Rehabilitación Motora:

- Uso de herramientas de bajo coste. Esto permite minimizar los gastos ocasionados a la hora de integrar la tecnología en los Centros Asistenciales.
- Creación de tratamientos más ecológicos, con un mayor impacto en la recuperación de las AVD. La integración de técnicas de RV permite recrear actividades de la vida diaria y situaciones del día a día en la rehabilitación.
- Provisión de índices complementarios que ayudan a la evaluación de la progresión del paciente, gracias al seguimiento automático que realizan la mayoría de los sistemas de RVM. Esto permite un seguimiento objetivo sesión a sesión de la evolución del paciente, lo cual no es posible en la rehabilitación tradicional, donde hay que pasar test y escalas explícitamente para saber la evolución del paciente.
- Incremento de los vínculos Terapeuta/Paciente. Recientes estudios centrados en alianza terapéutica demuestran este beneficio [Sch06a], [Sch06b]. La integración de herramientas tecnológicas supone un atractivo añadido para los pacientes, respecto a la rehabilitación tradicional.

- Posibilidad de integrar sistemas complementarios on-line (tele-rehabilitación), permitiendo al paciente continuar o complementar el proceso rehabilitador a distancia. Si bien esto también es posible en la rehabilitación tradicional, la integración de tecnología aporta un plus para los pacientes, haciendo más atractivo el proceso rehabilitador. Además la tecnología permite hacer un seguimiento a distancia de las actividades realizadas por los pacientes en sus domicilios, lo cual no es posible con la rehabilitación tradicional.

Capítulo 3

Estudios Previos

3.1 Introducción

Antes de la realización de los desarrollos y estudios enfocados a la validación de la hipótesis principal de la presente tesis, se llevaron a cabo una serie de estudios previos.

En el presente capítulo se exponen los dos estudios previos principales, uno de ellos destinado a sintetizar y jerarquizar información relevante para el posterior diseño de sistemas de RVM, y el otro para sentar las bases de la importancia de la retroalimentación de los movimientos del sujeto en los sistemas de RVM.

3.2 VR Motor Cues

Como paso previo al desarrollo del sistema elaborado para validar la hipótesis principal de la presente Tesis, se llevó a cabo un estudio inicial sobre las VR Motor Cues. Para ello en [Alb09] se enunció el concepto de VR Motor Cues: conjunto de mecanismos necesarios diseñados con el propósito específico de inducir al usuario a realizar una actividad motora determinada.

Este estudio inicial tenía como objetivo el identificar y categorizar las distintas VR Motor Cues susceptibles de ser utilizadas en un sistema de RVM.

La motivación de este estudio es poder presentar a los especialistas clínicos las diferentes posibilidades disponibles para inducir movimientos en los pacientes, de manera que pudieran elegir aquellas que consideraran más adecuadas.

Respecto a la categorización de las VR Motor Cues, en el estudio se establecieron dos subclasificaciones.

Una primera clasificación, estaría basada en los elementos visuales y/o auditivos-táctiles presentados al sujeto dentro de las sesiones asociadas al experimento, en concreto:

- Avatar como instructor: un avatar guía al sujeto a realizar los movimientos esperados dentro de la sesión, con la finalidad de que el usuario imite los movimientos esperados.
- Elementos / Entornos Virtuales: los entornos/elementos virtuales inducen al sujeto a realizar los movimientos esperados en la sesión activa.
- Instrucciones Visuales: el sistema muestra textos capaces de inducir al sujeto a la realización de los movimientos acordes a la tarea encomendada.
- Instrucciones Auditivas: el sistema será capaz de emitir aquellos estímulos auditivos capaces de inducir al sujeto a la generación de los ejercicios motores correctos.
- Estímulos Hápticos: uso de dispositivos hápticos con el propósito de que el sujeto realice el ejercicio motor correctamente.

Una segunda clasificación estaría basada desde el punto de vista sensorial, de esta forma podríamos obtener una subclasificación estructurada en tres grandes grupos:

- VR Motor Cues visuales.
- VR Motor Cues auditivas.
- VR Motor Cues táctiles.

En la Figura 3.1 se muestran las posibles combinaciones entre cada uno de los grandes grupos.

3.3 Retroalimentación de movimientos

En el momento inicial de la presente tesis, los sistemas de seguimiento disponibles en el mercado eran sistemas generalmente caros y que requerían en muchas ocasiones de un entorno con unas determinadas características (por ejemplo con unas condiciones de iluminación determinadas).

Esto motivó el plantearse si en determinadas ocasiones sería posible no integrar sistemas de seguimiento en algunos sistemas de RVM.

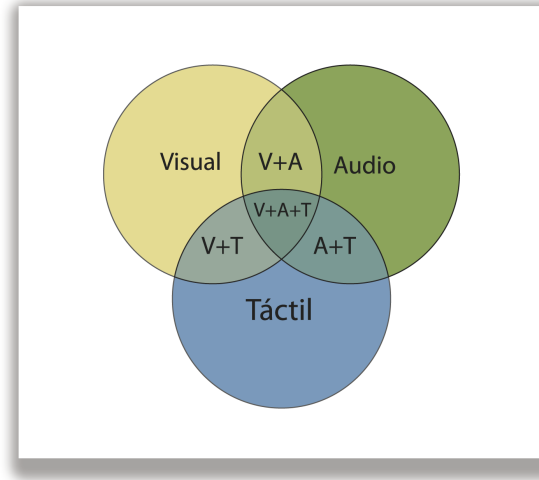


Figura 3.1: VR Motor Cues, clasificación.

Este segundo estudio está enfocado en esta dirección: valorar la importancia de la retroalimentación que se ofrece a los sujetos gracias a los sistemas de seguimiento. Por ejemplo, si con los sistemas de seguimiento localizamos en todo momento el pie de un sujeto, en el entorno virtual podemos asociar dicha localización con un objeto virtual (por ejemplo un pie virtual). De esta manera cuando el pie real se mueve, el objeto virtual también lo hace, ofreciéndose al sujeto una retroalimentación de su movimiento.

Esta retroalimentación, invita en principio al sujeto a interactuar con los EV, de manera que se vean incrementados el sentido de inmersión y presencia del sujeto.

Según [LL06] el sentido de inmersión y presencia viene definido por:

1. La Inmersión propiamente dicha, hace referencia a la capacidad de un determinado medio o sistema para estimular los sentidos del usuario. Así pues podríamos clasificar los sistemas inmersivos desde la lectura de un documento, donde el grado de inmersión sería mínimo, pasando por la exposición de un sujeto a un sistema televisivo y finalizando en un sistema de RV o un sistema de simulación en 3D.
2. La presencia es un conjunto de características ofrecidas por el EV, que producen en el sujeto la sensación de encontrarse en un lugar diferente de aquel en que se encuentra físicamente. A esa "sensación de estar allí" es a lo que los teóricos han denominado sentido de presencia (sense of presence).

En cualquier caso no existen estudios previos que valoren en qué medida el sentido de inmersión y presencia se ve afectado por la presencia o ausencia de esta retroalimentación.

Por otro lado, en principio, los movimientos del sujeto, serán mejores con la presencia de retroalimentación, si bien tampoco existen estudios previos que cuantifiquen cuánto mejor son los movimientos con la retroalimentación.

A la vista de lo anterior, el objetivo de este estudio es valorar la importancia de la retroalimentación en el sentido de inmersión y presencia y en la calidad de los movimientos de los sujetos.

Para poder llevar a cabo este estudio se utilizó el sistema de RVM REHABTRAK.

3.3.1 Sistema REHABTRAK

Lógica del sistema

En la fase de Diseño del sistema REHABTRAK se tuvieron en cuenta las especificaciones propuestas por los especialistas clínicos y técnicos, de forma que el entorno fuera lo más amigable posible para los participantes.

Así pues, a nivel funcional, el sistema deberá mostrar información acorde con el objetivo planteado en el estudio: EV capaces de generar estímulos visuales, auditivos y táctiles, conformes al ejercicio motor propuesto.

Para lograr dicho objetivo se planteó el diseño de un EV que emulara alguna de las AVD instrumentales, en este caso se planteó la generación de un "Huerto Virtual" donde el sujeto debería capturar un conjunto de hortalizas y frutas virtuales.

Además, el sistema tendrá que proporcionar una interacción motora de las extremidades inferiores acorde al ejercicio motor planteado.

REHABTRAK permitirá activar/desactivar la retroalimentación de los movimientos del sujeto, para poder estudiar tanto su repercusión en el sentido de inmersión y presencia como su influencia en la corrección a la hora de ejecutar las tareas.

REHABTRAK permite la estimulación de los sujetos mediante VR Motor Cues visuales, auditivas y táctiles, indicándole de las tres formas cuál es el movimiento que debe realizar.

El sistema deberá registrar los movimientos de interés del paciente dentro de las sesiones de RVM. En este caso, los ejercicios motores se centran en las extremidades inferiores.

El conjunto de objetos virtuales que REHABTRAK mostrará, se compondrá de una serie de estímulos acordes al EV, en nuestro caso un "Huerto Virtual", (Figura 3.2).



Figura 3.2: REHABTRACK: Objetos Virtuales.

Desde el punto de vista de la retroalimentación de los movimientos del usuario, el sistema ofrecerá dos posibilidades de funcionamiento:

1. Retroalimentación activada: Cuando un sujeto interactúe con esta opción, el sistema mostrará un par de pies virtuales que seguirán los movimientos de los pies del sujeto. Con esta opción, el sistema también proporciona refuerzo auditivo, y visual cuando un objetivo es alcanzado, (Figura 3.3).
2. Retroalimentación desactivada: Cuando el sistema tenga esta opción seleccionada, en la sesión activa no se mostrará ningún tipo de pie virtual, ni ninguna información cuando un objetivo es alcanzado, por lo que el sujeto no tiene una referencia real de dónde se encuentran sus pies en el entorno virtual. En cualquier caso, el seguimiento sí que se está realizando también en este caso, pero sirve para registrar internamente cómo está haciendo el juego el sujeto, (Figura 3.4).

Además de los estímulos visuales (concretados en la aparición del objetivo en una posición determinada), el sistema es capaz de emitir estímulos auditivos y táctiles que ayudan a localizar el objetivo.

Los estímulos auditivos vendrán determinados por sonidos posicionales emitidos a través de un sistema Dolby 5.1.

Los estímulos táctiles son generados gracias al uso de un cinturón vibrotáctil (específicamente diseñado y desarrollado para este estudio) situado en la cintura del sujeto, capaz de vibrar en la dirección donde se encuentra ubicado el objetivo gracias a una serie de cuatro tactores ubicados estratégicamente en el cinturón.



Figura 3.3: Sesión con Retroalimentación del Movimiento.



Figura 3.4: Sesión sin Retroalimentación del Movimiento.

Hardware del sistema

Para lograr los objetivos perseguidos, el sistema REHABTRAK necesita una serie de dispositivos específicos.

Para obtener el seguimiento de las extremidades inferiores de un sujeto, minimizando los volúmenes de sombra y obteniendo la mejor relación calidad/precio, se optó por el uso de seis cámaras Optitrack, [Opt] junto con el software específico para una correcta calibración. Además, fue necesario el uso de dos esferas, envueltas con material catadióptrico, y situadas en las extremidades inferiores, para que el software fuera capaz de capturar y realizar el seguimiento acorde al movimiento del sujeto.

Por otra parte, para la generación del sonido capaz de generar los estímulos auditivos, se optó por un conjunto de altavoces 5.1.

Para generar los estímulos táctiles que induzcan al sujeto a realizar el movimiento acorde a la dirección del objetivo a pisar, el sistema utiliza un cinturón vibrotáctil.

El cinturón vibrotáctil se compone de cuatro factores situados estratégicamente en la cintura del sujeto, interconectado con una placa Arduino para permitir la comunicación vía Bluetooth con el sistema, de forma que cuando el objeto virtual a alcanzar es visualizado, REHABTRAK activaba la vibración en el factor correcto.

El sistema funciona en un ordenador convencional, bajo entorno Windows, utilizando bluetooth para la comunicación con el cinturón vibrotáctil. Para la visualización del entorno se optó por una televisión de alta definición de gran formato.

3.3.2 Estudio

Sujetos

En el experimento realizado con la herramienta REHABTRAK, se seleccionaron 20 sujetos sanos. Los criterios de exclusión fueron: déficits motores o cognitivos, experiencias en sistemas RVM, altos conocimientos en aplicaciones gráficas, videojuegos, o EV.

Una vez seleccionados los participantes, estos, a su vez, fueron clasificados aleatoriamente en dos grupos:

Grupo A: Compuesto por diez sujetos sanos que interactuaron con el sistema con retroalimentación del movimiento. Grupo B: Compuesto por los otros diez sujetos que interactuaron con el sistema sin retroalimentación del movimiento.

Protocolo

El protocolo del estudio que siguieron los sujetos pertenecientes al grupo de control se detalla en la Figura 3.5 y Figura 3.6.

En la etapa de calibración, el investigador colocaba las dos esferas envueltas con contenido catadióptrico en cada uno de los tobillos del sujeto, para obtener una calibración lo más precisa posible.

A continuación el investigador explicaba el objetivo del experimento al sujeto, para pasar después a la etapa de ensayo, donde el sujeto practicaba con REHABTRAK durante un periodo de dos minutos.

Estas tres etapas son comunes para ambos experimentos, con y sin retroalimentación del movimiento.

Es a partir de la 4ª fase donde se produce la diferenciación. En el caso de retroalimentación del movimiento, el sistema muestra en el EV los pies virtuales del sujeto, con los que deberá pisar los objetivos, de forma que, en el caso de acertar, el sistema muestra dicho objetivo aplastado junto con el sonido correspondiente.

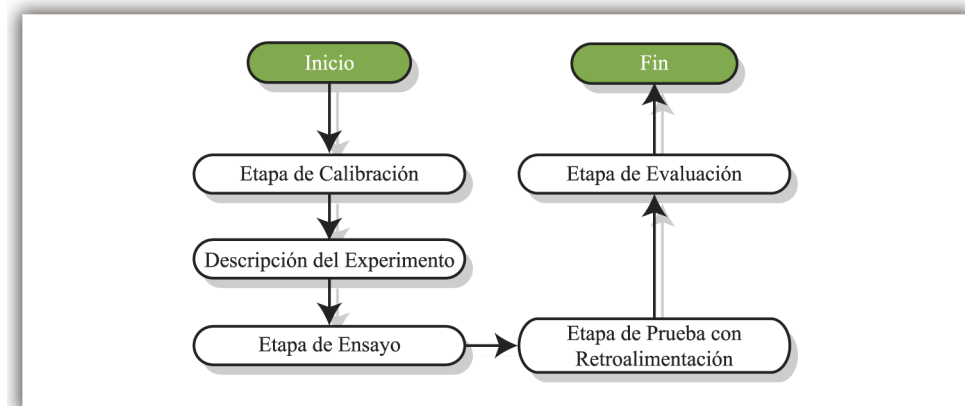


Figura 3.5: Protocolo en una sesión con retroalimentación.

En el estudio se mostraron a cada sujeto un total de 30 objetos. La localización de los 30 objetos fue generada aleatoriamente al principio, de manera que posteriormente estos 30 objetos se localizaban en las mismas posiciones para cada sujeto del estudio.

El protocolo del estudio que siguieron los sujetos pertenecientes al grupo experimental (sin retroalimentación), se detalla en el siguiente flujo de control.

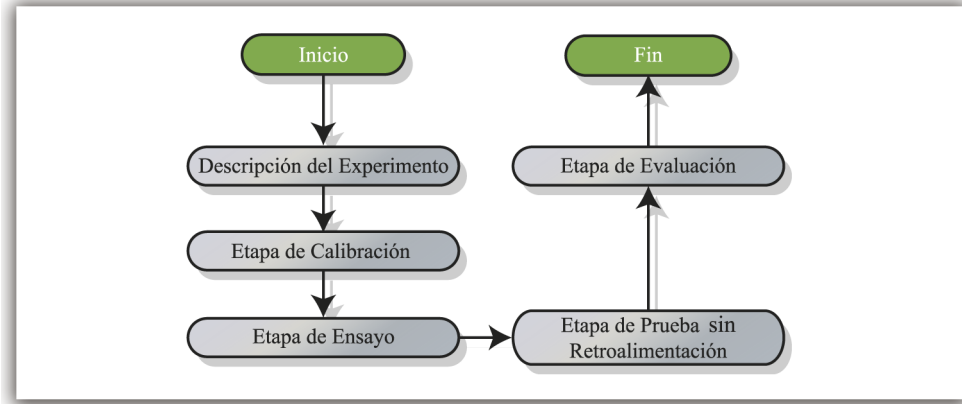


Figura 3.6: Protocolo en una sesión sin retroalimentación.

Como ya se ha descrito anteriormente, la diferencia en la etapa de prueba con este grupo, es que el sujeto no tiene una representación virtual de sus pies, con lo que la referencia de sus movimientos en el entorno virtual es inexistente. En la etapa de prueba de este grupo se muestran los mismos 30 objetos (con idénticas localizaciones) mostrados para el otro grupo.

Valoración del sentido de inmersión y presencia

Finalmente en ambos grupos, fue necesario responder a un cuestionario de usabilidad específico para EV, VRUSE [Kal99] y relacionado con el sentido de inmersión y presencia.

El cuestionario VRUSE se caracteriza por ser una prueba diseñada para medir la usabilidad de un EV en función de la actitud y la percepción de los sujetos. Los objetivos perseguidos por VRUSE son: 1) obtener un sistema capaz de evaluar la usabilidad en un entorno virtual.; 2) adquirir retroalimentaciones del usuario relevantes en términos de usabilidad; 3) clasificar términos de usabilidad en diferentes apartados; 4) observar cuales son los aspectos problemáticos a la hora de interactuar el sujeto con el entorno; 5) obtener sensaciones de los sujetos referentes a criterios de usabilidad; 6) analizar cuál ha sido el grado de inmersión/presencia obtenido por los sujetos; 7) generar un método estándar de evaluación de usabilidad en sistemas basados en EV.

El Cuestionario está compuesto por 100 preguntas, subdivididas en 10 categorías, donde se miden aspectos como pueden ser:

1. Interacción del sujeto: donde se evalúa si el usuario es capaz de interactuar de forma natural con el sistema.
2. Visualización del sistema: donde se evalúa si el usuario en base a la información mostrada es entendible y necesaria para poder llevar a cabo la tarea.
3. Ayuda en línea.
4. Consistencia del sistema: donde se evalúa si el sistema es robusto y totalmente entendible por el sujeto.
5. Flexibilidad.
6. Fidelidad del EV: donde se evalúa el rendimiento de la herramienta, puesto que este puede influir en la efectividad del EV. Un sistema que sea demasiado lento puede dificultar la interacción con el entorno virtual.
7. Robustez de la herramienta.
8. Errores: donde se evalúa si el sistema es capaz de solventar posibles errores, por ejemplo se evalúa si el sistema es capaz de restaurar la posición y orientación de un objeto virtual después de que éste ha sido movido; en resumen se valora si el sistema es capaz de retornar el objeto virtual al punto de partida, de una manera fácil e intuitiva para el sujeto.
9. Inmersión/Presencia: Inmersión se refiere a la sensación de que un sujeto se encuentra rodeado en un entorno virtual, p.e. la sensación de sentirse rodeado con unas HMD con un campo de visión de 360° es de encontrarse totalmente inmerso, mientras que un entorno como por ejemplo el nuestro con una TV de gran formato el campo de visión estará limitado (en torno a uno 45°) y Presencia indica que el sujeto no solo está inmerso dentro del entorno sino que además siente la influencia del EV, que siente que está "ahí".
10. Grado de usabilidad a nivel global: donde se mide la evaluación global del sistema desde una perspectiva total.

Las categorías, a su vez, están compuestas de una última pregunta donde se mide el grado de satisfacción global del sujeto en cada categoría. Cada pregunta puede ser respondida por el sujeto en base a una escala Likert con cinco posibles valores (muy insatisfactoriamente, insatisfactoriamente, indeciso, satisfactoriamente, muy satisfactoriamente).

De estas diez categorías, la novena es la que resulta de interés para nuestro estudio, ya que es la que valora precisamente la inmersión y presencia de un sujeto. Esta categoría se compone de las preguntas descritas en la Tabla 3.1.

INMERSIÓN/PRESENCIA		
CUESTIÓN	PREGUNTA	TIPOLOGÍA
1	Sentí la sensación de estar inmerso en el EV.	Inmersión
2	No necesité sentirme inmerso en el EV. para completar mi tarea.	Adecuación
3	Tuve sensación de presencia (de estar ahí).	Presencia
4	La calidad de la imagen redujo mi sensación de presencia.	Presencia
5	Pensé que el campo de visión aumentaría mi sentido de presencia.	Presencia
6	La resolución del dispositivo de visualización redujo mi sentido de inmersión.	Inmersión
7	Me sentí aislado, sin formar parte del EV.	Presencia
8	Tuve sensaciones buenas del EV.	Presencia
9	A menudo no sabía dónde estaba en el EV..	Presencia
10	En global, el grado de sentido de presencia, podría calificarse como:	Global

Tabla 3.1: Categoría "Inmersión/Presencia" del test VRUSE.

Valoración de la calidad de los movimientos

Para valorar la calidad de los movimientos de los sujetos, en todo momento se realizó un seguimiento de las extremidades de los sujetos, independientemente de que la retroalimentación estuviera activada o no.

Con este seguimiento se estudiaron las siguientes variables espaciotemporales:

1. Tiempo de Respuesta: tiempo de reacción desde que el sistema muestra el objeto virtual, hasta que el sujeto reacciona moviendo significativamente la extremidad inferior correspondiente.
2. Tiempo de Finalización: tiempo total desde que aparece el estímulo hasta que el sujeto completa el movimiento que desencadena dicho estímulo.
3. Precisión del Movimiento: diferencia espacial entre la posición del objetivo y la posición de la extremidad inferior una vez el sujeto estima que ha localizado el objetivo.

Estas variables se estudiaron para los 30 objetivos presentados a cada sujeto.

3.3.3 Resultados

Sentido de inmersión y presencia

Los resultados obtenidos en la categoría de inmersión y presencia del test VRUSE se resumen en la Tabla 3.2.

RESULTADOS INMERSIÓN/PRESENCIA				
	Media±σ			
CUESTIONES	GRUPO A	GRUPO B	p-valor	Significancia
1	3.88±0.83	2.50±1.41	0.045	Significante
2	4.13±0.99	3.38±1.60	0.320	No Significante
3	4.00±0.53	2.50±1.41	0.026	Significante
4	2.38±0.92	2.63±1.06	0.517	No Significante
5	3.50±0.53	3.00±0.53	0.104	No Significante
6	1.75±0.46	1.88±0.83	0.763	No Significante
7	3.25±1.16	3.63±0.92	0.285	No Significante
8	4.13±0.35	3.88±0.64	0.351	No Significante
9	2.13±1.36	1.75±0.46	0.549	No Significante
10	4.00±0.00	3.38±0.74	0.049	Significante

Tabla 3.2: Resultados apartado Inmersión/Presencia del test VRUSE (Grupo A=Con Retroalimentación, Grupo B=Sin Retroalimentación).

Los resultados se han analizado utilizando estadísticos descriptivos (media, desviación estándar y t de Student). Se consideran intervalos de confianza del 95 % (significancia para $p < 0.05$).

Calidad de los movimientos

Los resultados obtenidos (Tiempo de Respuesta, Tiempo de Finalización y Precisión del Movimiento) son mostrados en las siguientes figuras (Figura 3.7, Figura 3.8 y Figura 3.9). En estas gráficas se representan estos resultados a lo largo de la sesión, es decir, para cada uno de los 30 objetos presentados a cada sujeto.

En las gráficas se representan también las líneas de tendencia para cada grupo de forma que es más fácil apreciar la evolución del comportamiento de cada grupo de sujetos a lo largo de la sesión.

Los resultados medios para cada grupo quedan reflejados en la Tabla 3.3. En dicha tabla se muestra el resultado medio y la desviación típica para cada grupo, así como

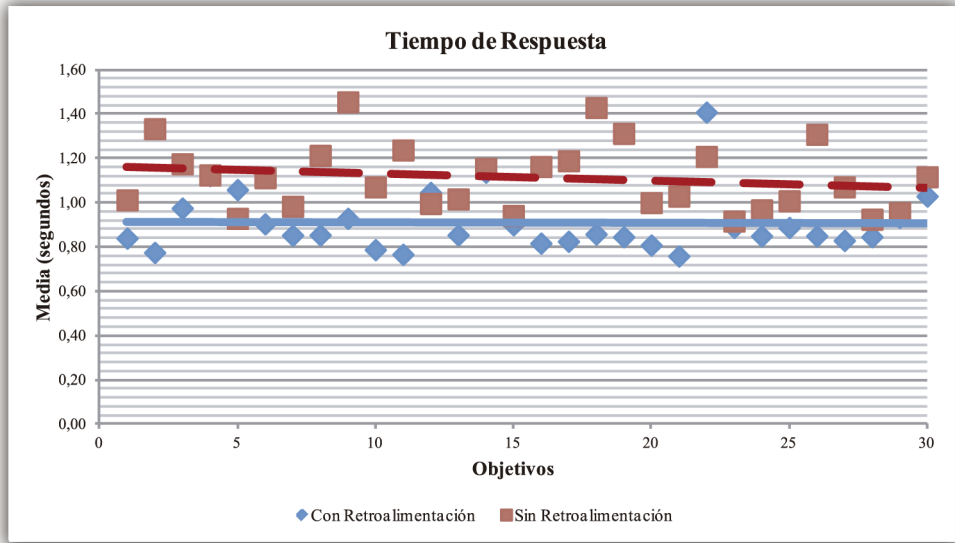


Figura 3.7: Protocolo Tiempo de respuesta para 30 objetivos.

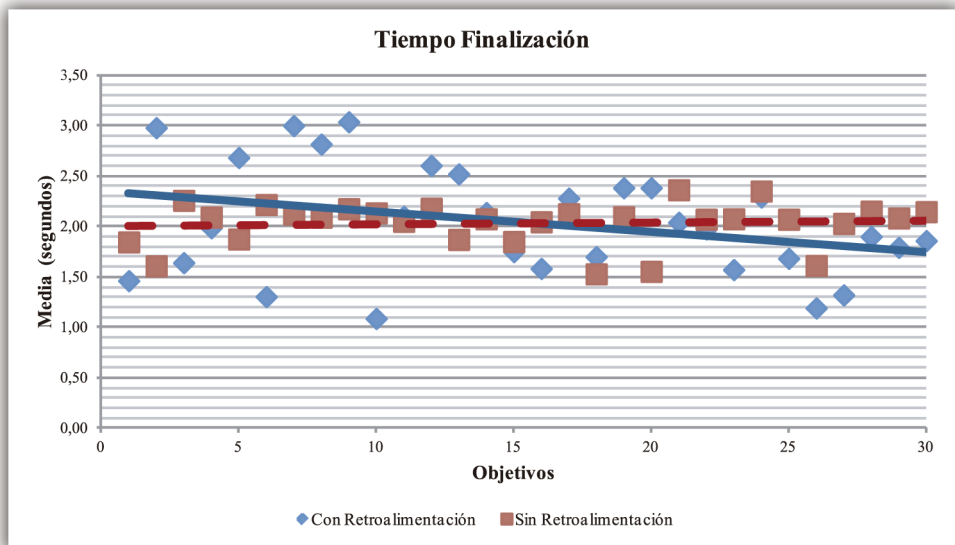


Figura 3.8: Tiempo total necesario para 30 objetivos.

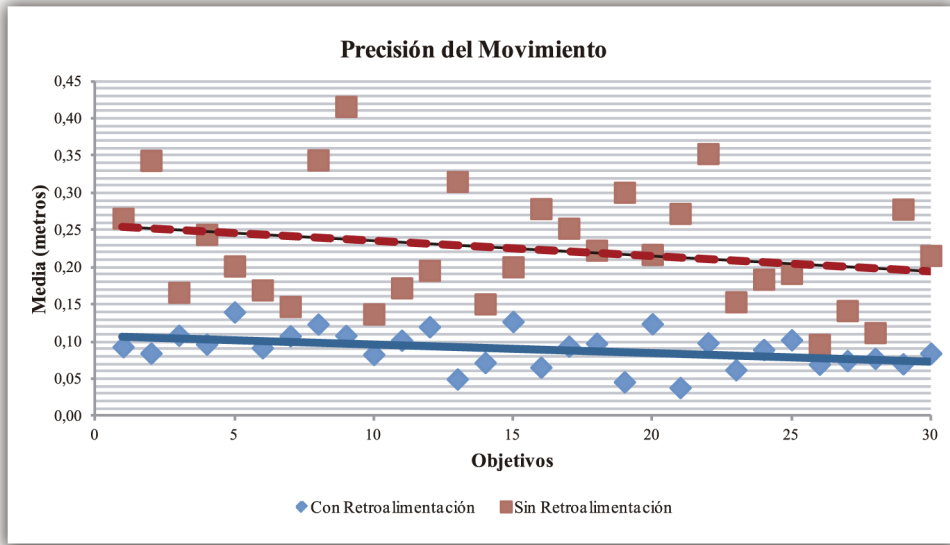


Figura 3.9: Precisión del movimiento para 30 objetivos.

si existe o no diferencia estadísticamente significativa entre los resultados en cada medida.

RESULTADOS CALIDAD DEL MOVIMIENTO			
	GRUPO A	GRUPO B	Sig. A-B
	Media±σ	Media±σ	
Tiempo de respuesta (segundos)	0.91±0.24	1.10±0.37	T (p=0.000)
Tiempo de finalización (segundos)	2.04±1.0	2.03±0.57	T(p=0.924)
Precisión del movimiento (metros)	0.09±0.05	0.22±0.13	T(p=0.000)

Tabla 3.3: Resultados t-Student: media y desviación estándar para el tiempo y la distancia, (p<0.001).

3.3.4 Discusión

Sentido de inmersión y presencia

Las dos configuraciones del sistema (con/sin retroalimentación) validadas con ambos grupos no implicaban condiciones significativamente diferentes para las cuestiones #2,#4,#5,#6,#8 y #9 (por ejemplo, la cuestión #4 evalúa la calidad de

la imagen, pero esta no varía entre ambas configuraciones del sistema). Por ello, no se esperaban diferencias significativas entre ambos grupos en estas cuestiones. Los resultados de la Tabla 3.2, corroboran las expectativas.

Para el objetivo de nuestro estudio debemos centrarnos en las cuestiones #1, #3, #7 y #10.

En la cuestión #1 ("Sentí la sensación de estar inmerso en el Entorno Virtual."), los resultados demuestran que hay una diferencia estadísticamente significativa entre ambos grupos. El grupo con retroalimentación sintió una mayor inmersión que el otro grupo. Este resultado apoya la hipótesis de que la retroalimentación proporciona un mayor sentido de inmersión.

Los resultados de la cuestión #3 ("Tuve sensación de presencia (de estar ahí).") también indican que el grupo con retroalimentación tuvo una sensación de presencia mayor que el grupo sin retroalimentación. Además esta diferencia es estadísticamente significativa. Este resultado apoya la hipótesis de que la retroalimentación proporciona un mayor sentido de presencia.

Sin embargo, los resultados de la cuestión #7 ("Me sentí aislado, sin formar parte del Entorno Virtual.") no apuntan en esta dirección. Si bien el grupo con retroalimentación se sentía menos aislado (3.25 frente a 3.63), esta diferencia no es estadísticamente significativa. Este resultado puede deberse a que, aunque en el grupo A se muestran los pies virtuales, esto no es suficiente para paliar la sensación de aislamiento percibida por el sujeto como consecuencia de no verse representado en el EV.

Como la cuestión #10 ("En general, evaluaría mi sentido de presencia como muy satisfactorio, satisfactorio, neutro, insatisfactorio, muy insatisfactorio.") evalúa de manera global el sentido de presencia, puede ser usada como la mejor referencia para evaluar esta característica en conjunto. Los resultados de esta cuestión demuestran que el grupo con retroalimentación tienen un mayor sentido de presencia que el grupo sin retroalimentación, siendo esta diferencia estadísticamente significativa.

Calidad de los movimientos

En el apartado de resultados se muestran los valores obtenidos para los parámetros Tiempo de Respuesta, Tiempo de Finalización y Precisión del Movimiento.

Para el parámetro Tiempo de Respuesta, como podemos observar en la Figura 3.7, el tiempo de reacción del grupo A (con retroalimentación) fue mucho menor que el del grupo B (sin retroalimentación). No obstante podemos observar que conforme transcurrió la sesión, el tiempo de respuesta en el grupo B comenzó a descender ligeramente. Este descenso puede ser debido a que el grupo B no tuvo suficiente

con la etapa de ensayo para familiarizarse con el sistema y siguió haciéndolo en la etapa de prueba. Sin embargo, el tiempo de respuesta del grupo A se muestra estable durante toda la sesión, lo que demuestra que tuvo suficiente con la etapa de ensayo para familiarizarse con el sistema. En cualquier caso, a partir de los resultados, no se puede inferir que ambos tiempos de respuesta converjan.

Para el parámetro Tiempo de Finalización, como se puede apreciar en la Figura 3.8, la tendencia se muestra estable en el grupo A, no siendo así en el grupo B, donde la tendencia fue decreciendo. Si nos fijamos en el resultado medio, vemos que en general se tarda prácticamente lo mismo en completar la acción en ambos grupos, si bien los resultados del grupo A son mucho más dispersos (desviación estándar de 1.00 en el grupo A Vs. desviación estándar de 0.57 en el grupo B). Esto se debe a que los sujetos del grupo A ven en todo momento el reflejo de sus pies en el EV, de manera que tienden a corregir la posición de los mismos durante el movimiento para alcanzar los objetivos. Esto hace que, en función de la localización de los objetivos, se tarde considerablemente más o menos en hacer el recorrido.

Para el parámetro Precisión del Movimiento, se consideraba acierto cuando el sujeto pisaba a una distancia del objetivo menor de 0.2 m. Como se puede observar en la Figura 3.9, los resultados obtenidos por el grupo A fueron mucho mejores que los resultados del grupo B (mucho más precisos y con menor dispersión, 0.09 0.05 m. en grupo A frente a 0.22 0.13 m. en grupo B). Esto se debe a que los sujetos del grupo A tienen la referencia directa de sus pies en el EV, con lo que pueden aproximarse a los objetivos con total precisión, alcanzándolos siempre.

3.4 Conclusiones

En el presente estudio, hemos descrito el sistema de RVM REHABTRAK, utilizado para evaluar la importancia de la retroalimentación en el sentido de inmersión y presencia y en la calidad de los movimientos de los sujetos.

Los resultados obtenidos a nivel de inmersión y presencia justifican el uso de la retroalimentación del movimiento.

Tanto en lo referente al tiempo de respuesta como en cuanto a precisión del movimiento, los resultados del grupo con retroalimentación son significativamente mejores. En cuanto al tiempo de finalización, se aprecia una mayor dispersión en el grupo con retroalimentación, pero esta dispersión queda justificada al deberse a que los sujetos corrigen los movimientos para alcanzar los objetivos, y esta correcta realización de los movimientos es precisamente lo buscado por el sistema. Se concluye por tanto que, también en el apartado de calidad de movimiento, la retroalimentación del mismo influye significativamente en la ejecución de los movimientos por parte de los sujetos.

Todo lo anterior, unido al gran avance que supone la aparición en los últimos años de periféricos que permiten realizar el seguimiento de manera mucho más barata y con menores condicionantes del entorno, lleva a concluir que es recomendable la integración de dispositivos de seguimiento en los sistemas de RVM.

De esta manera, en sistemas donde son críticos los parámetros relacionados con la calidad del movimiento, así como los parámetros relacionados con la inmersión y presencia, el uso de la retroalimentación del movimiento debería ser mantenido.

Capítulo 4

Métodos y Materiales

4.1 Introducción

En el presente capítulo se describen los métodos y materiales empleados para la validación de la hipótesis principal de la presente tesis.

En un primer apartado se describe el sistema de RVM desarrollado al efecto. En un segundo apartado se detalla el protocolo utilizado en la validación clínica, desde las escalas usadas para la valoración, hasta los criterios de inclusión y exclusión o los pacientes que completaron el experimento.

4.2 Sistema V2R

4.2.1 Introducción

El sistema V2R ha sido desarrollado para ser usado por pacientes con problemas de equilibrio, como pueden ser pacientes con Parkinson, Esclerosis Múltiple o pacientes DCA.

Debido a que la población de estudio objeto de la presente Tesis son los pacientes DCA, fueron estos pacientes en los que se centró el experimento llevado a cabo con V2R. Para estos pacientes se tuvo en cuenta un condicionante crucial: el tiempo transcurrido desde la lesión.

Una primera clasificación, ya descrita en capítulos anteriores, fue establecida por [Bab09], donde los pacientes DCA se subclasificaban en post-agudos (0-5 meses

después de la lesión), agudos (6-23 meses después de la lesión) y crónicos (más de 23 meses después de la lesión).

Basándonos en esta clasificación, se elaboró la hipótesis de trabajo: **Mediante técnicas de rehabilitación virtual es posible obtener en pacientes crónicos una recuperación del equilibrio estadísticamente significativa, y similar a la que es posible obtener en pacientes agudos.**

Para analizar y validar la presente hipótesis, fue necesario diseñar un demostrador tecnológico capaz de satisfacer las premisas inherentes al proceso rehabilitador motor en pacientes DCA.

El demostrador tecnológico V2R es un sistema enfocado a la recuperación motora del equilibrio estático y dinámico en pacientes, posibilitando la realización de ejercicios terapéuticos tanto en sedestación como en bipedestación.

En un principio, V2R se encarga de almacenar información del propio paciente, como sus datos personales o hasta incluso la presión ejercida en las transferencias de peso en cada una de las sesiones.

Por otra parte, para cada una de las sesiones y para cada paciente, el sistema se encarga de una correcta personalización, gracias al módulo clave de la herramienta: el módulo de calibración.

La lógica interna del sistema permite almacenar los parámetros iniciales de juego utilizados por cada paciente en cada sesión (duración de la sesión, dificultad, etc).

Finalmente, se encarga de almacenar información de cada una de las partidas realizadas dentro del proceso de RVM: Porcentaje ponderado de aciertos con respecto a fallos para cada una de las sesiones y variables espacio-temporales que registran el comportamiento de cada paciente en cada sesión.

Así pues, los principales elementos que componen el desarrollo de nuestro sistema V2R son los que mostramos en la Figura 4.1.

A continuación, pasaremos a describir el proceso que se ha realizado para obtener el demostrador tecnológico V2R.

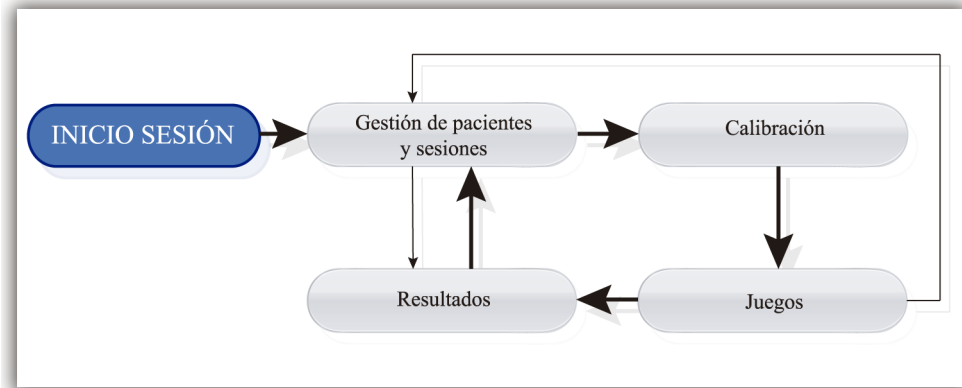


Figura 4.1: Módulos del Demostrador Tecnológico V2R.

4.2.2 Descripción general del sistema

En este subpartado se desarrollan los módulos que componen el sistema V2R: módulo de Gestión de Pacientes y Sesiones, módulo de Calibración, módulo de Juego, y módulo de Resultados.

Módulo de Gestión de Pacientes y Sesiones

A nivel funcional, el sistema ofrece una gestión básica de pacientes. V2R es capaz de dar de alta, modificar y eliminar pacientes; además almacena los ejercicios jugados por cada paciente en su última sesión, y finalmente gestiona los juegos de un paciente en la sesión activa: altas, bajas y modificaciones en la lista de juegos.

- Pantalla principal

En la pantalla principal de este módulo (Figura 4.2), el terapeuta puede realizar múltiples acciones como son: A. Selección de un paciente; B. Selección del nivel de dificultad (Tabla 4.1); C. Selección/Modificación de los juegos para dicho paciente en la primera sesión, (hasta un máximo de siete juegos); D. Visualización de los resultados obtenidos en sesiones previas por el paciente activo; E. Selección de la opción "Comenzar el proceso de RVM"; F. Finalización de V2R; G: Ver los Juegos seleccionados.

El sistema muestra en esta pantalla los juegos seleccionados a ser realizados por el paciente activo para la próxima sesión (Figura 4.2-G). En esta selección, el terapeuta podrá mover, eliminar o insertar cualquier juego que considere oportuno.

Por otro lado, V2R permite al terapeuta seleccionar indistintamente cualquier juego, tanto si está asociado a ejercicios motores de dificultad baja (ejercicios



Figura 4.2: Módulo de Gestión de pacientes y Sesiones.

en sedestación), como si está asociado a ejercicios motores de dificultad media (ejercicios en bipedestación).

Así pues, el bloque de juegos que se pueden seleccionar, pueden clasificarse en función del grado de dificultad, según se muestra en la Tabla 4.1.

Además, el sistema es capaz de mostrar, antes de la sesión, los resultados previos alcanzados, (ver módulo de resultados más adelante).

Además de todas las funcionalidades de gestión indicadas, este módulo internamente realiza la conexión vía bluetooth WBB-PC, como primer paso. Si no se establece correctamente dicha conexión, muestra la pantalla de error correspondiente y en caso de que la conexión sea correcta, muestra la pantalla principal acorde al diseño previamente descrito.

Módulo Calibración

En este módulo se obtienen los límites del paciente para la sesión de RVM que realizará inmediatamente a continuación. Esto permite personalizar los requerimientos de equilibrio exigidos para cada paciente en cada sesión.

REHABILITACIÓN VIRTUAL MOTORA			
JUEGO	POSICIÓN	EJERCICIO MOTOR	DIFICULTAD
Reciclaje	Sedestación	Transferencias de peso laterales	Baja
Botín	Sedestación	Transferencias de peso antero-posteriores	Baja
Selva	Bipedestación	Transferencias de peso laterales	Media
Cazafrutas	Bipedestación	Levantarse/Sentarse	Media
Bombero	Bipedestación	Transferencias de peso antero-posteriores en tándem	Media
Reciclaje	Bipedestación	Pisar con ambos pies en la WBB	Media

Tabla 4.1: Ejercicios motores virtuales. Niveles de dificultad.

El conjunto de acciones que tienen lugar en este módulo se sintetizan en la Figura 4.3.

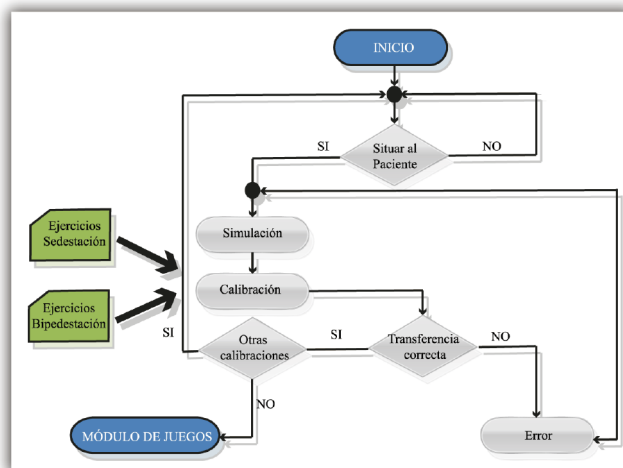


Figura 4.3: Rehabilitación Virtual Motora V2R. Etapa de Calibración.

En la pantalla principal del módulo se visualiza el Centro de Presión (CP) del paciente, (Figura 4.4), en sedestación/bipedestación emulándolo con un Dial. En la etapa de Simulación el Dial será de color azul, y en la etapa de Calibración será de color rojo. La diferencia entre ambas etapas es que es en la etapa de calibración donde se registra el CP del paciente, la cual permite posteriormente establecer los límites de dificultad en el módulo de juegos.

Cuando el terapeuta observa que el paciente está en la posición adecuada, pulsa un botón de la pantalla principal, con lo que se pasa de la etapa de Simulación a

la de Calibración. En esta última etapa se realizan 20 registros durante un total de 2 segundos.

Las calibraciones que se realizan están basadas en función de los juegos seleccionados en el módulo de gestión, esta son:

- Sedestación - Transferencias medio-laterales.
- Sedestación - Transferencias antero-posteriores.
- Bipedestación - Transferencias medio-laterales.
- Bipedestación - Transferencias antero-posteriores en tándem.
- Presión monopodal lateral.
- Cálculo del Peso.

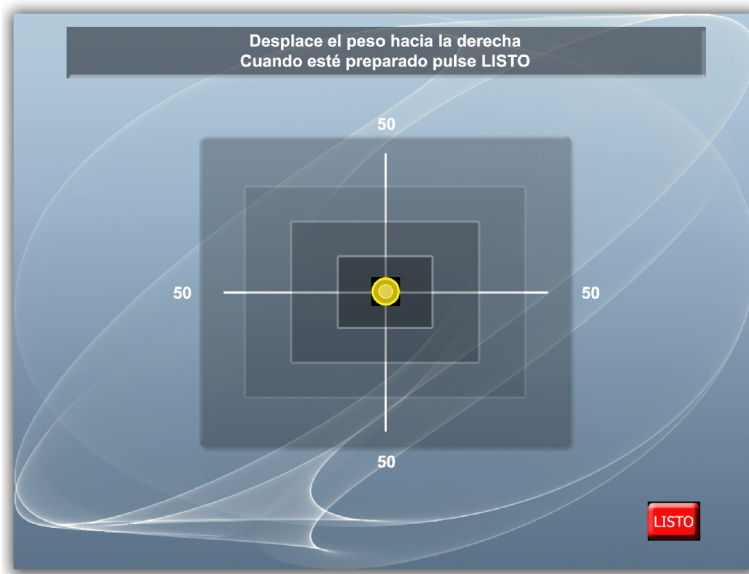


Figura 4.4: Etapa de Calibración.

Módulo Juegos

En este módulo el paciente realiza la RVM en base a los juegos seleccionados en el módulo de Gestión de pacientes y Sesiones.

Es en este módulo donde el terapeuta debe explicar en detalle, antes de cada juego, las pautas que tendrá que realizar el paciente.

A nivel funcional, el sistema asocia las transferencias de peso realizadas por el paciente con un elemento virtual. Los ejercicios que se pueden entrenar con los juegos de este módulo, pertenecen a una de estas tres categorías:

1. Ejercicios donde el paciente tendrá que levantarse/sentarse.
2. Ejercicios donde el paciente tendrá que realizar transferencias de peso laterales y antero-posteriores en bipedestación y/o sedestación.
3. Ejercicios donde el paciente debe emular la acción de subir/bajar escalones.

Además, el sistema gestiona que las transferencias de peso realizadas por el paciente son las correctas, evitando que se realicen ejercicios motores incorrectos, de forma que si por ejemplo ejerce una menor presión significativa, con la pierna hemiparética, V2R le muestre una ventana, animándole a realizar el ejercicio motor conforme a lo esperado.

Por otro lado, V2R es capaz de transmitir un feedback positivo y de refuerzo, de forma que si el paciente obtiene un acierto, el sistema incrementa el contador de aciertos y emite un sonido positivo.

Finalmente, V2R es capaz de enlazar cada uno de los juegos, para que cuando el paciente termine un ejercicio, se ejecute el siguiente reto, de forma totalmente transparente. Si el terapeuta considera que dentro de la sesión activa el paciente tiene que repetir el ejercicio, V2R permite repetirlo tantas veces como sea necesario.

Para cada juego, se suceden tres fases secuenciales: fase de configuración, fase de interacción y fase de resultados del juego.

Fase de configuración

En esta fase, el Terapeuta debe seleccionar y configurar los parámetros del juego. Estos parámetros variarán en función del juego con el que se vaya a interactuar a continuación, (Figura 4.5).

1. Algunos de estos parámetros son particulares de cada juego, como la velocidad de caída de los objetos virtuales, o como el tiempo de exposición del objetivo virtual.
2. Otros parámetros son comunes, y se encuentran en todos los juegos: duración de la sesión, selección del feedback (sonido de fondo o estímulos sonoros que induzcan la realización del movimiento motor correcto), volumen del sonido, número de sesiones a realizar dentro del juego virtual activo, y tiempo de descanso entre sesiones.

Asimismo, en esta Fase el sistema V2R debe posibilitar la ejecución del siguiente juego, la repetición del juego activo, o la finalización de la sesión actual.

El sistema está diseñado para hacer que su manejo sea sencillo e intuitivo, por ejemplo cuando termine la partida virtual, V2R enfatiza el icono de "Siguiete juego", mientras que si la partida virtual activa es la última de la sesión, V2R enfatiza el icono de "Finalizar sesión".

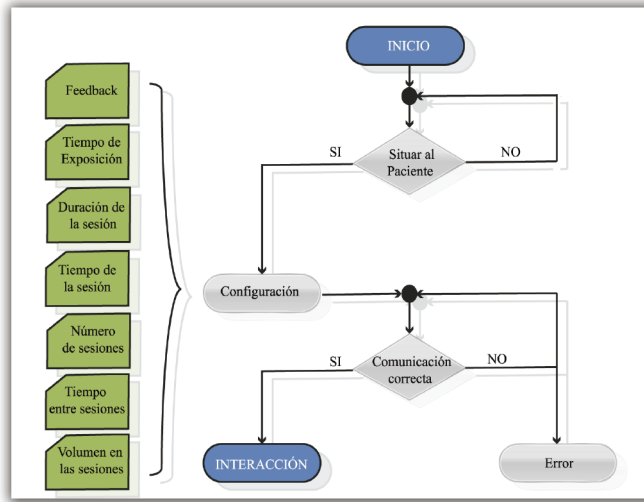


Figura 4.5: Rehabilitación Virtual Motora V2R. Etapa de Configuración.

Fase de interacción

En esta fase, es donde el paciente interactúa de manera sencilla y realiza la RVM propiamente dicha, todo ello en función de los parámetros de configuración previamente establecidos por el terapeuta, (Figura 4.6).

En general, los juegos muestran a pantalla completa una serie de objetivos virtuales que el paciente debe alcanzar. La posición de objetivos dependerá del tipo de entrenamiento seleccionado (sedestación/bipedestación/sentarse-levantarse), y de las transferencias de peso a trabajar (laterales y/o antero-posteriores).

Además, estos juegos usan sonido posicional (VR Motor Cues auditivas) para ayudar a inducir el movimiento a realizar.

Estímulos sonoros son también generados cuando se alcanzan los objetivos; de esta forma se refuerza positivamente al paciente



Figura 4.6: Rehabilitación Virtual Motora V2R. Proceso de Configuración.

Todos los juegos son lo suficientemente sencillos para que el paciente pueda interactuar en función del grado de lesión. Gracias al módulo de Calibración la emulación de la transferencia de peso que realiza el paciente en este tipo de juegos virtuales, está acorde al resultado obtenido en dicho módulo en la sesión activa, de forma que conforme el paciente evoluciona, V2R incrementa el grado de dificultad. Por ejemplo, si el paciente en la sesión actual ha obtenido una transferencia de peso lateral a derechas de un 65 % porcentualmente, V2R obliga a que el paciente ejerza una presión similar para alcanzar el objetivo virtual correspondiente.

Respecto al aspecto gráfico de los juegos, estos cumplen varios objetivos: son vistosos, sencillos, amigables, lúdicos y capaces de incrementar la adherencia dentro del proceso terapéutico. Pasaremos a continuación a describir en detalle cada uno de ellos según el grado de dificultad:

- **DIFICULTAD BAJA.** En este bloque, donde los pacientes tienen que realizar transferencias de peso en sedestación, se decidió generar dos juegos virtuales, (Figura 4.7).
 - a) En el caso del juego virtual que emula las transferencias de peso laterales se optó por desarrollar el juego del reciclaje. Este juego se muestra como fondo un bosque, donde van cayendo objetos de forma aleatoria en cada una de las tres posiciones posibles (izquierda, centro, derecha), y cuyo



Figura 4.7: Interacción Paciente-EV. Dificultad baja.

objetivo es que el paciente los recoja en un contenedor de reciclaje a lo largo de la sesión.

El ejercicio motor que realiza el paciente viene determinado en base a la aparición de los objetos que debe ir recogiendo, de forma que cuando el objeto a recoger se muestre por la izquierda el paciente debe realizar una transferencia de peso a izquierdas, si el objeto sale por la derecha el paciente realiza la transferencia de peso a derechas y si el objeto virtual se muestra en el centro no debe realizar ninguna transferencia de peso.

- b) En el caso del juego virtual que trabaja las transferencias de peso antero-posteriores y laterales, se optó por diseñar el juego del botín. Este juego emula el interior de un banco, donde se van mostrando sacas de dinero de forma aleatoria en cuatro posiciones, con el objetivo de que el paciente intente ir capturando todas y cada una de las sacas. El trabajo motor que realiza el paciente se basa en las localizaciones de cada una de las sacas de dinero, siendo estas localizaciones: izquierda, derecha, arriba, y abajo. Este tipo de localizadores obliga a realizar las transferencias de peso laterales o antero-posteriores.
- **DIFICULTAD MEDIA.** En este otro bloque, los pacientes deben realizar ejercicios motores estáticos y dinámicos en bipedestación. Este tipo de movimientos motores se basan también en transferencia de pesos laterales y/o antero-posteriores, flexo-extensiones de rodillas (obligando al paciente a realizar el ejercicio motor de levantarse-sentarse), acciones de presión monopodal lateral. Para lograr estos objetivos, se decidió diseñar cuatro juegos virtuales, (Figura 4.8).
 - a) Para el ejercicio motor de levantarse-sentarse, se decidió crear el juego del cazafrutas. Este juego muestra un bosque, donde se van visualizando frutas virtuales en dos posiciones de forma aleatoria (posición superior, posición inferior) que se van desplazando horizontalmente, y

cuyo objetivo es que el paciente los capture con un cesto virtual a lo largo de la sesión. La actividad motora que realiza el paciente se basa en flexo-extensión de las piernas, obligándole a sentarse o levantarse, en función de la posición de la fruta virtual que tenga que capturar. Además, y en base a las recomendaciones realizadas por los expertos clínicos, el juego virtual tendrá que controlar que el paciente no realice un movimiento incorrecto. Esto se gestionará internamente capturando la proporción de presión ejercida por ambos pies, de forma que la diferencia de distribución de peso izquierda-derecha deberá ser inferior al 20 %.

- b) Para el movimiento motor donde el paciente tiene que realizar transferencias de peso antero-posteriores en tándem, se optó por crear el juego virtual del bombero. Este juego va mostrando una llama en cuatro posibles posiciones de forma aleatoria, con el objetivo de ir apagándolas con la manguera de un bombero a lo largo de la sesión activa. La actividad motora que realiza el paciente se basa en la realización de transferencias de peso antero-posteriores en posición tándem.
- c) Para las transferencias de peso laterales, se optó por diseñar el juego de la selva. En este juego se muestra como fondo una selva. El objeto virtual que sigue las transferencias de peso laterales del paciente es un camión de guerra, y los objetos virtuales que debe cazar el paciente son paracaidistas caen del cielo en cualquier posición. La actividad motora que realiza el paciente serán transferencias de peso laterales encima de la WBB, manteniendo la distribución de peso una vez esté situado el camión virtual justo debajo del paracaidista que debe capturar.
- d) Se optó por usar el juego del reciclaje personalizándolo para bipedestación. En este juego virtual, ya descrito para dificultad baja, la actividad motora que realiza el paciente, se basa en la presión monopodal lateral en función de las tres posiciones posibles (izquierda, centro, derecha).

Otro aspecto relevante dentro del módulo, es el registro automático en cada juego de la información de interés en cada instante: presión en cada uno de los 4 sensores de la WBB, posición de los elementos virtuales, etc. Este registro se realiza 20 veces por segundo.

Con la información registrada, en concreto con la información de la presión de los cuatro sensores de la WBB, se podrá calcular posteriormente el Centro de Presión (CP) ejercido por cada paciente a lo largo de las sesiones de RVM.

Fase de Resultados del juego

En la fase de Resultados específica para cada juego virtual, V2R muestra información relevante como el número de aciertos y fallos en global de la sesión actual, (Figura 4.9).



Figura 4.8: Interacción Paciente-EV. Dificultad media.



Figura 4.9: Rehabilitación Virtual Motora V2R. Proceso de Resultados.

Además, en esta fase se ofrecen tres opciones al terapeuta:

1. Continuar con el siguiente juego. Si el terapeuta selecciona esta opción, V2R automáticamente ejecutará el siguiente juego virtual previamente seleccionado en el módulo Gestión de pacientes.
2. Repetir este juego. Si por el contrario, el terapeuta decide hacer clic en esta opción, automáticamente V2R vuelve a la fase de configuración del juego virtual activo, permitiendo repetir las veces que sea necesario y/o considere oportuno, siempre y cuando se permita que el paciente DCA tenga un intervalo de descanso entre partida y partida.
3. Finalizar sesión. Se ofrece esta opción por si el terapeuta decide terminar la sesión actual aunque queden juegos por hacer de los inicialmente seleccionados.

Módulo Resultados

Este módulo muestra los resultados globales del paciente a lo largo de las tres últimas sesiones. Estos resultados permiten al terapeuta tener más indicaciones objetivos de la evolución del paciente, (Figura 4.10).

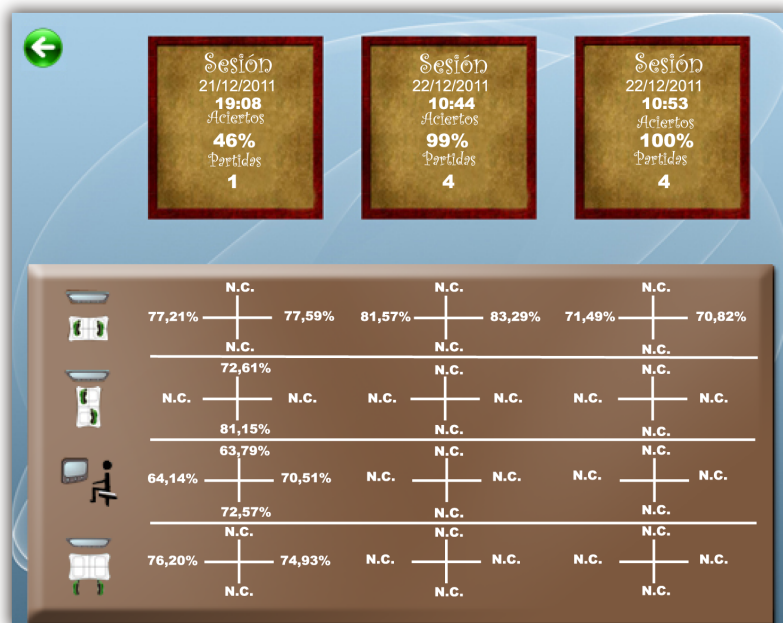


Figura 4.10: Rehabilitación Virtual Motora V2R. Proceso de Resultados Global.

En el área superior se muestra la información referente al número de aciertos porcentuales obtenidos por el paciente activo en las tres últimas sesiones, y el número de partidas jugadas totales. También se detalla la fecha y hora de cada sesión.

El área inferior se subdivide a su vez, en cuatro grandes bloques:

1. Transferencias de peso laterales en bipedestación.
2. Transferencias de peso antero-posteriores en bipedestación posición tándem.
3. Transferencias de peso laterales y antero-posteriores en sedestación de las tres últimas sesiones.
4. Presión monopodal lateral.

En este módulo el terapeuta puede comentar con el paciente su evolución a la vista de los resultados.

Los resultados que mostramos son los obtenidos únicamente en la fase de calibración, en función de los juegos seleccionados en el módulo de Gestión de Pacientes y Sesiones.

Finalmente, en este módulo se visualiza un icono con la funcionalidad de poder regresar al módulo inicial.

Para poder gestionar esta información, el módulo recupera la información de los ficheros creados en el módulo de calibración y en el módulo de interacción.

4.2.3 Hardware del sistema

Los dispositivos Hardware recomendados para V2R son:

- PC Estándar.
- TV LCD de 47".
- Dispositivo bluetooth.
- Wii Balance Board.
- Sistema de Altavoces estéreo.

4.3 Protocolo de validación clínica

El estudio clínico del sistema V2R fue realizado en dos centros, en el Hospital Valencia al Mar [Nis], y el Instituto Valenciano a la discapacidad [Iva].

La muestra seleccionada, fue evaluada previamente por dos test cognitivos: el test Mini Mental State Examination (MMSE) [Fol75], y el test Mississippi Aphasia Screening (MAST) [NT05].

El MMSE cuantifica el deterioro cognitivo que sufre el paciente DCA, al igual que los cambios a nivel cognitivo que puede sufrir en sí. Consta de 11 apartados, subclasificados en seis grupos cognitivos: orientación, retención, atención, cálculo, memoria y lenguaje. Con una duración aproximada de 10 minutos y una puntuación máxima de treinta puntos, el test nos suministra una visión del rendimiento a nivel cognitivo del paciente DCA. Resultados con una puntuación superior a 23, denotan diagnósticos fiables [Sim98].

El MAST es un test enfocado a sujetos con discapacidades severas, capaz de detectar problemas de comunicación y del lenguaje a lo largo del tiempo. Este test se caracteriza por incluir nueve subescalas que evalúan las habilidades del lenguaje expresivo y receptivo, con preguntas de tipo repetitivo, seguimiento de instrucciones, reconocimiento de objetos, ejecución de órdenes verbales, órdenes escritas o codificación de escritura.

4.3.1 Escalas y test utilizados en la validación del experimento

En la evaluación de los pacientes en el estudio se usaron escalas de diversa índole, tanto escalas ordinales: "BERG" [Ber92], "Anterior Reach Test" [Dun90]; como escalas cronometradas: "Stepping Test" [Hil96], "30-second Sit-to Stand" [Ver07], "Time Up and Go" [Pod91], [Ste02].

Por otro lado, en el estudio además se evaluó con el cuestionario SUS [Bro96], donde se valoraba la usabilidad del sistema.

Finalmente, se analizó el tiempo de respuesta empleado por el paciente DCA en el ejercicio de presión monopodal lateral y la amplitud media realizada en las transferencias de peso medio-laterales a lo largo del proceso rehabilitador.

Pasaremos a detallar todos y cada uno de los test evaluados a continuación:

4.4 Escalas ordinales

4.4.1 Escala de equilibrio BERG

La escala de BERG facilita una valoración cuantitativa del equilibrio en pacientes DCA.

La escala consta de 14 apartados que requieren que el sujeto mantenga posiciones tanto a nivel estático, como a nivel dinámico, todas ellas con diversos niveles de dificultad. Los materiales necesarios para llevarla a cabo son: un cronómetro, una silla, un taburete, un espacio donde el paciente sea capaz de girar 360° y todo ello en sesiones de 10 a 15 minutos aproximadamente.

Los apartados constan de valores entre 0 y 4 puntos, valorados en función de la distancia y el tiempo de la prueba (una puntuación de 0 indica que la capacidad del sujeto para realizar la tarea es inexistente, mientras que una puntuación de 4 indica que el sujeto es totalmente independiente). La puntuación máxima que un sujeto puede obtener es de 56 puntos, de forma que si el resultado final es menor de 46 puntos, este test está indicando que el paciente puede sufrir caídas múltiples, existiendo alteraciones en el equilibrio de consideración.

4.4.2 Escala alcances anteriores

La escala "Anterior Reach Test" (ART sitting, ART standing) o test de "alcances anteriores" mide la distancia máxima, dentro de los límites de estabilidad, que el paciente es capaz de alcanzar anteriormente más allá de la longitud de su brazo, sin mover los pies, se evalúa utilizando una regla fija a la altura del hombro, y paralela a la pierna no parética. Se realiza con el paciente de lado a una pared, donde se marca la altura del acromion y del dedo índice (con los brazos extendidos). La distancia registrada partirá de la marca del índice. El test en sedestación se realiza de igual modo al de bipedestación, sólo que el paciente tiene que estar sentado.

4.4.3 Amplitud medio-lateral

Este valor es el valor medio porcentual de las transferencias de peso medio-laterales, realizadas en cada una de las sesiones de rehabilitación en el módulo de calibración, de cada uno de los pacientes DCA. Esto permite valorar la evolución de cada paciente a lo largo de las diferentes sesiones, indicando cuán grande es el rango de transferencia de peso que pueden alcanzar.

4.5 Escalas cronometradas

4.5.1 Escala prueba del escalón

La escala "Stepping test" (ST paretic, ST non-paretic) o "prueba del escalón", es una medida del equilibrio dinámica, enfocada a la evaluación del control motor de las extremidades inferiores.

La prueba en sí, se basa en el análisis de la destreza motora del paciente para situar un pie en un escalón de 7,5 cm de altura, y de bajarlo para situarlo en la posición de origen lo más rápidamente posible en un intervalo de tiempo de 15 segundos. El escalón es colocado 5 cm por delante del pie del paciente. El test es puntuado contabilizando el número de escalones completados durante 15". Se permitirá utilizar a los pacientes las ortesis que utilicen de forma habitual, pero no se les permitirá utilizar ninguna ayuda técnica. El test se pasa primero con la pierna no parética y después con la pierna parética.

4.5.2 Escala sentarse-levantarse en 30"

La escala "30-second Sit-to Stand" (30SST) o prueba de "sentarse-levantarse en 30s" contabiliza el número de veces que se pasa de sedestación a bipedestación en 30 segundos, desde un banco sin respaldo ni apoyo trasero, con piernas en paralelo, tronco erecto y la planta de los pies apoyadas en el suelo. Un movimiento completo incluye sedestación-bipedestación-sedestación, donde el paciente se levanta totalmente, "extensión de rodillas completa", y posteriormente regresa a la posición de sedestación, sin estar permitido apoyarse en la silla o los muslos para levantarse. Se considera válido el ejercicio motor cuando el sujeto se sienta y se levanta completamente durante el proceso de evaluación.

4.5.3 Escala levantarse y caminar

La escala "Time Up and Go" (TUG) o test de "levantarse y caminar" mide el tiempo que emplea el paciente en levantarse desde una silla, caminar tres metros, dar la vuelta (pierna parética por dentro de la curva), volver a la silla y sentarse.

Los tres metros de distancia son marcados en el suelo enfrente de una silla sin reposabrazos (altura del asiento 46 cm); se coloca un cono o pica para señalar donde acaban los tres metros y donde debe llegar el paciente.

El test comienza estando el sujeto sentado, con la espalda apoyada en el respaldo de la silla, los brazos relajados y los pies sobre el suelo, justo detrás de la marca donde se inician las señalizaciones. Se le indica al paciente que: al escuchar la palabra "ya", debe levantarse, caminar de forma segura y rápida hasta el cono que marca

el final de los tres metros; allí debe dar la vuelta, volver caminando y sentarse en la silla. Se le dice que la prueba será cronometrada, por tanto, se pondrá en marcha el cronómetro cuando se diga la palabra "ya" y se detendrá cuando la espalda del paciente repose sobre el respaldo de la silla.

Se realizará un ensayo para que el paciente practique y se tomará el tiempo en los dos siguientes. Los resultados de las dos medidas se promediarán para realizar los análisis.

4.5.4 Tiempo de respuesta

Podemos enunciar que el tiempo de respuesta es el tiempo que transcurre desde que el objeto virtual es mostrado por V2R hasta el inicio de la acción de respuesta correspondiente. El registro automático en tiempo real del CP del paciente en el sistema V2R permite obtener los tiempos de respuesta de los pacientes en su interacción con el sistema.

4.6 Test de usabilidad del sistema. System usability scale (SUS)

El test SUS se compone de diez cuestiones con una batería de respuestas tipo Likert (desde el valor 1 "totalmente en desacuerdo hasta el valor 5 "totalmente de acuerdo") y subclasificado en dos baterías de respuestas: usabilidad y aprendizaje. Teniendo cinco preguntas con contestaciones positivas y cinco preguntas con contestaciones negativas.

El test SUS ha sido elegido para valorar la usabilidad debido a que se trata de un test con un número razonable de cuestiones (10) de fácil comprensión, ampliamente validado, utilizado y adecuado para sistemas de base tecnológica como V2R.

La adaptación del test ha consistido simplemente en la traducción al castellano del test original y en la modificación del término "sistema" por "sistema de rehabilitación virtual". De esta forma el test pasado finalmente a los pacientes fue el siguiente (Tabla 4.2):

En el presente experimento el test SUS fue adaptado al sistema evaluado [Alb12a].

	Totalmente en Desacuerdo	En Desacuerdo	Indeciso	De Acuerdo	Totalmente de Acuerdo
1. Creo que me gustará jugar con frecuencia en este Sistema de Rehabilitación Virtual.					
2. Encontré el Sistema de Rehabilitación Virtual innecesariamente complejo.					
3. Pienso que el Sistema de Rehabilitación Virtual es fácil de usar.					
4. Creo que necesitaría apoyo de un experto para utilizar el Sistema de Rehabilitación Virtual.					
5. Encontré las diversas posibilidades del Sistema de Rehabilitación Virtual bastante bien integradas.					
6. Pienso que hay demasiada inconsistencia en el Sistema de Rehabilitación Virtual.					
7. Creo que la mayoría de pacientes aprenderían muy rápidamente a utilizar el Sistema de Rehabilitación Virtual.					
8. He encontrado el Sistema de Rehabilitación Virtual bastante incómodo de utilizar.					
9. Me he sentido muy seguro utilizando el Sistema de Rehabilitación Virtual.					
10. Necesito aprender muchas cosas antes de utilizar el Sistema de Rehabilitación Virtual.					

Tabla 4.2: Test SUS modificado.

4.7 Criterios de inclusión y exclusión

Los criterios de inclusión en ambos grupos fueron:

1. Edad comprendida entre 18 y 80 años.
2. Cronicidad: para los pacientes DCA agudos se estableció un rango de entre 6 y 23 meses, en los pacientes DCA crónicos la cronicidad fue establecida con un valor mayor de 24 meses.
3. Pacientes sin deterioro cognitivo grave, con una puntuación en el test Mini Mental State Examination > 23.
4. Comprensión de las instrucciones ofrecidas por V2R, con una puntuación en el subapartado del test Mississippi Aphasia Screening ≥ 45 .
5. Alteraciones del equilibrio y del control postural, con una puntuación en la escala del equilibrio de BERG comprendido entre 20 y 52 [Ber92].

Los criterios de exclusión en ambos grupos fueron:

1. Pacientes con lesiones auditivas/visuales incapaces de interactuar con el sistema V2R.
2. Pacientes con negligencia hemiespacial.
3. Pacientes con ataxia.
4. Lesiones traumáticas no resueltas como puedan ser fracturas.

4.8 Pacientes

La muestra seleccionada se compuso de 21 pacientes (13 hombres y 8 mujeres), clasificados en dos grupos (pacientes DCA agudos y crónicos). El grupo de pacientes agudos se compuso de 7 hombres y 4 mujeres con una media de edad de 50.27 ± 15.82 años y una cronicidad de 12.51 ± 4.73 meses. El grupo de pacientes crónicos se compuso de 6 hombres y 4 mujeres con una media de edad de 45.50 ± 11.18 años y una cronicidad de 88.40 ± 35.39 meses.

La patología de ambos grupos fue de diversa índole, incluyéndose pacientes con traumatismo craneo encefálico, pacientes con Ictus, pacientes con anoxia o pacientes con meningitis tuberculosa:

En pacientes agudos del hospital Valencia al Mar:

- Un paciente con traumatismo craneo encefálico grave.

- Diez pacientes con Ictus hemorrágico o isquémico.

En pacientes crónicos del Instituto Valenciano a la discapacidad:

- Tres pacientes con traumatismo craneo encefálico.
- Cinco pacientes con Ictus hemorrágico o isquémico.
- Un paciente con anoxia.
- Un paciente con meningitis tuberculosa.

La información clasificada por género y patologías con el grado de significancia correspondiente, podemos encontrarla en la Tabla 4.2.

PACIENTES DCA			
	PACIENTES AGUDOS	PACIENTES CRÓNICOS	SIGNIFICANCIA
Género			NS (p=0.872)
Hombres	7 (33.3 %)	6 (28.6 %)	
Mujeres	4 (19.1 %)	4 (19.1 %)	
Edad (años)	50.27±15.82	45.50±11.18	
Patología			
Ictus	10 (47.6 %)	5 (23.8 %)	
TCE	1 (4.8 %)	3 (14.3 %)	
Otros	0	2 (9.5 %)	
Tiempo desde la lesión (meses)	12.51±4.73	88.40±35.39	S (p=0.000)

Tabla 4.3: Características de los pacientes DCA agudos y crónicos.

A partir de los resultados obtenidos de la prueba T para muestras independientes (con un $p < 0.05$), obtenemos que no existen diferencias significativas a nivel demográfico (edad o sexo) entre el grupo de pacientes crónicos y agudos (Tabla 4.3).

Como cabía esperar, si que existen diferencias significativas entre pacientes agudos y crónicos DCA en el apartado cronicidad por meses.

Con respecto a las diversas patologías existentes en ambos grupos (pacientes DCA agudos y crónicos), no existen diferencias significativas entre grupos en cada una de las escalas clínicas valoradas, sin afectar por ello los resultados finales obtenidos. Estos resultados son: BBS ($p=0.415$), 30SST ($p=0.456$), TUG ($p=0.361$), ST Parético ($p=0.828$), ST No Parético ($p=0.640$), ART sedestación ($p=0.837$) y ART bipedestación ($p=0.445$).

		Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Sexo	Inter-grupos	0.007	1	0.007	0.027	0.872
	Intra-grupos	4.945	19	0.260		
	Total	4.952	20			
Edad	Inter-grupos	119.318	1	119.318	0.625	0.439
	Intra-grupos	3626.682	19	190.878		
	Total	3746.000	20			
Cronicidad meses	Inter-grupos	30164.830	1	30164.830	49.857	0.000
	Intra-grupos	11495.614	19	605.032		
	Total	41660.443	20			

Tabla 4.4: Prueba ANOVA de un factor en sujetos agudos y crónicos.

4.9 Protocolo

El estudio clínico del sistema V2R fue llevado a cabo en ambos centros siguiendo las mismas pautas:

La duración del experimento fue establecida en veinte sesiones (tres sesiones por semana), de treinta minutos cada una de ellas.

La evaluación de los pacientes se realizó en tres instantes de tiempo: una evaluación al iniciar el tratamiento (T0 o evaluación inicial), una evaluación al finalizar el tratamiento (T1 o evaluación final) y una evaluación de seguimiento realizada a los treinta días de terminar el tratamiento (T2 o evaluación de seguimiento).

En cada una de las sesiones se establecieron premisas como:

- Duración de los juegos virtuales: 5 minutos.
- Tiempo de descanso entre ellos: 2 minutos.
- Tiempo final de descanso: 5 minutos.

Las etapas en el tiempo realizadas fueron:

Antes de la sesión virtual

1. El paciente DCA acudía al centro correspondiente.
2. El paciente DCA era informado del procedimiento a seguir en la sesión virtual motora. En el caso de haber realizado sesiones previas, cabía la posibilidad de mostrarle los resultados previamente obtenidos, para ello el terapeuta le mostraba dichos resultados gracias al módulo de "Resultados finales" ofrecido por V2R.

3. Si el paciente se encontraba en la primera sesión, este era sometido a la realización de los test clínicos antes descritos (BBS, ART sitting, ART standing, ST paretic, ST non-paretic, 30SST y TUG). Este apartado serviría para obtener los resultados asociados al primer instante de tiempo de la validación (Evaluación Inicial).

Durante la sesión virtual

4. El terapeuta seleccionaba al paciente dentro de V2R (en el caso de no existir se le daba de alta), para a continuación establecer los ejercicios virtuales motores establecidos para dicha sesión.
5. El paciente era calibrado, acorde a los ejercicios motores a realizar, en función de los juegos seleccionados en el punto anterior.
6. El terapeuta seleccionaba, para cada uno de los juegos, los parámetros que consideraban oportunos para ese paciente y sesión.
7. El paciente interactuaba con el juego virtual.
8. El paciente descansaba durante dos minutos, sentándose en una banqueta o similar, para posteriormente proseguir con la sesión virtual.
9. Finalmente, el paciente descansaba durante cinco minutos.

Posterior a la sesión Virtual.

- 10 Al finalizar la primera sesión, al paciente DCA se le invitaba a rellenar el cuestionario de usabilidad SUS.

La descripción de cada una de las etapas lo podemos apreciar en la Figura 4.11.

Tras la última sesión, se le sometió por segunda vez a la realización de los test clínicos ya descritos (evaluación final).

Finalmente, a los 30 días el paciente DCA volvió a realizar todos y cada uno de los test clínicos (etapa de seguimiento).

4.10 Conclusiones

En el presente capítulo se han enunciado y descrito en detalle las dos herramientas analizadas y validadas dentro del proceso de RVM.

En un principio, se ha enunciado el concepto de "estímulo dentro de la línea de RVM: las motor Cues" y sus clasificaciones: basada en elementos virtuales y/o

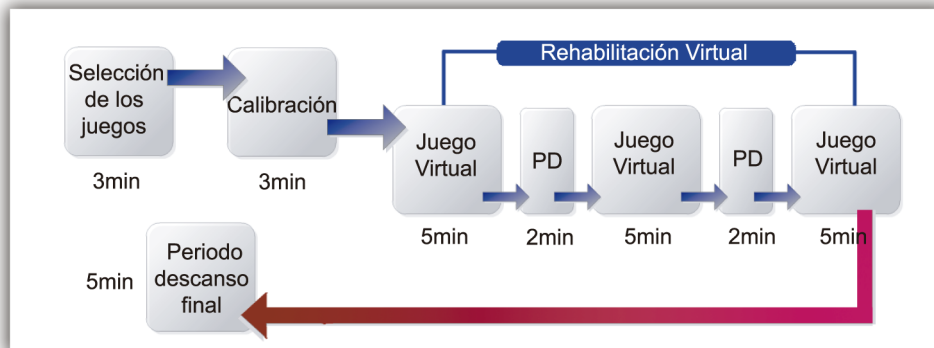


Figura 4.11: Rehabilitación Virtual Motora: Protocolo.

auditivos-tácticos mostrados al sujeto y, por otro lado, basada desde el punto de vista sensorial (que incluyen Visual VR Motor Cues, Auditivo VR Motor Cues y Táctil VR Motor Cues).

Inicialmente se ha descrito, tanto a nivel clínico como a nivel técnico, REHAB-TRAK, donde en base a sujetos sanos, se analizó uno de los objetivos planteados en la presente Tesis.

Por otro lado, se ha realizado un análisis exhaustivo de la herramienta V2R, con todos y cada uno de los subapartados que la componen: "Proceso virtual motor", "Calibración", "Selección sesión virtual motora", "Resultados Globales", describiendo cual fue el diseño previo (a nivel clínico y a nivel funcional) para posteriormente cual fue la implementación generada.

Capítulo 5

Resultados

5.1 Introducción

En el presente capítulo se detallan los resultados obtenidos en las escalas y test valoradas en el experimento principal.

Tal y como se adelantó en el capítulo de métodos y materiales, para la mayoría de las escalas y test se realizaron valoraciones en tres instantes de tiempo: una evaluación al iniciar el tratamiento (T0), una evaluación al finalizar el tratamiento (T1), y una evaluación de seguimiento realizada a los treinta días de finalizar el tratamiento (T2). En aquellas escalas y test en los que la valoración no se ha realizado en esos instantes de tiempo, se indica convenientemente.

Los resultados obtenidos fueron analizados usando SPSS 19 (IBM Corporation, USA) en un ordenador estándar, a partir de un ANOVA de medidas repetidas usando un intervalo de confianza del 95%. A continuación pasamos a detallar los resultados obtenidos.

Una vez validada la hipótesis planteada, los resultados obtenidos se han clasificado en escalas ordinales, donde no es necesario realizar mediciones en el tiempo y escalas cronometradas, donde se han tenido que realizar mediciones en el tiempo.

Las escalas ordinales (apartado 5.2) se componen de los test clínicos escala de equilibrio de Berg, escala de alcances anteriores en sedestación y en bipedestación y del test amplitud medio-lateral.

Las escalas cronometradas (apartado 5.3) se componen de los test clínicos escala prueba del escalón (ST parético y ST no parético), escala sentarse-levantarse en 30 segundos y del test tiempo de respuesta.

Además de las escalas anteriores, se indican en el apartado 5.4. los resultados de usabilidad del sistema.

5.2 Escalas ordinales

5.2.1 Escala de equilibrio BERG

Las valoraciones medias obtenidas en el grupo de pacientes agudos y en el grupo de pacientes crónicos en la escala de Berg y para cada uno de los instantes de tiempo fueron las siguientes (Tabla 5.1):

	Pacientes	Media	Desv. típ.	N
BBS T0	Agudos	38.82	9.847	11
	Crónicos	45.30	6.201	10
	Total	41.90	8.763	21
BBS T1	Agudos	43.55	8.779	11
	Crónicos	48.70	5.794	10
	Total	46.00	7.785	21
BBS T2	Agudos	45.73	7.824	11
	Crónicos	49.00	5.812	10
	Total	47.29	6.972	21

Tabla 5.1: Estadísticos descriptivos en la escala de Berg.

En la tabla podemos observar, que los resultados para el grupo de pacientes agudos fueron de 38.82 (T0), 43.55 (T1) y 45.73 (T2) y para el grupo de pacientes crónicos fueron de 45.30 (T0), 48.70 (T1) y 49.00 (T2).

En ambos grupos se produce una mejoría a lo largo del tiempo, siendo esta mayor en términos absolutos en el grupo de pacientes agudos (Figura 5.1).

Por otra parte, según los resultados obtenidos en el ANOVA de medidas repetidas con la escala de Berg, obtenemos que no hay diferencias significativas entre los grupos ($p=0.147$), independientemente del tiempo (Tabla 5.2).

Fuente	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Intersección	128316.364	1	128316.364	756.918	.000
Grupo	388.110	1	388.110	2.289	.147
Error	3220.970	19	169.525		

Tabla 5.2: Pruebas de los efectos inter-sujetos en el test de Berg.

En los resultados intra-sujetos (Tabla 5.3), la variable Tiempo indica el instante de tiempo que se ha realizado la evaluación (T0, T1 y T2). Los resultados mostrados en la siguiente tabla, nos muestran diferencias significativas en el tiempo ($p=0.000$), al igual que el grupo junto con el instante de tiempo de la valoración muestra también diferencias significativas ($p=0.012$).

Fuente	Berg	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Tiempo	Lineal	294.781	1	294.781	84.217	.000
	Cuadrático	27.824	1	27.824	30.609	,000
Tiempo*Grupo	Lineal	26.972	1	26.972	7.706	.012
	Cuadrático	.268	1	.268	.295	.593
Error(Tiempo)	Lineal	66.505	19	3.500		
	Cuadrático	17.271	19	.909		

Tabla 5.3: Pruebas de contrastes intra-sujetos en la escala de Berg.

Pasaremos a analizar si existen o no diferencias significativas en los subperiodos (T0-T1 y T1-T2).

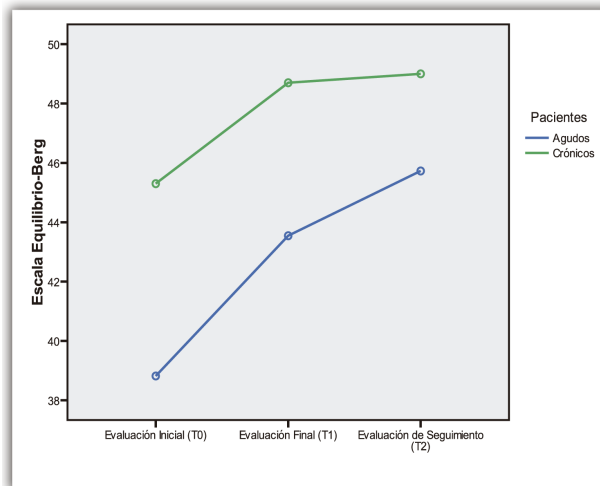


Figura 5.1: Resultados test de Berg para ambos grupos en los diferentes periodos.

Para el periodo T0-T1 (Tabla 5.4), según los resultados obtenidos en el ANOVA de medidas repetidas en la escala de Berg, obtenemos la existencia de diferencias significativas en el tiempo ($p=0.000$), mientras que no existen diferencias significativas en el grupo respecto al tiempo ($p=0.147$).

Fuente	Berg	Suma de cuadrados tipo III	gl	% Media cuadrática	F	Sig.
Tiempo	Lineal	172.995	1	172.995	85.840	.000
Tiempo*Grupo	Lineal	4.614	1	4.614	2.289	.147
Error(Berg)	Lineal	38.291	19	2.015		

Tabla 5.4: Pruebas de contrastes intra-sujetos (T0-T1) test de Berg.

Para el periodo T1-T2 (Tabla 5.5), el análisis de contrastes intra-sujetos en base al ANOVA de medidas repetidas en la escala de Berg, muestra diferencias significativas en el tiempo ($p=0.000$) y en el grupo con respecto al tiempo ($p=0.009$).

Fuente	Berg	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Tiempo	Lineal	294.781	1	294.781	84.217	.000
Tiempo*Grupo	Lineal	26.972	1	26.972	7.706	.009
Error(Tiempo)	Lineal	66.505	19	3.500		

Tabla 5.5: Pruebas de contrastes intra-sujetos (T1-T2) test de Berg.

5.2.2 Escala alcances anteriores en sedestación

Las valoraciones medias obtenidas para el grupo de pacientes agudos y para el grupo de pacientes crónicos de la escala "Alcances Anteriores" en sedestación (ART Sed) en cada uno de los instantes de tiempo fueron (Tabla 5.6):

	Pacientes	Media	Desv. típ.	N
ART Sed T0	Agudos	37.18	10.255	11
	Crónicos	36.45	4.166	10
	Total	36.83	7.780	21
ART Sed T1	Agudos	39.86	10.733	11
	Crónicos	38.40	6.915	10
	Total	39.17	8.927	21
ART Sed T2	Agudos	41.36	10.327	11
	Crónicos	35.80	8.561	10
	Total	38.71	9.717	21

Tabla 5.6: Estadísticos descriptivos en la escala ART en sedestación.

Las medias en el grupo de pacientes agudos fueron de 37.18 cm (T0), 39.86 cm (T1) y 41.36 cm (T2) y para el grupo de pacientes crónicos fueron de 36.45 cm (T0), 38.40 cm (T1) y 35.80 cm (T2).

En el grupo de pacientes agudos se produce una clara mejoría de T0 a T2, no ocurriendo lo mismos en el grupo de pacientes crónicos (Figura 5.2). Por otra parte (Tabla 5.7), según los resultados obtenidos en el ANOVA de medidas repetidas en la escala "ART Sed", obtenemos que no hay diferencias significativas entre los grupos ($p=0.467$).

Fuente	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Intersección	91610.911	1	91610.911	480.237	.000
Grupo	105.117	1	105.117	.551	.467
Error	3624.478	19	190.762		

Tabla 5.7: Pruebas de los efectos inter-sujetos escala ART en sedestación.

En los resultados intra-sujetos, la variable Tiempo indica el instante de tiempo en que se ha realizado la evaluación (T0, T1 y T2). Los resultados mostrados (Tabla 5.8), nos muestran la inexistencia de diferencias significativas.

Fuente	ART Sed	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Tiempo	Lineal	32.669	1	32.669	.897	.356
	Cuadrático	28.682	1	28.682	2.730	.115
Tiempo*Grupo	Lineal	61.146	1	61.146	1.678	.211
	Cuadrático	9.904	1	9.904	.943	.344
Error(Tiempo)	Lineal	692.331	19	36.438		
	Cuadrático	199.644	19	10.508		

Tabla 5.8: Pruebas de contrastes intra-sujetos en la escala ART en sedestación.

Como podemos ver no existen diferencias significativas en el tiempo ($p=0.356$), ni en el grupo respecto al tiempo ($p=0.211$) en el total del periodo evaluado. Pasaremos a analizar si existen o no diferencias significativas en los subperiodos (T0-T1 y T1-T2).

En el periodo T0-T1 (Tabla 5.9), en base a los resultados obtenidos en el ANOVA de medidas repetidas del test ART Sed, no existen diferencias significativas en el tiempo ($p=0.170$), ni en el grupo respecto al tiempo ($p=0.0824$).

Para el periodo T1-T2 (Tabla 5.10), según los resultados obtenidos en el ANOVA de medidas repetidas en la escala ART Sed, obtenemos la existencia de diferencias significativas en el grupo respecto al tiempo ($p=0.016$), mientras que no existen diferencias significativas en el tiempo ($p=0.487$).

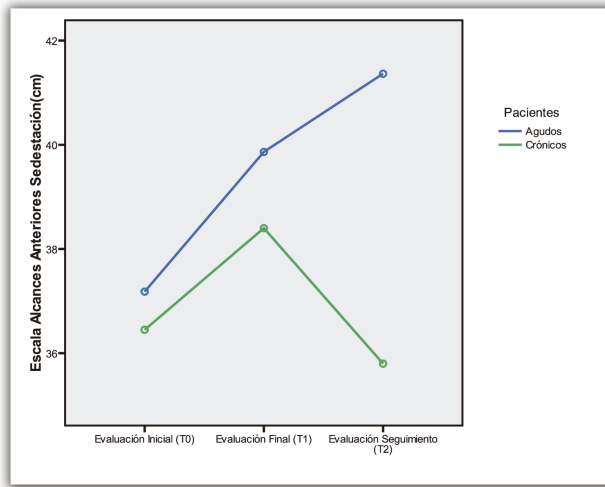


Figura 5.2: Resultados en la escala ART Sedestación en los diferentes periodos.

Fuente	ART Sed	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Tiempo	Lineal	56.188	1	56.188	2.031	.170
Tiempo*Grupo	Lineal	1.403	1	1.403	.051	.824
Error(Tiempo)	Lineal	525.681	19	27.667		

Tabla 5.9: Pruebas de los efectos intra-sujetos (T0-T1) escala ART en sedestación.

Fuente	ART Sed	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Tiempo	Lineal	3.169	1	3.169	.502	.487
Tiempo*Grupo	Lineal	44.026	1	44.026	6.974	.016
Error(Tiempo)	Lineal	119.950	19	6.313		

Tabla 5.10: Pruebas de los efectos intra-sujetos (T1-T2) escala ART en sedestación.

5.2.3 Escala alcances anteriores en bipedestación

Las valoraciones medias en el grupo de pacientes agudos y en el grupo de pacientes crónicos de la escala "Alcances Anteriores" en bipedestación (ART Bip) fueron los mostrados en la Tabla 5.11:

	Pacientes	Media	Desv. típ.	N
ART BIP T0	Agudos	26.64	6.439	11
	Crónicos	26.50	3.567	10
	Total	26.57	5.144	21
ART BIP T1	Agudos	30.14	7.688	11
	Crónicos	25.70	6.961	10
	Total	28.02	7.517	21
ART BIP T2	Agudos	31.09	7.687	11
	Crónicos	23.90	8.439	10
	Total	27.67	8.668	21

Tabla 5.11: Estadísticos descriptivos en la escala ART bipedestación.

Las medias en el grupo de pacientes agudos fueron de 26.64 cm (T0), 30.14 cm (T1) y 31.09 cm (T2) y para el grupo de pacientes crónicos fueron de 26.50 cm (T0), 25.70 cm (T1) y 23.90 cm (T2).

En el grupo de pacientes agudos se produce una clara mejoría de T0 a T2, no ocurriendo lo mismo en el grupo de pacientes crónicos (Figura 5.3).

Según los resultados obtenidos en el ANOVA de medidas repetidas en la escala "Anterior Reach test en Bipedestación" (ART Bip), obtenemos que no hay diferencias significativas entre los grupos ($p=0.165$), independientemente del tiempo (Tabla 5.12).

Fuente	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Intersección	46940.447	1	46940.447	404.418	.000
Grupo	241.621	1	241.621	2.082	.165
Error	2205.315	19	116.069		

Tabla 5.12: Pruebas de los efectos inter-sujetos en la escala ART Bip.

En los resultados intra-sujetos (Tabla 5.13), la variable Tiempo indica el instante de tiempo que se ha realizado la evaluación (T0, T1 y T2). Los resultados mostrados en la siguiente tabla, no muestran diferencias significativas en el tiempo ($p=0.538$), mientras que si que obtenemos diferencias significativas en el grupo respecto al tiempo ($p=0.028$).

Fuente	ART Bip	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Tiempo	Lineal	9.008	1	9.008	.394	.538
	Cuadrático	10.974	1	10.974	1.408	.250
Tiempo*Grupo	Lineal	130.341	1	130.341	5.699	.028
	Cuadrático	2.085	1	2.085	.267	.611
Error(Tiempo)	Lineal	434.564	19	22.872		
	Cuadrático	148.121	19	7.796		

Tabla 5.13: Pruebas de contrastes intra-sujetos en la escala ART Bip.

Pasaremos a analizar si existen o no diferencias significativas en los subperiodos (T0-T1 y T1-T2).

Para el periodo T0-T1 (Tabla 5.14), según los resultados obtenidos en el ANOVA de medidas repetidas del test ART Bip, obtenemos que no existen diferencias significativas en el tiempo ($p=0.277$), y además no existen diferencias significativas en el grupo respecto al tiempo ($p=0.091$).

Fuente	ART Bip	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Tiempo	Lineal	19.093	1	19.093	1.251	.277
Tiempo*Grupo	Lineal	48.426	1	48.426	3.172	.091
Error(Tiempo)	Lineal	290.050	19	15.266		

Tabla 5.14: Pruebas de contrastes intra-sujetos (T0-T1) escala ART Bip.

Para el periodo T1-T2 (Tabla 5.15), el análisis de contrastes intra-sujetos en base al ANOVA de medidas repetidas del test ART Bip, no muestra diferencias significativas en el tiempo ($p=0.631$) ni en el grupo con respecto al tiempo ($p=0.128$).

Fuente	ART Bip	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Tiempo	Lineal	1.872	1	1.872	.238	.631
Tiempo*Grupo	Lineal	19.872	1	19.872	2.527	.128
Error(Tiempo)	Lineal	149.414	19	7.864		

Tabla 5.15: Pruebas de contrastes intra-sujetos (T1-T2) escala ART Bip.

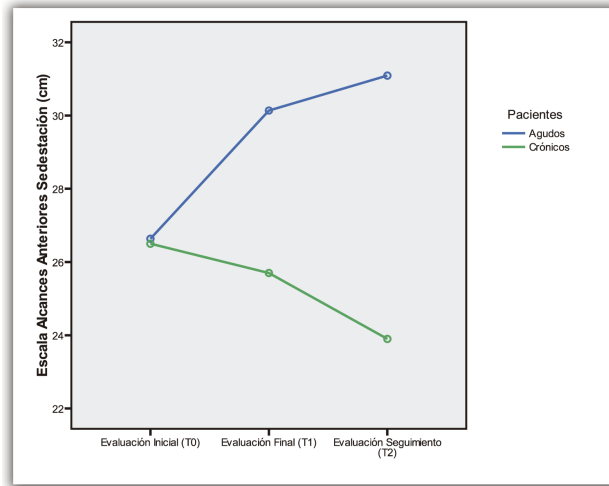


Figura 5.3: Resultados en la escala ART Bip en los diferentes periodos.

5.2.4 Amplitud medio-lateral

Los resultados obtenidos para el cálculo de la amplitud medio-lateral (Tabla 5.16), se analizaron en dos instantes de tiempo: en la primera sesión (T0) y en la última sesión (T1). Al igual que el tiempo de reacción, esta medida se obtiene durante la interacción paciente-sistema (Figura 5.4), de ahí que no se haya evaluado en el periodo de seguimiento (T2).

	Pacientes	Media	Desv. típ.	N
Amplitud T0	Agudos	36.59	11.903	6
	Crónicos	51.49	14.578	10
	Total	45.90	15.174	16
Amplitud T1	Agudos	41.73	4.711	6
	Crónicos	60.32	13.061	10
	Total	53.35	14.003	16

Tabla 5.16: Estadísticos descriptivos de la amplitud medio-lateral.

Los resultados obtenidos en el ANOVA de medidas repetidas en la amplitud medio-lateral, indican que hay diferencias significativas entre ambos grupos ($p=0.011$), (Tabla 5.17).

En los resultados intra-sujetos (Tabla 5.18), la variable Tiempo indica el instante de tiempo que se ha realizado la evaluación (T0 y T1). Los resultados mostrados en la siguiente tabla, nos muestran diferencias significativas en el tiempo ($p=0.026$),

Fuente	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Intersección	67775.166	1	67775.166	275.874	.000
Grupo	2102.084	1	2102.084	8.556	.011
Error	3439.439	14	245.674		

Tabla 5.17: Pruebas de contrastes inter-sujetos de la amplitud medio-lateral.

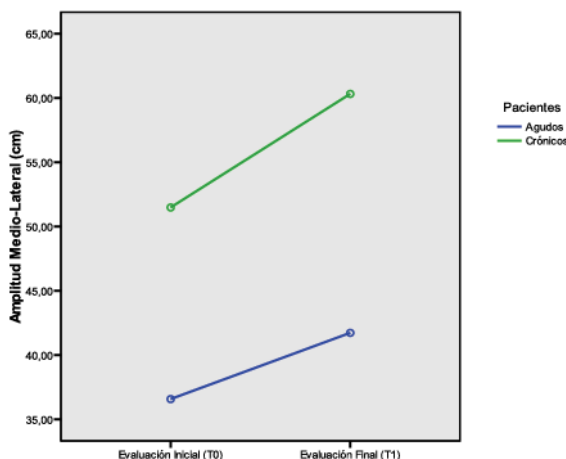


Figura 5.4: Resultados de la amplitud medio-lateral en los diferentes periodos.

mientras que no existen diferencias significativas del grupo con respecto al tiempo ($p=0.523$).

Estos resultados se discuten en detalle en [Alb13a].

5.3 Escalas Cronometradas

5.3.1 Escala prueba del escalón (ST parético)

Las valoraciones medias obtenidas para el grupo de pacientes agudos y para el grupo de pacientes crónicos de la escala "prueba del escalón" para el miembro parético (ST parético) en cada uno de los instantes de tiempo fueron (Tabla 5.19):

Como podemos ver los resultados en el grupo de pacientes agudos fueron de 4.36 (n) (T0), 6.82 (n) (T1) y 7.45 (n) (T2); para el grupo de pacientes crónicos fueron de 5.8 (n) (T0), 10.7 (n) (T1) y 8.8 (n) (T2).

Fuente	Amplitud	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Tiempo	Lineal	366.398	1	366.398	6.194	.026
Tiempo*Grupo	Lineal	25.378	1	25.378	.429	.523
Error(Tiempo)	Lineal	828.165	14	59.155		

Tabla 5.18: Pruebas de contrastes intra-sujetos de la amplitud medio-lateral.

	Pacientes	Media	Desv. típ.	N
ST parético T0	Agudos	4.3636	3.88002	11
	Crónicos	5.8000	4.44222	10
	Total	5.0476	4.11675	21
ST parético T1	Agudos	6.8182	4.06984	11
	Crónicos	10.7000	4.66786	10
	Total	8.6667	4.69397	21
ST parético T2	Agudos	7.4545	4.27466	11
	Crónicos	8.8000	4.58984	10
	Total	8.0952	4.36926	21

Tabla 5.19: Estadísticos Descriptivos test prueba del escalón (ST Parético).

En el grupo de pacientes agudos se produce una mejoría en ambos subperiodos, mientras que en el grupo de pacientes crónicos, la mejoría se produce únicamente en el periodo de tratamiento (Figura 5.5).

Por otra parte, según los resultados obtenidos en el ANOVA de medidas repetidas en la escala "ST parético" (Tabla 5.20), obtenemos que no hay diferencias significativas entre los grupos ($p=0.243$).

Fuente	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Intersección	3370.547	1	3370.547	63.226	,000
Grupo	77.531	1	77.531	1.454	,243
Error	1012.882	19	53.310		

Tabla 5.20: Pruebas de los efectos inter-sujetos test prueba del escalón (ST Parético).

En los resultados intra-sujetos (Tabla 5.21), la variable Tiempo indica el instante de tiempo que se ha realizado la evaluación (T0, T1 y T2). Los resultados mostrados en la siguiente tabla, nos muestran diferencias significativas en el tiempo ($p=0.000$), no produciéndose diferencias significativas en el grupo con respecto al tiempo ($p=0.896$).

Fuente	ST Parético	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Tiempo	Lineal	97.165	1	97.165	78.711	,000
	Cuadrático	64.842	1	64.842	47.617	.000
Tiempo * Grupo	Lineal	.022	1	.022	.018	,896
	Cuadrático	21.667	1	21.667	15.911	.001
Error(Tiempo)	Lineal	23.455	19	1.234		
	Cuadrático	25.873	19	1.362		

Tabla 5.21: Pruebas de contrastes intra-sujetos test prueba del escalón (ST Parético).

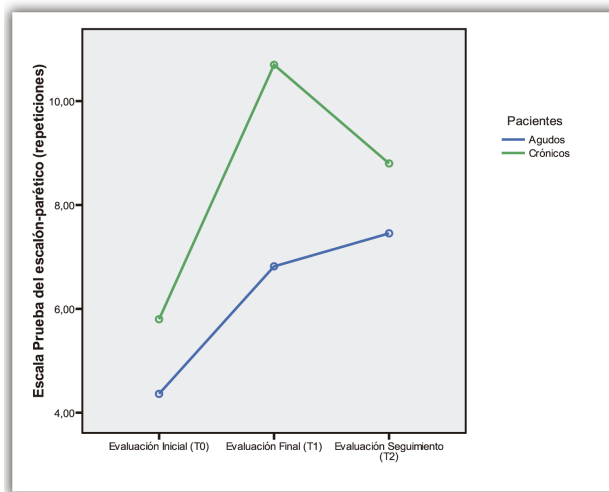


Figura 5.5: Resultados test prueba del escalón (ST parético).

Analizaremos a continuación las diferencias en los dos subperiodos (T0-T1 y T1-T2).

Para el subperiodo T0-T1 (Tabla 5.22), en base a los resultados obtenidos en el ANOVA de medidas repetidas del test ST Parético, obtenemos la existencia de diferencias significativas en el tiempo ($p=0.000$) y en el grupo con respecto al tiempo ($p=0.004$).

Fuente	ST Parético	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Tiempo	Lineal	141.663	1	141.663	100.381	.000
Tiempo*Grupo	Lineal	15.663	1	15.663	11.098	.004
Error(Tiempo)	Lineal	26.814	19	1.411		

Tabla 5.22: Pruebas de contrastes intra-sujetos (T0-T1) ST Parético.

Para el subperiodo T1-T2 (Tabla 5.23), en base a los resultados obtenidos en el ANOVA de medidas repetidas del test ST Parético, obtenemos la existencia de diferencias significativas en el grupo con respecto al tiempo ($p=0.002$), no produciéndose diferencias significativas en el tiempo ($p=0.083$).

Fuente	ST Parético	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Tiempo	Lineal	4.182	1	4.182	3.349	.083
Tiempo*Grupo	Lineal	16.849	1	16.849	13.494	.002
Error(Tiempo)	Lineal	23.723	19	1.249		

Tabla 5.23: Pruebas de contrastes intra-sujetos (T1-T2) ST Parético.

5.3.2 Escala prueba del escalón (ST no parético)

Las valoraciones medias obtenidas para el grupo de pacientes agudos y para el grupo de pacientes crónicos de la escala "Escalón" para el miembro no parético (ST no parético) en cada uno de los instantes de tiempo fueron (Tabla 5.24):

Como podemos ver, los resultados en el grupo de pacientes agudos fueron 5.90 (n) (T0), 8.18 (n) (T1) y 7.54 (n) (T2); en el grupo de pacientes crónicos fueron 6.8 (n) (T0), 9.4 (n) (T1) y 10 (n) (T2).

En el grupo de pacientes crónicos se produce una mejoría durante ambos subperiodos. En el grupo de pacientes agudos esta mejoría se produce solo en el periodo de tratamiento (Figura 5.6). Por otra parte, según los resultados obtenidos en el ANOVA de medidas repetidas en la escala "ST no parético" (Tabla 5.25), obtenemos que no hay diferencias significativas entre los grupos ($p=0.404$).

	Pacientes	Media	Desv. típ.	N
ST no parético T0	Agudos	5.9091	3.80669	11
	Crónicos	6.8000	3.64539	10
	Total	6.3333	3.66515	21
ST no parético T1	Agudos	8.1818	4.28528	11
	Crónicos	9.4000	4.74225	10
	Total	8.7619	4.43740	21
ST no parético T2	Agudos	7.5455	4.34428	11
	Crónicos	10.0000	4.57044	10
	Total	8.7143	4.51822	21

Tabla 5.24: Estadísticos Descriptivos test prueba del escalón (ST no Parético).

Fuente	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Intersección	3995.475	1	3995.475	80.018	.000
Grupo	36.364	1	36.364	.728	.404
Error	948.715	19	49.932		

Tabla 5.25: Pruebas de los efectos inter-sujetos ST no Parético.

En los resultados intra-sujetos (Tabla 5.26), la variable Tiempo indica el instante de tiempo que se ha realizado la evaluación (T0, T1 y T2). Los resultados mostrados en la siguiente tabla, nos muestran diferencias significativas en el tiempo ($p=0.000$), siendo no significativa en el grupo con respecto al tiempo ($p=0.098$).

Fuente	ST no Parético	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Tiempo	Lineal	61.261	1	61.261	29.046	.000
	Cuadrático	21.039	1	21.039	10.387	.004
Tiempo*Grupo	Lineal	6.403	1	6.403	3.036	.098
	Cuadrático	.722	1	.722	.356	.558
Error(Tiempo)	Lineal	40.073	19	2.109		
	Cuadrático	38.485	19	2.026		

Tabla 5.26: Pruebas de contrastes intra-sujetos ST no Parético.

Analizaremos a continuación los resultados en ambos subperiodos (T0-T1 y T1-T2).

Para el periodo T0-T1 (Tabla 5.27), en base a los resultados obtenidos en el ANOVA de medidas repetidas del test ST no parético, obtenemos la existencia de diferencias significativas en el tiempo ($p=0.000$), mientras que no existen diferencias significativas del grupo con respecto al tiempo ($p=0.698$).

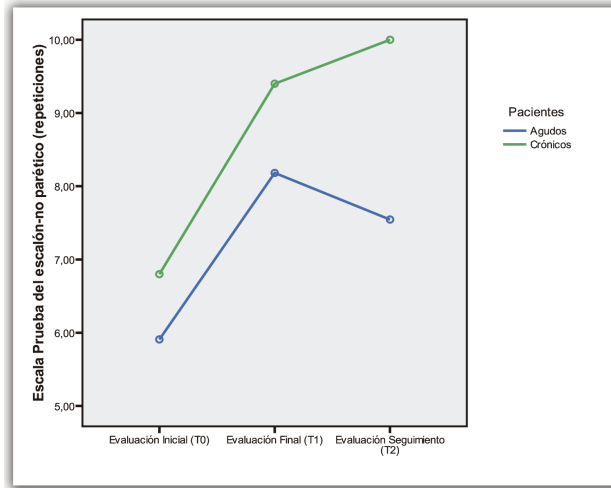


Figura 5.6: Resultados test ST no parético en los diferentes periodos.

Fuente	ST Parético	No	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Tiempo	Lineal		62.185	1	62.185	34.456	.000
Tiempo*Grupo	Lineal		.281	1	.281	.155	.698
Error(Tiempo)	Lineal		34.291	19	1.805		

Tabla 5.27: Pruebas de contrastes intra-sujetos (T0-T1) ST No Parético.

Para el periodo T1-T2 (Tabla 5.28), en base a los resultados obtenidos en el ANOVA de medidas repetidas del test ST no parético, no existen diferencias significativas ni en el tiempo ($p=0.969$), ni en el grupo respecto al tiempo ($p=0.202$).

Fuente	ST Parético	No	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Tiempo	Lineal		.003	1	.003	.002	.969
Tiempo*Grupo	Lineal		4.003	1	4.003	1.750	.202
Error(Tiempo)	Lineal		43.473	19	2.288		

Tabla 5.28: Pruebas de contrastes intra-sujetos (T1-T2) ST no Parético

5.3.3 Escala sentarse-levantarse en 30"

Las valoraciones medias obtenidas para el grupo de pacientes agudos y para el grupo de pacientes crónicos de la escala "Sentarse-Levantarse en 30 segundos" (SST30) en cada uno de los instantes de tiempo fueron:

	Pacientes	Media	Desv. típ.	N
SST30 T0	Agudos	6.27	3.524	11
	Crónicos	9.20	4.185	10
	Total	7.67	4.041	21
SST30 T1	Agudos	10.64	5.182	11
	Crónicos	11.00	4.807	10
	Total	10.81	4.885	21
SST30 T2	Agudos	11.91	5.029	11
	Crónicos	11.30	5.272	10
	Total	11.62	5.025	21

Tabla 5.29: Estadísticos descriptivos escala SST30.

En la tabla podemos observar, para el grupo de pacientes agudos, que el número medio de repeticiones fue de 6.27 (n) (T0), 10.64 (n) (T1) y 11.91 (n) (T2). Para el grupo de pacientes crónicos, el número medio de repeticiones fue de 9.20 (n) (T0), 11.00 (n) (T1) y 11.30 (n) (T2).

En ambos grupos se produce una mejoría, siendo esta en mayor medida en el grupo de pacientes agudos (Figura 5.7).

Por otra parte, según los resultados obtenidos en el ANOVA de medidas repetidas en la escala SST30 (Tabla 5.30), obtenemos que no hay diferencias significativas entre los grupos ($p=0.655$).

Fuente	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Intersección	6352.558	1	6352.558	104.166	.000
Grupo	12.558	1	12.558	.206	.655
Error	1158.712	19	60.985		

Tabla 5.30: Pruebas de los efectos inter-sujetos escala SST30.

En los resultados intra-sujetos (Tabla 5.31), la variable Tiempo indica el instante de tiempo que se ha realizado la evaluación (T0, T1 y T2). Los resultados mostrados en la siguiente tabla, nos muestran diferencias significativas en el tiempo ($p=0.000$), al igual que en el grupo con respecto al tiempo ($p=0.008$).

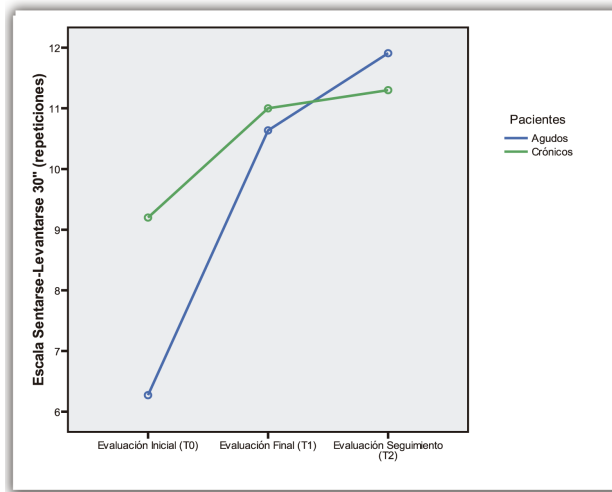


Figura 5.7: Repeticiones en el test SST30 en los diferentes periodos.

Examinaremos detalladamente a continuación el análisis de medidas repetidas en los subperiodos T0-T1 y T1-T2.

Para el periodo T0-T1 (Tabla 5.32), en base a los resultados obtenidos en el ANOVA de medidas repetidas del test 30SST (n), obtenemos la existencia de diferencias significativas en el tiempo ($p=0.000$) y en el grupo con respecto al tiempo ($p=0.033$).

En el periodo T1-T2 (Tabla 5.33), existen diferencias significativas en el tiempo ($p=0.023$), pero no existen diferencias significativas en el grupo con respecto al tiempo ($p=0.143$).

Fuente	SST30	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Sig.
SST30	Lineal	156.753	1	156.753	41.525	.000
	Cuadrático	18.400	1	18.400	11.313	.003
SST30*Grupo	Lineal	32.753	1	32.753	8.677	.008
	Cuadrático	2.210	1	2.210	1.359	.258
Error(SST30)	Lineal	71.723	19	3.775		
	Cuadrático	30.902	19	1.626		

Tabla 5.31: Pruebas de los efectos intra-sujetos escala SST30.

Fuente	SST30	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Tiempo	Lineal	99.499	1	99.499	30.456	.000
Tiempo*Grupo	Lineal	17.213	1	17.213	5.269	.033
Error(Tiempo)	Lineal	62.073	19	3.267		

Tabla 5.32: Pruebas de los efectos intra-sujetos (T0-T1) escala SST30.

Fuente	SST30	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Tiempo	Lineal	6.478	1	6.478	6.111	.023
Tiempo*Grupo	Lineal	2.478	1	2.478	2.338	.143
Error(Tiempo)	Lineal	20.141	19	1.060		

Tabla 5.33: Pruebas de los efectos intra-sujetos (T1-T2) escala SST30.

5.3.4 Escala levantarse y caminar

Las valoraciones medias obtenidas para el grupo de pacientes agudos y para el grupo de pacientes crónicos en el test "Levantarse y Caminar" (TUG) para cada uno de los instantes de tiempo fueron las mostradas en la Tabla 5.34.

	Pacientes	Media	Desv. típ.	N
TUG T0	Agudos	29.137	19.6613	11
	Crónicos	28.600	26.5589	10
	Total	28.881	22.6004	21
TUG T1	Agudos	23.3209	15.71229	11
	Crónicos	32.3070	35.00558	10
	Total	27.6000	26.38205	21
TUG T2	Agudos	18.9155	11.68445	11
	Crónicos	33.1760	35.92602	10
	Total	25.7062	26.50152	21

Tabla 5.34: Estadísticos descriptivos test levantarse y caminar.

En los resultados de este test, las medias fueron: para el grupo de pacientes agudos 29.13 s (T0), 23.32 s (T1) y 18.91 s (T2). Para el grupo de pacientes crónicos fueron de 28.60 s (T0), 32.30 s (T1) y 33.17 s (T2).

Para esta escala en particular, la mejoría se aprecia claramente en el grupo de pacientes agudos (Figura 5.8).

Por otra parte, según los resultados obtenidos en el ANOVA de medidas repetidas en el test TUG, obtenemos que no hay diferencias significativas entre los grupos ($p=0.495$), independientemente del tiempo (Tabla 5.35).

Fuente	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Intersección	47799.188	1	47799.188	25.725	.000
Grupo	900.455	1	900.455	.485	.495
Error	35304.164	19	1858.114		

Tabla 5.35: Pruebas de los efectos inter-sujetos para la escala levantarse y caminar.

En los resultados intra-sujetos (Tabla 5.36), la variable Tiempo indica el instante de tiempo en que se ha realizado la evaluación (T0, T1 y T2). Los resultados expuestos en la siguiente tabla indican que no se producen diferencias significativas en el tiempo ($p=0.253$).

Como podemos observar, existen diferencias significativas entre los grupos en función del instante de tiempo (T0, T1, T2) ($p=0.006$).

Fuente	TUG	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Tiempo	Lineal	83.483	1	83.483	1.392	.253
	Cuadrático	1.778	1	1.778	.136	.717
Tiempo*Grupo	Lineal	573.507	1	573.507	9.560	.006
	Cuadrático	15.761	1	15.761	1.204	.286
Error(Tiempo)	Lineal	1139.788	19	59.989		
	Cuadrático	248.744	19	13.092		

Tabla 5.36: Pruebas de contrastes intra-sujetos escala levantarse y caminar.

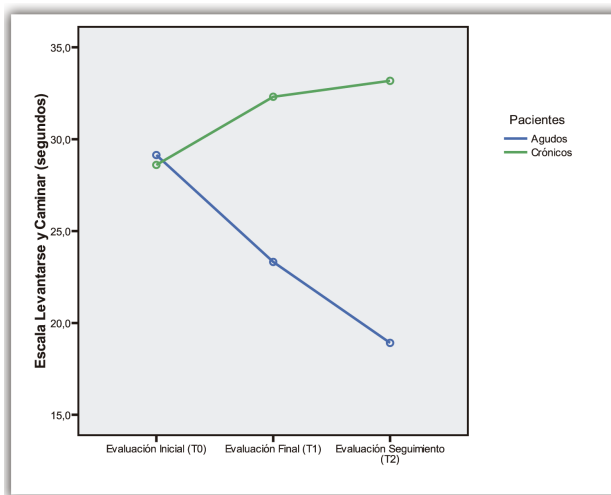


Figura 5.8: Repeticiones en el test TUG en los diferentes periodos.

A continuación pasamos a examinar detalladamente los resultados en los subperiodos T0-T1 y T1-T2.

Para el subperiodo T0-T1 (Tabla 5.37), en base a los resultados obtenidos en el ANOVA de medidas repetidas del test TUG, obtenemos que no hay diferencias significativas en el tiempo ($p=0.602$) mientras que sí que hay diferencias significativas en el grupo con respecto al tiempo ($p=0.027$).

Fuente	TUG	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Tiempo	Lineal	11.653	1	11.653	.281	.602
Tiempo*Grupo	Lineal	237.533	1	237.533	5.736	.027
Error(Tiempo)	Lineal	786.824	19	41.412		

Tabla 5.37: Pruebas de contrastes intra-sujetos (T0-T1) escala levantarse y caminar.

En el subperiodo T1-T2 (Tabla 5.38), el análisis de contrastes intra-sujetos en base al ANOVA de medidas repetidas en el test TUG, muestra diferencias significativas en el grupo con respecto al tiempo ($p=0.008$), sin que haya diferencias significativas en el tiempo ($p=0.060$).

Fuente	TUG	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Tiempo	Lineal	32.755	1	32.755	3.985	.060
Tiempo*Grupo	Lineal	72.862	1	72.862	8.864	.008
Error(Tiempo)	Lineal	156.186	19	8.220		

Tabla 5.38: Pruebas de contrastes intra-sujetos (T1-T2) escala levantarse y caminar.

5.3.5 Tiempo de respuesta

En el caso de los resultados obtenidos para el cálculo del Tiempo de Respuesta (TR), la información resultante fue analizada en dos instantes de tiempo: en la primera sesión (T0) y en la última sesión (T1). Este valor se calcula durante la interacción del paciente con el sistema, por ello no es posible el obtener una valoración en el periodo de seguimiento (T2).

Los resultados obtenidos (Tabla 5.39) para el cálculo del TR [Alb13b] fueron analizados mediante un ANOVA de medidas repetidas para los dos instantes de tiempo, con respecto al grupo, al tiempo y al Grupo x Tiempo usando un intervalo de confianza del 95

	Pacientes	Media	Desv. típ.	N
TR T0	Agudos	1.48	0.41	7
	Crónicos	1.40	0.32	10
	Total	1.43	0.35	17
TR T1	Agudos	1.20	0.35	7
	Crónicos	1.03	0.36	10
	Total	1.11	0.36	17

Tabla 5.39: Estadísticos descriptivos test tiempo de respuesta (T0 y T1).

En los resultados de este test, las medias fueron: para el grupo de pacientes agudos 1.48 s (T0) y 1.20 s (T1). Para el grupo de pacientes crónicos fueron de 1.40 s (T0), y 1.03 s (T1).

Para esta escala en particular, la mejoría se aprecia claramente en el grupo de pacientes crónicos (Figura 5.9).

Por otra parte, según los resultados obtenidos en el ANOVA de medidas repetidas en la escala Tiempo de respuesta, obtenemos que no hay diferencias significativas entre los grupos ($p=0.446$), independientemente del tiempo (Tabla 5.40).

Fuente	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Intersección	53.974	1	53.974	248.317	.000
Grupo	.133	1	.133	.612	.446
Error	.217	15	.217		

Tabla 5.40: Pruebas de los efectos inter-sujetos para la escala tiempo de respuesta.

En los resultados intra-sujetos (Tabla 5.41), la variable Tiempo indica el instante de tiempo en que se ha realizado la evaluación (T0 y T1). Los resultados expuestos en la siguiente tabla indican que se producen diferencias significativas en el tiempo ($p=0.000$), siendo no significativa en el grupo con respecto al tiempo ($p=0.504$).

Fuente	TR	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Tiempo	Lineal	.835	1	.835	20.244	.000
Tiempo*Grupo	Lineal	.019	1	.019	.469	.504
Error(Tiempo)	Lineal	.619	15	.041		

Tabla 5.41: Pruebas de los efectos intra-sujetos para la escala tiempo de respuesta.

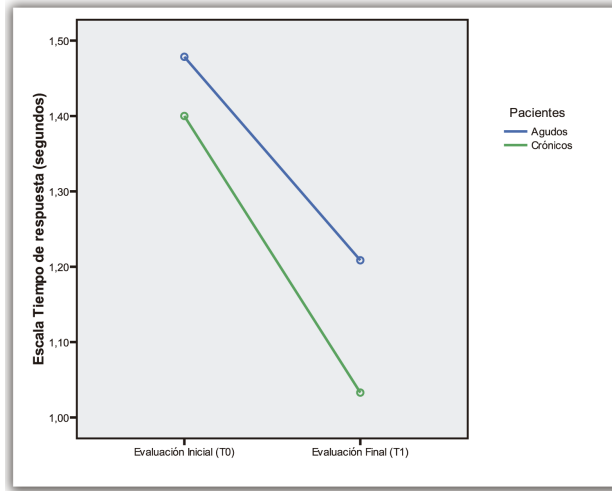


Figura 5.9: Tiempo de respuesta en los diferentes periodos.

5.4 Resultados de usabilidad

El test de usabilidad (SUS) es completado por los pacientes inmediatamente tras la primera sesión con el sistema, como recomienda el autor del test [Bro96].

Los resultados se han analizado utilizando estadísticos descriptivos (media, desviación estándar y t de Student) (Tabla 5.42). Se consideran intervalos de confianza del 95 % (significancia para $p < 0.05$), obteniéndose un resultado no significativo ($p = 0.914$) Tabla 5.43.

Pacientes	N	Media	Desv. típ.	Error
Agudos	11	72.5000	11.12430	3.35410
Crónicos	9	71.9444	11.50936	3.83645
Total	20	72.2500	10.99940	2.45954

Tabla 5.42: Resultados obtenidos en el test SUS.

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Inter-grupos	1.528	1	1.528	.012	.914
Intra-grupos	2297.222	18	127.623		
Total	2298.750	19			

Tabla 5.43: Pruebas de los efectos intra-sujetos para el test SUS.

El resultado obtenido en el test de usabilidad SUS es de 72.25 ± 10.99 , siendo dicho test valorado en un intervalo de 0 a 100.

Como podemos observar, el resultado en sí y en base a la descripción realizada en [Ban09], se encuentra dentro de los límites para ser considerado usable, en concreto en el intervalo "Bueno (72 %-85 %)".

Los resultados por rango de edades se han analizado utilizando estadísticos descriptivos (media, desviación estándar y t de Student) (Tabla 5.44). Se consideran intervalos de confianza del 95 % (significancia para $p < 0.05$), obteniéndose un resultado no significativo ($p = 0.633$) Tabla 5.45.

Pacientes	N	Media	Desv. típ.	Error
18-30 años	2	70.0000	.00000	.00000
31-40 años	4	76.2500	13.76893	6.88446
41-50 años	4	66.8750	12.14067	6.07033
51-60 años	7	75.7143	11.43043	4.32030
Más de 60 años	3	67.5000	9.01388	5.20416
Total	20	72.2500	10.99940	2.45954

Tabla 5.44: Resultados obtenidos por el test SUS en función a la edad de los pacientes.

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Inter-grupos	341.384	4	85.346	.654	.633
Intra-grupos	1957.366	15	130.491		
Total	2298.750	19			

Tabla 5.45: Pruebas de los efectos intra-sujetos para el test SUS en función de la edad.

5.5 Resultados globales

A modo resumen, podemos plasmar los resultados globales de los test clínicos en la Tabla 5.44.

RESULTADOS TEST CLÍNICOS					
	EVAL. T0 ($\bar{X}_0 \pm \sigma_0$)	EVAL. T1 ($\bar{X}_{20} \pm \sigma_{20}$)	EVAL. T2 ($\Delta\bar{X} \pm \Delta\sigma$)	SIG. T0-T1	SIG. T1-T2
BBS					
Agudos	38,82±9.85	43.55±8.78	45.73±7.82	T** p=0.000	T** p=0.001
Crónicos	45.30±6.20	48.70±5.79	49.00±5.81		GxT** p=0.009
ART Sed					
Agudos	37.18±10.25	39.86±10.73	41.36±10.33	NS	GxT* p=0.016
Crónicos	36.45±4.17	38.40±6.92	35.80±8.56		
ART Bip					
Agudos	26.64±6.43	30.14±7.69	31.09±7.69	NS	NS
Crónicos	26.50±3.57	25.70±6.96	23.90±8.44		
Amplitud medio-lateral (cm)					
Agudos	36.59±11.90	41.73±4.71		T* p=0.026	NS
Crónicos	51.49±14.57	60.32±13.06			
ST Parética					
Agudos	4.36±3.88	6.82±4.07	7.45±4.27	T** p=0.000	GxT** p=0.002
Crónicos	5.80±4.44	10.70±4.67	8.80±4.59	GxT** p=0.004	
ST no Parética					
Agudos	5.90±3.81	8.18±4.28	7.54±4.34	T* p=0.000	NS
Crónicos	6.80±3.64	9.40±4.74	10.00±4.57		
30SST (n)					
Agudos	6.27±3.52	10.64±5.18	11.91±5.02	T** p=0.000	NS
Crónicos	9.20±4.18	11.00±4.80	11.30±5.27	GxT* p=0.033	
TUG (s)					
Agudos	29.13±19.66	23.32±15.71	18.91±11.68	GxT* p=0.027	GxT** p=0.008
Crónicos	28.60±26.56	32.30±35.01	33.17±35.92		
Tiempo de respuesta (s)					
Agudos	1.48±0.41	1.20±0.35		T* p=0.000	GxT** p=0.008
Crónicos	1.40±0.32	1.03±0.36			

Tabla 5.46: Datos clínicos obtenidos de los pacientes DCA Agudos/Crónicos. G efecto grupo, GxT efecto grupo/tiempo, T efecto tiempo. * $p < 0.05$, ** $p < 0.01$.

5.6 Conclusiones

En el presente capítulo se han detallado todos y cada uno de los resultados obtenidos en ambos grupos de pacientes, indicando en cuáles de ellos se han observado diferencias significativas.

En la Tabla 5.44 se han resumido todos los test y escalas valorados, señalando las significancias encontradas en los mismos.

En los capítulos de discusión y conclusiones se pasan a analizar estos resultados, indicando qué significan y a qué conclusiones nos conducen.

Capítulo 6

Discusión

6.1 Introducción

En este capítulo se van analizar los resultados obtenidos en el estudio principal de la tesis. Se van a discutir los resultados de las diferentes escalas y test, interpretando su significado, justificándolos en la medida de lo posible.

En la tabla 5.44 se encuentran resumidos todos los resultados para ambos grupos en los diferentes instantes de valoración.

6.2 Escalas Ordinales

6.2.1 Escala de equilibrio Berg

Para la escala clínica BBS, durante el periodo T0-T1 se generaron mejoras significativas en el tiempo. Esto quiere decir que el proceso rehabilitador produjo una mejora clínica tanto para el grupo de pacientes agudos como para el grupo de pacientes crónicos, evolucionando ambos de una manera similar, pues no se produjeron diferencias significativas en el grupo con respecto al tiempo. Los ejercicios diseñados en V2R tienen como objetivo principal la reeducación del equilibrio, por ello era de esperar una mejora en esta escala, al menos en los pacientes agudos. Para los pacientes crónicos el resultado a priori no estaba tan claro, pues en principio estos ya no están en una etapa de recuperación espontánea. Sin embargo, los resultados confirman que estos pacientes también se benefician de la RVM para la recuperación del equilibrio y el control postural, lo que confirma la hipótesis principal.

No tenemos constancia de estudios anteriores que analicen la aplicación de RVM para la reeducación del equilibrio en pacientes crónicos (este es el primer estudio en este sentido), aunque si existen estudios basados en protocolos de rehabilitación tradicional que sugieren esta capacidad de rehabilitación para pacientes crónicos [Gup12].

Por otro lado, en el periodo de seguimiento, se generaron diferencias significativas del grupo con respecto al tiempo, observándose que mientras que en el grupo de los pacientes agudos continúan rehabilitándose (aunque en menor medida que en el periodo T0-T1), no ocurre lo mismo en los pacientes crónicos. Este resultado es muy interesante, ya que nos señala la dependencia de los pacientes crónicos de permanecer en el protocolo de rehabilitación para continuar con las mejoras. Esto nos lleva a recomendar que, en la medida de lo posible, los pacientes crónicos deben estar en un programa de rehabilitación. Una de las ventajas que ofrece la RVM es la posibilidad de adaptar el sistema para uso en entorno doméstico, con lo que los pacientes se pueden beneficiar de un programa más completo de rehabilitación.

6.2.2 Escala de alcances anteriores

Por otra parte, para el test de alcances anteriores (ART sitting y ART standing) no se detectaron mejorías significativas en el tiempo en ninguno de los periodos, ni durante la intervención T0-T1, ni en el periodo de seguimiento T1-T2. Estos resultados son debidos a que los ejercicios del sistema V2R no entrenan las capacidades motoras evaluadas directamente por este test.

En cualquier caso, es interesante señalar que los pacientes agudos mejoran en ambos periodos, mientras que los pacientes crónicos se mantienen o incluso empeoran (especialmente en el periodo de seguimiento). Esto es debido principalmente a la cronicidad, ya que los pacientes crónicos se encuentran en un periodo donde la recuperación espontánea es bastante improbable. Una línea futura interesante a desarrollar sería la inclusión de ejercicios en V2R que entrenen las habilidades motoras evaluadas por este test, lo que permitiría valorar la repercusión de estos ejercicios en los pacientes.

6.2.3 Amplitud medio-lateral

Respecto a la amplitud medio-lateral, el análisis estadístico nos indica que los grupos no son comparables. En este caso, la situación de partida de los pacientes crónicos era mucho mejor que la de los pacientes agudos: eran capaces de realizar una transferencia de peso medio-lateral mucho mayor que los pacientes agudos (51.59 % frente a 36.59 %). A pesar de ello, sí se observa el progreso de los grupos con el programa de RVM, ambos mejoran significativamente en el tiempo. Esta mejora queda justificada por los juegos de V2R, ya que existen juegos específica-

mente diseñados para trabajar las transferencias de peso medio-laterales, tanto en bipedestación como en sedestación.

En lo referente a esta medida hay otro resultado a destacar: la mejoría de los pacientes crónicos es mayor que la de los pacientes agudos. Una posible causa para este resultado es la mayor confianza de los pacientes crónicos a la hora de realizar las transferencias de peso.

6.3 Escalas Cronometradas

6.3.1 Escala prueba del escalón (ST parético)

En la prueba del escalón con la extremidad parética, se observa una mejora significativa en el tiempo durante el periodo de intervención, mejorando ambos grupos el número medio de repeticiones. V2R incluye un módulo capaz de entrenar la habilidad de subir y bajar escalones (módulo de "reciclaje"), que es precisamente la actividad que valora este test, por ello estos resultados eran esperables a priori.

Sin embargo, ambos grupos no evolucionan de manera similar en este periodo de intervención. Al igual que ocurría con la amplitud medio-lateral, la mejora del grupo de pacientes crónicos es más acentuada, pudiéndose deber igualmente a la mayor seguridad que ofrecen estos a la hora de subir un escalón.

Es especialmente interesante la evolución de los grupos en el periodo de seguimiento. Los pacientes agudos siguen mejorando entre T1 y T2. Esto se debe posiblemente a la mayor capacidad de recuperación espontánea que presentan. Por el contrario, los pacientes crónicos, a pesar de que reflejaban una mayor mejora entre T0 y T1, empeoran sus resultados en el periodo de seguimiento. Esto tiene una relación directa con los resultados que ya nos ofrecía la escala de Berg en este periodo.

La interpretación de las consecuencias de este resultado nos lleva pues a apoyar de nuevo que los pacientes crónicos deban continuar en un programa de rehabilitación, destacando nuevamente las posibilidades que ofrece la RVM para rehabilitación en entorno doméstico.

6.3.2 Escala prueba del escalón (ST no parético)

Aunque los resultados para la extremidad no parética no tienen tanta relevancia como los resultados para la extremidad parética, cabe destacar una mejora significativa en el tiempo para ambos grupos, evolucionando estos de una manera similar. La evolución de ambos grupos se estanca durante el periodo de seguimiento, no siendo significativa en el tiempo para T1-T2.

6.3.3 Escala sentarse-levantarse en 30"

En la escala 30SST ambos grupos mejoraron significativamente durante el periodo T0-T1. Este resultado era esperable a priori, ya que V2R incluye un módulo específico para entrenar la habilidad motora de "sentarse-levantarse", siendo esta la principal característica valorada en el test 30SST. Sin embargo, esta mejora no es similar en ambos grupos, siendo significativamente mayor en el grupo de pacientes agudos. La causa probable de esta evolución diferente es que el grupo de pacientes crónicos presentaba inicialmente unos mejores resultados (9.20 repeticiones frente a 6.27), con lo que el grupo de pacientes agudos tenía un mayor posible recorrido de mejora.

Durante el periodo de seguimiento, la evolución en ambos grupos no es significativa, si bien en términos absolutos los pacientes agudos mejoran algo más que los pacientes crónicos. Esto puede deberse a su mayor capacidad de recuperación espontánea.

6.3.4 Escala levantarse y caminar

Los resultados obtenidos en el test clínico TUG, muestran un comportamiento completamente diferente entre ambos grupos. En principio no era esperable una mejora en esta escala debida al programa de RVM, pues los aspectos dinámicos valorados por este test no son directamente entrenados por los actuales módulos de V2R. Los pacientes agudos mejoran a lo largo de ambos subperiodos (T0-T1 y T1-T2), siendo más acentuada la mejora en el primer subperiodo. Por el contrario, los pacientes crónicos empeoran ligeramente sus resultados en ambos subperiodos.

Estos resultados vienen a corroborar la evolución esperada en función de la cronicidad: los pacientes agudos se encuentran en el periodo de recuperación espontánea, no siendo el caso de los pacientes crónicos.

6.3.5 Tiempo de respuesta

A la hora de evaluar el tiempo de respuesta de los grupos en la primera y en la última sesión de RVM, es posible observar que ambos grupos mejoran de forma significativa, siendo esta mejora similar.

Este valor es entrenado directamente por V2R, por lo que cabía esperar esta mejora. La similar evolución de ambos grupos apoya, una vez más, la intervención en pacientes crónicos, demostrando que es posible obtener mejoras significativas en los mismos.

6.4 Usabilidad

La cronicidad de los pacientes no está relacionada con la apreciación de usabilidad que estos puedan tener del sistema. Los resultados corroboran que, efectivamente, el factor grupo no es significativo para la valoración de la usabilidad. El resultado de la valoración en la escala SUS de V2R es 72.25 ± 10.99 , en una escala de 0 a 100.

En [Ban09] se realizó un exhaustivo análisis del test SUS (basado en test recolectados durante diez años) con el fin de determinar los umbrales de valoración de usabilidad para este test. Se determinó que un resultado superior a 71.4 (con una desviación típica inferior a 11.6) indicaba que el sistema evaluado presentaba una buena puntuación de usabilidad.

El resultado obtenido por V2R confirma la buena usabilidad del sistema. La participación en el diseño de V2R de un equipo multidisciplinar, integrado tanto por técnicos como por clínicos, ha favorecido este buen resultado final de usabilidad.

Por otro lado, la edad de los pacientes no está relacionada con la valoración que puedan tener acerca del uso de V2R en las sesiones rehabilitadoras. Los resultados obtenidos ratifican que, efectivamente el factor rango de edad no es significativo en el resultado de usabilidad.

En [Mel12] enuncian que el uso de la Nintendo Wii Fit Plus® en el tratamiento del equilibrio en lesiones vestibulares y otros desordenes neurológicos generan una correlación negativa en base a la edad, donde pacientes ancianos tienden a tener un peor valor en los resultados obtenidos por el test SUS.

Los valores obtenidos en nuestro experimento indican que el uso de V2R, una herramienta personalizada para pacientes DCA con alteraciones motoras, permite lograr buenos resultados de usabilidad independientemente de la edad del paciente.

Capítulo 7

Conclusiones

7.1 Introducción

En este capítulo se van a repasar las principales aportaciones derivadas de la realización de la presente tesis doctoral, extrayendo las conclusiones derivadas de las mismas. Se comenzará resumiendo las contribuciones de los estudios previos para posteriormente centrarse en la hipótesis principal.

Por último se examinarán las líneas de trabajo futuras derivadas de los estudios realizados en la tesis.

7.2 VR Motor Cues

Dentro de los estudios previos realizados, se aporta un nuevo término, VR Motor Cues, aplicable no solo a la Rehabilitación Virtual sino también a la Realidad Virtual en general. Se proporciona una definición formal para dicho término: "Conjunto de estímulos diseñados con el propósito específico de inducir al usuario a realizar una actividad motora determinada". Se incluyen dos clasificaciones diferentes: en función del tipo de evento que desencadena la reacción del sujeto y en función del canal sensorial utilizado.

La definición formal del término y las jerarquías proporcionadas facilitan la especificación de sistemas que hagan uso de estos estímulos.

7.3 Necesidad de retroalimentación de los movimientos

El segundo estudio planteado está enfocado al análisis del sentido de inmersión/presencia y la calidad de los movimientos, en base a la retroalimentación ofrecida a los sujetos gracias a los sistemas de seguimiento.

Este estudio persigue analizar si es posible, al menos en ciertos casos, el prescindir de dispositivos de seguimiento para los sistemas de RVM. Esto estaba motivado por el alto coste de los sistemas de seguimiento -en el momento de realización del estudio- así como por las exigencias de funcionamiento de estos sistemas de seguimiento (instalaciones complejas, requerimientos de iluminación, ...).

El estudio concluye que es recomendable el uso/integración de dispositivos de seguimiento en los sistemas de RVM, siendo especialmente adecuada su inclusión en sistemas donde la calidad del movimiento es crítica.

7.4 Rehabilitación del equilibrio en pacientes DCA crónicos mediante RVM

Como consecuencia de traumatismos, ictus, y otros problemas cerebrales adquiridos, los pacientes DCA sufren una serie de alteraciones motoras de diversa consideración.

Este tipo de alteraciones, (espasticidad, debilidad muscular, limitación en los movimientos y coordinación,) trae como consecuencia una serie de problemas a nivel motor-equilibrio que afectan a las actividades de la vida diaria (ADL). Todo ello hace que sea crítica la rehabilitación de estas alteraciones para los pacientes DCA, siendo especialmente importante la reeducación del equilibrio y control postural, aspectos fundamentales para evitar caídas y recuperar la independencia en las ADL.

El enfoque de la rehabilitación motora tradicional está basado en la repetición de movimientos específicos. Este tipo de rehabilitación es tedioso, monótono y aburrido. Por otro lado, el enfoque clásico en cuanto a rehabilitación motora de pacientes DCA, se centra principalmente en pacientes DCA agudos y post-agudos, considerando que los pacientes crónicos ya han alcanzado su límite de recuperación motora.

Actualmente se está produciendo un giro en ambos enfoques. Por un lado, se está demostrando que la integración de tecnologías para la rehabilitación motora de pacientes DCA favorece la recuperación de los mismos, gracias, entre otras cosas, a la posibilidad de proporcionar rehabilitación más amena y motivadora. En lo referente a la cronicidad, los últimos estudios demuestran que es posible continuar la recuperación en pacientes crónicos.

Estos giros han motivado la hipótesis principal de la presente tesis: Mediante técnicas de rehabilitación virtual es posible obtener en pacientes crónicos una recuperación del equilibrio estadísticamente significativa, y similar a la que es posible obtener en pacientes agudos.

Los resultados de los estudios llevados a cabo concluyen la validez de la hipótesis planteada, abriendo una nueva vía de tratamiento para los pacientes DCA crónicos.

Por otro lado, es posible extraer una serie de conclusiones adicionales a partir de los resultados del estudio:

- En el periodo de seguimiento, los resultados obtenidos en el grupo de pacientes crónicos mostraron una paralización y hasta incluso un retroceso dentro del proceso de recuperación una vez terminado el periodo de intervención. Por tanto, sería recomendable el mantener en el tiempo los programas de rehabilitación. El hecho de llevar a cabo estos programas de rehabilitación mediante RhV facilita que puedan ser integrados en centros de día e incluso en los domicilios de los pacientes, favoreciendo la continuidad del tratamiento de rehabilitación.
- Con respecto a la adherencia a la terapia virtual, los pacientes mostraron un alto grado de motivación dentro de la RVM, sin sufrir además ningún tipo de efecto secundario. Podríamos considerar que el alto grado de adherencia fue debido principalmente al componente lúdico y motivador de los módulos en V2R. Esta conclusión se suma a otras similares obtenidas en otros estudios de integración de RVM para la recuperación de trastornos motores.
- En la misma línea, los fisioterapeutas mostraron un alto grado de aceptación del sistema de RVM, encontrándose motivados para su utilización y enfatizando la facilidad de uso de V2R. Esto se debe, en buena medida, a que los especialistas clínicos han participado en el diseño de la herramienta, estando implicados en el desarrollo del sistema desde las primeras etapas.

7.5 Trabajos Futuros

Pasaremos a continuación a enunciar y describir las acciones que se pueden llevar a cabo, con el objetivo de continuar con la línea de investigación presentada.

Debido al alto grado de aceptación de V2R, así como a los buenos resultados clínicos obtenidos, la primera línea de actuación se basa en la ampliación de V2R, para que sea capaz de tratar más déficits motores.

Entre los aspectos a tratar con esta ampliación, se contemplan:

- Transferencias de peso en cualquier dirección. Tanto en sedestación como en bipedestación. Esto posibilitaría una mejor recuperación en control postural.
- Marcha y deambulación. Ejercicios motores que emulen diferentes tipos de marcha, como por ejemplo: marchas laterales, o marchas disociando cintura escapula más raquis cervical de forma que el paciente realice movimientos antero-posteriores con la cabeza girada o con la cabeza recta. También se plantearía la realización de estos ejercicios en superficies inestables.

Para esta ampliación del sistema se integrará, además de la WBB, otro tipo de tecnología de bajo coste, en concreto MS Kinect, para poder realizar un seguimiento adecuado del paciente en los nuevos déficits a rehabilitar.

Otra línea de actuación muy interesante (especialmente a la vista de las conclusiones) estaría enfocada en el uso de este tipo de herramientas a distancia, de forma que el paciente pudiera realizar este tipo de ejercicios motores desde su casa y permitiendo a su vez que el especialista clínico pudiera controlar el proceso de rehabilitación desde la clínica.

La telerrehabilitación, permitirá continuar con el proceso de recuperación fuera del centro de rehabilitación. Esto es especialmente interesante para pacientes crónicos, pues estos pacientes tienen generalmente muy limitadas sus sesiones de rehabilitación en centros de día, e incluso, en muchos casos, ni siquiera tienen posibilidad de participar en procesos de rehabilitación en centros.

Hay que señalar que el sistema para telerrehabilitación debe ser capaz de guiar adecuadamente al paciente dentro del proceso terapéutico. Igualmente debe de permitir al especialista clínico observar la evolución del paciente y establecer nuevas pautas en el protocolo de rehabilitación seguido.

Bibliografía

- [Ada04] ADAMOVICH, S.V., MERIANS, A.S., BOIAN, R., TREMAINE, M., BURDEA, G.S., RECCE, M. y POIZNER, H.: “A virtual reality based exercise system for hand rehabilitation post-stroke: transfer to function”. *IEEE Eng Med Biol Soc.* 7. 2004: págs. 4936-9.
- [Alb09] ALBIOL, S., GIL-GÓMEZ, J.A., ALCANIZ, M. y LOZANO, J.A.: “VR Motor Cues: Inducing user movements in virtual rehabilitation systems”. *Virtual Rehabilitation International Conference.* 2009: pág. 199.
- [Alb10] ALBIOL, S, GIL-GÓMEZ, J.A. y ALCANIZ, M.: “Influence of tracking feedback in user motor response in rehabilitation therapy”. *Stud Health Technol Inform* (2010), vol. 154: págs. 34-8.
- [Alb12a] ALBIOL, S., GIL-GÓMEZ, J.A., ALCANIZ, M., LLORÉNS, R. y COLOMER, C.: “Use of the Wii balance board system in Vestibular Rehabilitation”. *XIII Congreso Internacional de Interacción Persona Ordenador.* 2012: págs. 147-150.
- [Alb13a] ALBIOL, S., GIL-GÓMEZ, J.A., ALCANIZ, M., LLORÉNS, R. y COLOMER, C.: “The assessment of medio-lateral movements After Brain Injury”. *International Conference on Recent Advances in Neurorehabilitation.* 2013: págs. 57-60.
- [Alb13b] ALBIOL, S., GIL-GÓMEZ, J.A., ALCANIZ, M., LLORÉNS, R. y COLOMER, C.: “The role of Response Time in acute and chronic ABI Patients”. *International Conference on Recent Advances in Neurorehabilitation.* 2013: págs. 53-57.
- [Alb12b] ALBUQUERQUE, A., MOURA, E., VASCONCELOS, T., MENDES, L.A. y NAGEM, D.A.P.: “Kinect sensor used as a support tool in clinical analysis”. *Journal of Biomechanics* (2012), vol. 45(1): S304.

- [Amt] *Amti* <http://www.anti.biz>.
- [And06] ANDREATTA, P.B., WOODRUM, D.T., BIRKMEYER, J.D., YELLMANCHILLI, R.K., DOHERTY, G.M., GAUGER, P.G. y MINTER, R.M.: "Laparoscopic skills are improved with LapMentor training: results of a randomized, double-blinded study". *Ann Surg* (2006), vol. 243(6): págs. 854-60.
- [Arc] *ArcheoGuide* <http://archeoguide.intranet.gr/project.htm>.
- [Asc] *Ascension* <http://www.ascension-tech.com>.
- [Avo13] AVOLA, D., SPEZIALETTI, M. y PLACIDI, G.: "Design of an efficient framework for fast prototyping of customized human-computer interfaces and virtual environments for rehabilitation". *Computer Methods and Programs in Biomedicine* (2013), vol.
- [Azu97] AZUMA, R.T. y RONALD, T.: "A Survey of Augmented Reality". *Presence: Teleoperators and Virtual Environments* (1997), vol. 6: págs. 355-385.
- [Bab09] BABIKIAN, T. y ASARNOW, R.: "Neurocognitive outcomes and recovery after pediatric TBI: meta-analytic review of the literature". *Neuropsychology* (2009), vol. 23(2): págs. 283-296.
- [Ban09] BANGOR, A., KORTUM, P. y MILLER, J.: "Determining what individual SUS scores mean: Adding an adjective rating scale". *Journal of usability studies* (2009), vol. 4(3): págs. 114-123.
- [Bar13] BARZILAY, O. y WOLF, A.: "Adaptive rehabilitation games". *Journal of Electromyography and Kinesiology* (2013), vol. 823(1): págs. 182-189.
- [Bat12] BATENI, H.: "Changes in balance in older adults based on use of physical therapy vs the Wii Fit gaming system: a preliminary study". *Physiotherapy* (2012), vol. 98(3): págs. 211-216.
- [Bau08] BAUER, C., GROGER, I., RUPPRECHT, R. y GUNTER GASSMANN, K.: "Intrasession Reliability of Force Platform Parameters in Community-Dwelling Older Adults". *Archives of physical medicine and rehabilitation* (2008), vol. 89(10): págs. 1977-1982.
- [Bee08] BEELI, G., KOENEKE, S., GASSER, K. y JANCKE, L.: "Brain stimulation modulates driving behavior". *Behavioral and Brain Functions* (2008), vol. 4(34).

- [Ben06] BENFORD, S., CRABTREE, A., FLINTHAM, M., DROZD, A., ANASTASI, R., PAXTON, M., TANDAVANITJ, N., ADAMS, M. y ROW-FARR, J.: “Can You See Me Now?” *ACM Transactions on Computer-Human Interaction* (2006), vol.
- [Ber92] BERG, K.O., WOOD-DAUPHINEE, S.L., WILLIAMS, J.I. y MAKI, B.: “Measuring balance in the elderly: validation of an instrument”. *Can JI of Public Health* (1992), vol. 83: págs. 7-11.
- [Ber] *Bertec MP4060* <http://bertec.com/products/force-plates.html>.
- [Bet06] BETKER, A.L., SZTURM, T., MOUSSAVI, Z.K. y NETT, C.: “Video game based exercises for balance rehabilitation: a single subject design”. *Arch Phys Med Rehabil* (2006), vol. 87(8): págs. 1141-9.
- [Bha05] BHAMBHANI, Y., ROWLAND, G. y FARAG, M.: “Effects of circuit training on body composition and peak cardiorespiratory responses in patients with moderate to severe traumatic brain injury”. *Arch Phys Med Rehabil* (2005), vol. 86(2): págs. 268-76.
- [Bic07] BICHLMEIER, C., WIMMER, F., HEINING, S. y NAVAB, N.: “Contextual Anatomic Mimesis: Hybrid In-Situ Visualization Method for Improving Multi-Sensory Depth Perception in Medical Augmented Reality”. *International Symposium on Mixed and Augmented Reality*. 2007.
- [Bic08] BICHLMEIER, C., OCKERT, B., KUTTER, O., RUSTAE, M., HEINING, S.M. y NAVAB, N.: “The Visible Korean Human Phantom: Realistic Test and Development Environments for Medical Augmented Reality”. *International Workshop on Augmented environments for Medical Imaging including Augmented Reality in Computer-aided Surgery*. 2008.
- [Bil01] BILLINGHURST, M., KATO, H. y POUPYREV, I.: “The MagicBook - Moving Seamlessly between Reality and Virtuality”. *Computers and Graphics* (2001), vol.: págs. 2-4.
- [Boi02] BOIAN, R.F., LEE, C.S., DEUTSCH, J.E., BURDEA, G.C. y LEWIS, J.A.: “Use of the Wii balance board system in Vestibular Rehabilitation”. *1st International Workshop on Virtual Reality Rehabilitation*. 2002: págs. 77-86.
- [Bra11] BRANDT, K. y PANIAGUA, M.A.: “The Use of Nintendo Wii with Long-Term Care Residents”. *J Am Geriatr Soc* (2011), vol. 59.

- [Bri12] BRINKMAN, W.P., HARTANTO, D., KANG, N., VLIEGHER, D., KAMP-MANN, I.L., MORINA, N., EMMELKAMP, P. y NEERINCX, M.: “A virtual reality dialogue system for the treatment of social phobia”. *ACM annual conference extended abstracts on Human Factors in Computing Systems Extended*. 2012: págs. 1099-1102.
- [Bri10] BRIÈRE, A., LAUZIÈRE, S., GRAVEL, D. y NADEAU, S.: “Perception of weight-bearing distribution during sit-to-stand tasks in hemiparetic and healthy individuals”. *Stroke* (2010), vol. 41(8): págs. 1704-8.
- [Bro96] BROOKE, J.: “SUS: A quick and dirty usability scale”. *Usability evaluation in industry*. Ed. por P.W., JORDAN, WEERDMEESTER, B., A., THOMAS y MCLELLAND, I.L. London: Taylor y Francis, 1996.
- [Bro05] BROWN, T.H., MOUNT, J., ROULAND, B.L., KAUTZ, K.A., BARNES, R.M. y KIM, J.: “Body weight-supported treadmill training versus conventional gait training for people with chronic traumatic brain injury”. *J Head Trauma Rehabil* (2005), vol. 20(5): págs. 402-15.
- [Bur93] BURDEA, G.C.: “Virtual reality systems and applications”. *Electro'93 International Conference, Short Course, Edison, NJ*. 1993: pág. 164.
- [Bur03] BURDEA, G.C.: “Virtual rehabilitation benefits and challenges”. *Methods Inf Med* (2003), vol. 42(5): págs. 519-23.
- [Bur10] BURDEA, G.C., CIOI, D., MARTIN, J., FENSTERHEIM, D. y HOLENSKI, M.: “The Rutgers Arm II Rehabilitation System - A Feasibility Study”. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* (2010), vol. 18(5): págs. 505-514.
- [Bur11] BURDEA, G.C., CIOI, D., MARTIN, J., RABIN, B., KALE, A. y DiSANTO, P.: “Motor Retraining in Virtual Reality: A Feasibility Study for Upper-Extremity Rehabilitation in Individuals With Chronic Stroke”. *Journal of Physical Therapy Education* (2011), vol. 25(1): págs. 20-29.
- [Cam10] CAMEIRÃO, M.S., BADIA, S.B., OLLER, E.D. y VERSCHURE, P.F.: “Neurorehabilitation using the virtual reality based Rehabilitation Gaming System: methodology, design, psychometrics, usability and validation”. *J Neuroeng Rehabil* (2010), vol. 7(48).
- [Cam12] CAMEIRÃO, M.S., BADIA, S.B., DUARTE, E., FRISOLI, A. y VERSCHURE, P.F.: “The Combined Impact of Virtual Reality Neurorehabi-

- litation and Its Interfaces on Upper Extremity Functional Recovery in Patients With Chronic Stroke”. *Stroke* (2012), vol. 43: págs. 2720-2728.
- [Can03] CANNING, C.G., SHEPHERD, R.B., CARR, J.H., ALISON, J.A., WADE, L. y WHITE, A.: “A randomized controlled trial of the effects of intensive sit-to-stand training after recent traumatic brain injury on sit-to-stand performance”. *Clin Rehabil* (2003), vol. 17(4): págs. 355-62.
- [Cen12] CENDAN, J. y LOK, B.: “The use of virtual patients in medical school curricula”. *Adv Physiol Educ* (2012), vol. 36(1): págs. 48-53.
- [Cer] *Certus* <http://www.ndigital.com>.
- [Cha11] CHANG, Y.J., CHEN, S.F. y HUANG, J.D.: “A Kinect-based system for physical rehabilitation: A pilot study for young adults with motor disabilities”. *Research in Developmental Disabilities* (2011), vol. 32(6).
- [CY12] CHIEN-YEN, C., BELINDA, L., MI, Z., KOENIG, S., REQUEJO, P., SOMBOON, N., SAWCHUK, A. y RIZZO, A.: “Towards Pervasive Physical Rehabilitation Using Microsoft Kinect”. *The 6th International Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare*. 2012.
- [Cho12] CHO, K.H., LEE, K.J. y SONG, C.H.: “Virtual-reality balance training with a video-game system improves dynamic balance in chronic stroke patients”. *Tohoku J Exp Med* (2012), vol. 228: págs. 69-74.
- [Chu07] CHUA, K.S., NG, Y.S., YAP, S.G. y BOK, C.W.: “A brief review of traumatic brain injury rehabilitation”. *Ann Acad Med Singapore* (2007), vol. 36(1): págs. 31-42.
- [CIH11] CIHI: *The burden of neurological diseases, disorders and injuries in Canada*. Canadian Institute for Health Information, 2011.
- [Cla09] CLARK, R. y KRAEMER, T.: “Clinical use of Nintendo Wii bowling simulation to decrease fall risk in an elderly resident of a nursing home: a case report”. *J Geriatr Phys Ther* (2009), vol. 32(4): págs. 174-80.
- [Cla10] CLARK, R.A., BRYANT, A.L., PUA, Y., MCCRORY, P., BENNELL, K. y HUNT, M.: “Validity and reliability of the Nintendo Wii Balance Board for assessment of standing balance”. *Gait and Posture* (2010), vol. 31: págs. 307-310.

- [Cla11] CLARK, R.A., MCGOUGH, R. y PATERSON, K.: "Reliability of an inexpensive and portable dynamic weight bearing asymmetry assessment system incorporating dual Nintendo Wii Balance Boards". *Gait and Posture* (2011), vol. 34: págs. 288-291.
- [Cla12] CLARK, R.A., PUA, Y.H., FORTIN, K., RITCHIE, C., WEBSTER, K.E., DENEHY, L. y BRYANT, A.L.: "Validity of the Microsoft Kinect for assessment of postural control". *Gait and Posture* (2012), vol. 36(3): págs. 372-377.
- [Cod] *CodaMotion. Sistema óptico active* <http://www.charndyn.com>.
- [Con12] CONSORTI, F., MANCUSO, R., NOCIONI, M. y PICCOLO, A.: "Efficacy of virtual patients in medical education: A meta-analysis of randomized studies". *Computers and Education* (2012), vol. 59(3): págs. 1001-1008.
- [Cro06] CROSSAN, A. y BREWSTER, S.: "Two-Handed Navigation in a Haptic Virtual Environment". *Conference on Human Factors in Computing Systems*. 2006: págs. 676-681.
- [Det05] DETTMERS, C., TESKE, U., HAMZEI, F., USWATTE, G., TAUB, E. y WEILLER, C.: "Distributed form of constraint-induced movement therapy improves functional outcome and quality of life after stroke". *Arch Phys Med Rehabil* (2005), vol. 86(2): págs. 204-209.
- [Deu01] DEUTSCH, J.E., LATONIO, J., BURDEA, G.C. y BOIAN, R.: "Post-Stroke Rehabilitation with the Rutgers Ankle System: A Case Study". *Presence: Teleoper. Virtual Environ* (2001), vol. 10(4): págs. 416-430.
- [Deu08] DEUTSCH, J.E., BOIAN, R.F., LEWIS, J.A., BURDEA, G.C. y MINSKY, A.: "Haptic effects modulate kinetics of gait but not experience of realism in a virtual reality walking simulator". *Virtual Rehabilitation*. 2008: págs. 36-40.
- [Din12] DING, Q., STEVENSON, I.H., WANG, N., LI, W., SUN, Y., WANG, Q., KORDING, K. y WEI, K.: "Motion games improve balance control in stroke survivors: A preliminary study based on the principle of constraint-induced movement therapy". *Displays* (2012), vol.
- [Din10] DING, Y., SIVAK, M., WEINBERG, B., MAVROIDIS, C. y HOLDEN, M.K.: "NUVABAT: Northeastern university virtual ankle and balance trainer". *Haptics Symposium*. 2010: págs. 509-514.

- [Don08] DONNAN, G.A., FISHER, M., MACLEOD, M. y DAVIS, S.M.: “Incidence of stroke in Europe at the beginning of the 21st century”. *Stroke, Lancet* (2008), vol. 371(9624): págs. 1612-23.
- [Dri] *DriveBAY* <http://www.ascension-tech.com/medical/driveBAY.php>.
- [Dun90] DUNCAN, P.W., WEINER, D.K., CHANDLER, J. y STUDENSK, S.: “Functional reach: a new clinical measure of balance”. *J Gerontol* (1990), vol. 45: págs. 192-197.
- [Dvo06] DVORKIN, A.Y., SHAHAR, M. y WEISS, P.L.: “Reaching within video-capture virtual reality: using virtual reality as a motor control paradigm”. *CyberPsychology and Behavior* (2006), vol. 9: págs. 133-136.
- [Dyn] *Dynamoelectronics* <http://www.dynamoelectronics.com>.
- [Edm06] EDMANS, J.A., GLADMAN, J.R.F., COBB, S., SUNDERLAND, A., PRIDMORE, T., HILTON, D. y WALKER, M.F.: “Validity of a virtual environment for stroke rehabilitation Stroke”. *Stroke* (2006), vol. 37(11): págs. 2770-2775.
- [End] *Endrich* <http://www.endrich.com/es/>.
- [Esc12] ESCULIER, J.F., VAUDRIN, J., BÉRIAULT, P., GAGNON, K. y TREMBLAY, L.E.: “Home-based balance training programme using Wii Fit with balance board for Parkinson’s disease: A pilot study”. *J Rehabil Med* (2012), vol. 44: págs. 144-150.
- [Fak] *Fakespace* <http://www.fakespacelabs.com/tools.html>.
- [Fas] *Fastrak* http://www.polhemus.com/?page=Motion_Fastrak.
- [Fau10] FAUL, M., XU, L., WALD, M.M. y CORONADO, V.G.: “Traumatic brain injury in the United States: emergency department visits, hospitalizations, and deaths 2002-2006”. *CDC report* (2010), vol.: pág. 7.
- [Flo05] FLORINS, M., TREVISAN, D.G. y VANDERDONCKT, J.: “The continuity property in mixed reality and multiplatform systems: a comparative study”. *Computer-Aided Design of User Interfaces IV* (2005), vol. 26: págs. 323-334.

- [Fol75] FOLSTEIN, M.F., FOLSTEIN, S.E. y MCHUGH, P.R.: “Mini-Mental State: a practical method for grading the cognitive state of patients for the clinicians”. *Psychiatr Res* (1975), vol. 12: págs. 189-198.
- [Fre09] FRENCH, B., THOMAS, L.H., LEATHLEY, M.J., SUTTON, C.J., MCADAM, J., FORSTER, A., LANGHORNE, P., PRICE, C.I., WALKER, A. y WATKINS, C.L.: “Repetitive task training for improving functional ability after stroke”. *Stroke* (2009), vol. 40(4): e98-e99.
- [FM75] FUGL-MEYER, A.R., JÄÄSKÖ, L., LEYMAN, I., OLSSON, S. y STEGLIND, S.: “The post-stroke hemiplegic patient. A method for evaluation of physical performance”. *Scand J Rehabil Med* (1975), vol. 7: págs. 13-31.
- [Fut] *Futuroscope* <http://www.t-immersion.com/en/video-gallery,36.html>. 2008.
- [G 1] *G-Link Lord Microstrain Inertial Sensors* <http://www.microstrain.com/inertial>.
- [G4] *G4* http://www.polhemus.com/?page=Motion_G4.
- [GP07] GARCIA-PALACIOS, A., BOTELLA, C., HOFFMAN, H. y FABREGAT, S.: “Comparing acceptance and refusal rates of virtual reality exposure vs. in vivo exposure by patients with specific phobias”. *Cyberpsychol Behav* (2007), vol. 10(5): págs. 722-724.
- [Ger08] GERARDI, M., ROTHBAUM, B.O., RESSLER, K., HEEKIN, M. y RIZZO, A.: “Virtual Reality Exposure Therapy Using a Virtual Iraq: Case Report”. *Journal of Traumatic Stress* (2008), vol. 21(2).
- [Geu11] GEURTSSEN, G.J., HEUGTEN, C.M. van, MEIJER, R., MARTINA, J.D. y GEURTS, A.C.: “Prospective study of a community reintegration programme for patients with acquired chronic brain injury: effects on caregivers’ emotional burden and family functioning”. *Brain Inj* (2011), vol. 25: págs. 691-697.
- [Geu12] GEURTSSEN, G.J., HEUGTEN, C.M. van, MEIJER, R., MARTINA, J.D. y GEURTS, A.C.: “Three-year follow-up results of a residential community reintegration program for patients with chronic acquired brain injury”. *Arch Phys Med Rehabil* (2012), vol. 93: págs. 908-911.

- [GG09] GIL-GÓMEZ, J.A., LOZANO, J.A., ALCANIZ, M. y PÉREZ, S.A.: “Nintendo Wii Balance board for balance disorders”. *Virtual Rehabilitation International Conference*. 2009: pág. 213.
- [GG11] GIL-GÓMEZ, J.A., LLORÉNS, R., ALCANIZ, M. y COLOMER, C.: “Effectiveness of a Wii balance board-based system (eBaViR) for balance rehabilitation: a pilot randomized clinical trial in patients with acquired brain injury”. *J Neuroeng Rehabil* (2011), vol. 8(30).
- [Gor12] GORDON, C., ROOPCHAND-MARTIN, S. y GREGG, A.: “Potential of the Nintendo Wii as a rehabilitation tool for children with cerebral palsy in a developing country: a pilot study”. *Physiotherapy* (2012), vol. 98(3): págs. 238-42.
- [Gup12] GUPTA, A. y TALY, A.B.: “Functional outcome following rehabilitation in chronic severe traumatic brain injury patients: A prospective study”. *Ann Indian Acad Neurol* (2012), vol. 15: págs. 120-124.
- [Gur09] GURUSAMY, K.S., AGGARWAL, R., PALANIVELU, L. y DAVIDSON, B.R.: “Virtual reality training for surgical trainees in laparoscopic surgery”. *Cochrane Database Syst Rev* (2009), vol. 1.
- [Hil96] HILL, K.D., BERNHARDT, J., MCGANN, A.M., MALTESE, D. y BERKOVITS, D.: “A new test of dynamic standing balance for stroke patients: reliability, validity and comparison with healthy elderly”. *Physiother Can* (1996), vol. 48: págs. 257-262.
- [Hir12] HIRSCH, J.A.: “Virtual Reality Exposure Therapy and Hypnosis for Flying Phobia in a Treatment Resistant Patient: A Case Report”. *American Journal of Clinical Hypnosis* (2012), vol. 55(2): págs. 168-173.
- [Hol99] HOLDEN, M., TODOROV, E., CALLAHAN, J. y BIZZI, E.: “Virtual environment training improves motor performance in two patients with stroke: Case report”. *Neurology Report* (1999), vol. 23(2): págs. 57-67.
- [Hol02] HOLDEN, M.K. y DYAR, T.: “Virtual environment training: A new tool for Neurorehabilitation”. *Neurology Report* (2002), vol. 26(2): págs. 67-71.
- [Hol05] HOLDEN, M.K., DYAR, T.A., SCHWAMM, L. y BIZZI, E.: “Virtual-environment based telerehabilitation in patients with stroke”. *Presence: Teleoper. Virtual Environ* (2005), vol. 14(2): págs. 214-233.

- [Hol07] HOLDEN, M.K., DYAR, T.A. y DAYAN-CIMADORO, L.: “Telerehabilitation using a virtual environment improves upper extremity function in patients with stroke”. *Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* (2007), vol. 15(1): págs. 36-42.
- [Hoo01] HOOFIEN, D., GILBOA, A., VAKIL, E. y DONOVICK, P.J.: “Traumatic brain injury (TBI) 10-20 years later: a comprehensive outcome study of psychiatric symptomatology, cognitive abilities and psychosocial functioning”. *Brain Inj* (2001), vol. 15: págs. 189-209.
- [Nis] *Hospital Nisa Valencia al Mar* http://www.hospitales.nisa.es/hospital-nisa-valencia-al-mar_2_H.aspx. 2012.
- [How12] HOWCROFT, J., KLEJMAN, S., FEHLINGS, D., WRIGHT, V., ZABJEK, K., ANDRYSEK, J. y BIDDISS, E.: “Active Video Game Play in Children With Cerebral Palsy: Potential for Physical Activity Promotion and Rehabilitation Therapies”. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* (2012), vol. 93(8): págs. 1448-1456.
- [Huu13] HUURNINK, A., FRANSZ, D.P., KINGMA, I. y DIEËN, J.H. van: “Comparison of a laboratory grade force platform with a Nintendo Wii Balance Board on measurement of postural control in single-leg stance balance tasks”. *Journal of Biomechanics* (2013), vol.
- [Hyn03] HYNDMAN, D. y ASHBURN, A.: “People with stroke living in the community: attention deficits, balance, ADL ability and falls”. *Disabil Rehabil* (2003), vol. 25: págs. 817-822.
- [Imm] *Immersion* <http://www.immersion.com/>.
- [Iva] *Instituto Valenciano a la Discapacidad* <http://www.ivadis.com>. 2012.
- [Int] *InterSense IS-1200* <http://www.intersense.com/pages/21/13>.
- [Iot] *Iotracker* <http://www.iotracker.com/>.
- [Iso] *Isotrak 2* <http://inition.co.uk/3D-Technologies/polhemus-isotrak-ii>.
- [Jac01] JACK, D., BOIAN, R., MERIANS, A.S., TREMAINE, M., BURDEA, G.C., ADAMOVICH, S.V., RECCE, M. y POIZNER, H.: “Classification

- of Illumination Methods for Mixed Reality”. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng* (2001), vol. 9(3): págs. 308-18.
- [Jac06] JACOBS, K. y LOSCOS, C.: “Classification of Illumination Methods for Mixed Reality”. *Computer Graphics Forum* (2006), vol. 25(1).
- [Jam] *Jameco* <http://www.jameco.com/Jameco/catalogs/c131/P77.pdf>.
- [Jan05] JANG, S.H., YOU, S.H., HALLETT, M., CHO, Y.W., PARK, C.M., CHO, S.H., LEE, H.Y. y KIM, T.H.: “Cortical reorganization and associated functional motor recovery after virtual reality in patients with chronic stroke: an experimenter-blind preliminary study”. *Arch Phys Med Rehabil* (2005), vol. 86(11): págs. 2218-23.
- [Ju12] JU, Y.H., HWANG, I.S. y CHERNG, R.J.: “Postural adjustment of children with spastic diplegic cerebral palsy during seated hand reaching in different directions”. *Arch Phys Med Rehabil* (2012), vol. 93: págs. 471-479.
- [Kal99] KALAWSKY, R.S.: “VRUSE-a computerised diagnostic tool: for usability evaluation of virtual/synthetic environment systems”. *Appl Ergon* (1999), vol. 30(1): págs. 11-25.
- [Kal03] KALLMANN, M., LEMOINE, P., THALMANN, D., CORDIER, F., MAGNENAT-THALMANN, N., RUSPA, C. y QUATTROCOLO, S.: “Immersive vehicle simulators for prototyping, training and ergonomics”. *Computer Graphics International*. 2003: págs. 90-95.
- [Kal11] KALRON, A., DVIR, Z. y ACHIRON, A.: “Effect of a cognitive task on postural control in patients with a clinically isolated syndrome suggestive of multiple sclerosis”. *Eur J Phys Rehabil Med* (2011), vol. 47: págs. 579-586.
- [Kei87] KEITH, R.A., GRANGER, C.V., HAMILTON, B.B. y SHERWIN, F.S.: “The functional Independence measure: a new tool for rehabilitation”. *Journal of Advances Clinical Rehabilitation* (1987), vol. 1: págs. 6-18.
- [Ken11] KENNEDY, M.W., SCHMIEDELER, J.P., STRIEGEL, A.D., CROWELL, C.R., VILLANO, M. y KUITSE, J.: “Enhanced Feedback in Balance Rehabilitation using the Nintendo Wii Balance Board”. *e-Health Networking Applications and Services (Healthcom)*. 2011: págs. 162-168.

- [Kha03] KHAN, F., BAGULEY, I.J. y CAMERON, I.D.: “Rehabilitation after traumatic brain injury”. *The Medical Journal of Australia* (2003), vol. 178: págs. 290-295.
- [Kim12] KIM, J., SON, J., KO, N. y YOON, B.: “Unsupervised Virtual Reality-Based Exercise Program Improves Hip Muscle Strength and Balance Control in Older Adults: A Pilot Study”. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* (2012), vol.
- [Kim09] KIM, J.H., JANG, S.H., KIM, C.S., JUNG, J.H. y YOU, J.H.: “Use of virtual reality to enhance balance and ambulation in chronic stroke: a double-blind, randomized controlled study”. *Am J Phys Med Rehabil* (2009), vol. 88: págs. 693-701.
- [Kiz03] KIZONY, R., KATZ, N. y TAMAR WEISS, P.L.: “Adapting an immersive virtual reality system for rehabilitation”. *Journal of Visualization and Computer Animation* (2003), vol. 14(5): págs. 261-268.
- [Kiz06] KIZONY, R., WEISS, P.L., SHAHAR, M. y RAND, D.: “TheraGame: A home based virtual reality rehabilitation system”. *International Journal on Disability and Human Development* (2006), vol. 5(3): págs. 265-270.
- [Kle08] KLEIM, J.A. y JONES, T.A.: “Principles of experience-dependent neural plasticity: implications for rehabilitation after brain damage”. *J Speech Lang Hear Res* (2008), vol. 51(1): S225-39.
- [Kli05] KLINGER, E., BOUCHARD, S., LEGERON, P., ROY, S., LAUER, F., CHEMIN, I. y NUGUES, P.: “Virtual reality therapy versus cognitive behavior therapy for social phobia: a preliminary controlled study”. *Cyberpsychol Behav* (2005), vol. 8(1): págs. 76-88.
- [Kri95] KRIZ, G., HERMSDÖRFER, J., MARQUARDT, C. y MAI, N.: “Feedback-based training of grip force control in patients with brain damage”. *Arch Phys Med Rehabil* (1995), vol. 76(7): págs. 653-9.
- [Lam06a] LAM, A.H.T., CHOW, K.C.H., YAU, E.H.H. y LYU, M.R.: “ART: Augmented Reality Table for Interactive Trading Card Game”. *ACM International Conference on Virtual Reality Continuum and Its Applications*. 2006.
- [Lam06b] LAM, Y.S., MAN, D.W.K., TAM, S.F. y WEISS, P.L.: “Virtual reality training for stroke rehabilitation”. *NeuroRehabilitation* (2006), vol. 21.

- [Lan09a] LANGE, B., FLYNN, S. y RIZZO, A.: "Initial usability assessment of off-the-shelf video game consoles for clinical game-based motor rehabilitation". *Physical Therapy Reviews* (2009), vol. 14: págs. 355-363.
- [Lan11] LANGE, B., SUMA, E.A., NEWMAN, B., PHAN, T., CHANG, C.Y., RIZZO, A. y BOLAS, M.: "Leveraging unencumbered full body control of animated virtual characters for game-based rehabilitation". *International conference on Virtual and mixed reality: systems and applications*. Vol. 2. 2011: págs. 243-252.
- [Lan12] LANGE, B., KOENIG, S., CHANG, C.Y., MCCONNELL, E., SUMA, E., BOLAS, M y RIZZO, A.: "Designing Informed Game-Based Rehabilitation Tasks Leveraging Advances in Virtual Reality". *Disability and Rehabilitation* (2012), vol. 34: págs. 1863-70.
- [Lan09b] LANGHORNE, P., COUPAR, F. y POLLOCK, A.: "Motor recovery after stroke: a systematic review". *Lancet Neurol* (2009), vol. 8(8): págs. 741-54.
- [Lar09] LARSEN, C.R., SOERENSEN, J.L., GRANTCHAROV, T.P., DALSGAARD, T., SCHOUBORG, L., OTTOSEN, C., SCHROEDER, T.V. y OTTESEN, B.S.: "Effect of virtual reality training on laparoscopic surgery: randomised controlled trial". *British Medical Journal* (2009), vol. 338: pág. 1802.
- [Lec08] LECHNER, R. y HUETHER, C.: "Integrated Live Virtual Constructive Technologies Applied to Tactical Aviation Training". *Interservice/Industry Training, Simulation and Education Conference*. 2008.
- [Leo06] LEONARD, C.T., GARDIPEE, K.A., KOONTZ, J.R., ANDERSON, J.H. y WILKINS, S.A.: "Correlation between impairment and motor performance during reaching tasks in subjects with spastic hemiparesis". *J Rehabil Med* (2006), vol. 38(4): págs. 243-9.
- [LL06] LIAÑO LAGUARDA, V.M.: "Realidad Virtual: Relaciones entre emociones y sentido de presencia". Tesis doct. Universitat de Valencia, 2006.
- [Lib] *Liberty* http://www.polhemus.com/?page=Motion_Liberty.
- [Lin03] LINDEMAN, R.W., YANAGIDA, Y., SIBERT, J.L. y LAVINE, R.: "Effective Vibrotactile Cueing in a Visual Search Task". *International Conference on Human-Computer Interaction*. 2003: págs. 89-96.

- [Llo12] LLORÉNS, R., ALBIOL, S., GIL-GÓMEZ, J.A., ALCAÑIZ, M., COLOMER, C. y NOÉ, E.: “Balance rehabilitation using custom-made Wii Balance Board exercises: clinical effectiveness and maintenance of gains in acquired brain injury population”. *9th Intl Conf. on Disability, Virtual Reality and Assoc. Technologies (ICDVRAT)*. 2012.
- [Log] *Logitech* <http://inition.co.uk/3D-Technologies/logitech-head-tracker>.
- [LC07] LÓPEZ-CANO, M., RODRÍGUEZ-NAVARRO, J., RODRÍGUEZ-BAEZA, A., ARMENGOL-CARRASCO, M. y SUSÍN, A.: “A real-time dynamic 3D model of the human inguinal region for surgical education”. *Comput Biol Med* (2007), vol. 37(9): págs. 1321-6.
- [Maa08] MAAS, A.I., STOCCHETTI, N. y BULLOCK, R.: “Moderate and severe traumatic brain injury in adults”. *The Lancet Neurology* (2008), vol. 7(8): págs. 728-741.
- [Mar07] MARSHALL, S., TEASELL, R., BAYONA, N., LIPPERT, C., CHUNDAMALA, J., VILLAMERE, J., MACKIE, D., CULLEN, N. y BAYLEY, M.: “Motor impairment rehabilitation post acquired brain injury”. *Brain Inj* (2007), vol. 21(2): págs. 133-60.
- [Mas94] MASSIE, T. y SALISBURY, J.K.: “The PHANTOM Haptic Interface: A Device for Probing Virtual Objects”. *Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems*. 1994.
- [May97] MAYER, N.H., ESQUENAZI, A. y CHILDERS, M.K.: “Common patterns of clinical motor dysfunction”. *Muscle Nerve Suppl* (1997), vol. 6: págs. 21-35.
- [McN04] MCNEILL, M., POKLUDA, L., MCDONOUGH, S. y CROSBIE, J.: “Immersive virtual reality for upper limb rehabilitation following stroke”. *IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics*. 3. 2004: págs. 2783-2789.
- [Mel12] MELDRUM, D., GLENNON, A., HERDMAN, S., MURRAY, D. y MCCONN-WALSH, R.: “Virtual reality rehabilitation of balance: assessment of the usability of the Nintendo Wii(®) Fit Plus.” *Disabil Rehabil Assist Technol* (2012), vol. 7(3): págs. 205-10.
- [Mer02] MERIANS, A.S., JACK, D., BOIAN, R., TREMAINE, M., BURDEA, G.C., ADAMOVICH, S.V., RECCE, M. y POIZNER, H.: “Virtual reality-

- augmented rehabilitation for patients following stroke”. *Phys Ther* (2002), vol. 82(9).
- [Mer06] MERIANS, A.S., POIZNER, H., BOIAN, R., BURDEA, G.C. y ADAMOVIICH, S.: “Sensorimotor training in a virtual reality environment: does it improve functional recovery poststroke?” *Neurorehabil Neural Repair* (2006), vol. 20(2): págs. 252-67.
- [Met] *Metitur* <http://www.wordpublish.org/metitur-oy.htm>.
- [Müh12] MÜHLBERGER, A., NEUMANN, R., LOZO, L., MÜLLER, M. y HETTINGER, M.: “Bottom-up and top-down influences of beliefs on emotional responses: fear of heights in a virtual environment”. *Stud Health Technol Inform* (2012), vol. 181: págs. 133-7.
- [Mil94] MILGRAM, P. y KISHINO, F.A.: “Taxonomy of Mixed Reality Visual Displays”. *Trans. Information and Systems* (1994), vol. E77-D(12): págs. 1321-1329.
- [Mil95] MILGRAM, P., TAKEMURA, H., UTSUMI, A. y KISHINO, F.: “Augmented Reality: A class of displays on the reality-virtuality continuum”. *SPIE, Telemanipulator and Telepresence Technologies* (1995), vol. 2351: págs. 282-92.
- [Mil97] MILGRAM, P. y DRASCIC, D.: “Perceptual effects in aligning virtual and real objects in augmented reality displays”. *Meeting of Human Factors and Ergonomics Society*. 1997.
- [Min] *Minuteman* http://www.polhemus.com/?page=Motion_Minuteman.
- [Mum12] MUMFORD, N., DUCKWORTH, J., THOMAS, P.R., SHUM, D., WILLIAMS, G. y WILSON, P.H.: “Upper-limb virtual rehabilitation for traumatic brain injury: A preliminary within-group evaluation of the elements system”. *Brain Injury* (2012), vol. 26(2): págs. 166-76.
- [Naj02] NAJAFI, B., AMINIAN, K., LOEW, F., BLANC, Y. y ROBERT, P.A.: “Measurement of stand-sit and sit-stand transitions using a miniature gyroscope and its application in fall risk evaluation in the elderly”. *IEEE Trans Biomed Eng* (2002), vol. 48(8): págs. 843-51.
- [NT05] NAKASE-THOMPSON, R., MANNING, E., SHERER, M., YABLON, S.A., GONTKOVSKY, S.L. y VICKERY, C.: “Brief assessment of severe lan-

- guage impairments: initial validation of the Mississippi aphasia screening test”. *Brain Injury* (2005), vol. 19: págs. 685-691.
- [Nar10] NARDONE, A., GODI, M., ARTUSO, A. y SCHIEPPATI, M.: “Balance rehabilitation by moving platform and exercises in patients with neuropathy or vestibular deficit”. *Arch Phys Med Rehabil* (2010), vol. 91: págs. 1869-1877.
- [Nec08] NECKEL, N.D., BLONIEN, N., NICHOLS, D. e HIDLER, J.: “Abnormal joint torque patterns exhibited by chronic stroke subjects while walking with a prescribed physiological gait pattern”. *J Neuroeng Rehabil* (2008), vol. 5(19).
- [Nei12] NEIL, A., ENS, S., PELLETIER, R., JARUS, T. y RAND, D.: “Sony PlayStation EyeToy elicits higher levels of movement than the Nintendo Wii: implications for stroke rehabilitation”. *Eur J Phys Rehabil Med* (2012), vol.
- [Nei94] NEISTADT, M.E.: “The effects of different treatment activities on functional fine motor coordination in adults with brain injury”. *Am J Occup Ther* (1994), vol. 48(10): págs. 877-82.
- [Nil13] NILSAGARD, Y.E., FORSBERG, A.S. y KOCH, L. von: “Balance exercise for persons with multiple sclerosis using Wii games: a randomised, controlled multicentre study”. *Mult Scler* (2013), vol. 19(2): págs. 209-16.
- [Opt] *Optitrack Cameras* <http://www.naturalpoint.com/optitrack/>. 2004.
- [Ora] *Orad* <http://www.orad.tv/en/page.asp?id=113>. 2008.
- [Org06] ORGANIZATION, WORLD HEALTH: *World Health Organization, "Neurological disorders report web. Neurological Disorders, Public*. Vol. 3. 1. 2006: págs. 164-176.
- [Pag03] PAGE, S. y LEVINE, P.: “Forced use after TBI: promoting plasticity and function through practice”. *Brain Inj* (2003), vol. 17(8): págs. 675-84.
- [Paj08] PAJALA, S., ERA, P., KOSKENVUO, M., KAPRIO, J., TORMAKANGAS, T. y RANTANEN, T.: “Force platform balance measures as predictors of indoor and outdoor falls in community-dwelling women aged 63-76 years”. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* (2008), vol. 63(2): págs. 171-8.

- [Pat] *Patriot Wireless* http://www.polhemus.com/?page=Motion_PATRIOT%20Wireless.
- [Pel12] PELOSIN, E., AVANZINO, L., TROMPETTO, C., MARINELLI, L., MARCHESE, R. y ABBRUZZESE, G.: "A game-console to improve balance in Parkinson Disease: preliminary results using the Nintendo Wii". *Italian Journal of Physiotherapy* (2012), vol. 2(2): págs. 45-9.
- [Per10] PERLMUTTER, S., LIN, F. y MAKHSOUS, M.: "Quantitative analysis of static sitting posture in chronic stroke". *Gait Posture* (2010), vol. 32(1): págs. 53-6.
- [Pod91] PODSIADLO, D. y RICHARDSON, S.: "The time "up and go": a test of basic functional mobility for frail elderly persons". *J Am Geriatr Soc* (1991), vol. 39: págs. 142-148.
- [Pri07] PRIDMORE, T., COBB, S., HILTON, D., GREEN, J. y EASTGATE, R.: "Mixed reality environments in stroke rehabilitation: Interfaces across the real/virtual divide". *International Journal on Disability and Human Development* (2007), vol. 6(1): págs. 87-96.
- [Qua] *Qualisys. Sistemas ópticos* <http://www.qualisys.com>.
- [Rab12] RABIN, B.A., BURDEA, G.C., ROLL, D.T., HUNDAL, J.S., DAMIANI, F. y POLLACK, S.: "Integrative rehabilitation of elderly stroke survivors: the design and evaluation of the BrightArm". *Disabil Rehabil Assist Technol* (2012), vol. 7(4): págs. 323-35.
- [Ran08] RAND, D., KIZONY, R. y WEISS, P.T.L.: "The Sony PlayStation II EyeToy: low-cost virtual reality for use in rehabilitation". *Journal of neurologic physical therapy* (2008), vol.: págs. 155-63.
- [Raz12] RAZALI, M., TOMARI, M.D., KOBAYASHI, Y. y KUNO, Y.: "Development of Smart Wheelchair System for a User with Severe Motor Impairment". *Procedia Engineering* (2012), vol. 41: págs. 538-546.
- [RM03] REHABILITATION MEDICINE, BRITISH SOCIETY of: *Rehabilitation following acquired brain injury*. National Clinical Guidelines Royal College of Physicians, 2003.
- [Rei07] REITMAYR, G., EADE, E. y DRUMMOND, T.: "Semi-automatic Annotations in Unknown Environments". *The Sixth IEEE and ACM International Symposium on Mixed and Augmented Reality*. 2007.

- [Rib12] RIBAUPIERRE, S. de y WILSON, T.D.: “Construction of a 3-D anatomical model for teaching temporal lobectomy”. *Comput Biol Med* (2012), vol. 42(6): págs. 692-6.
- [Riz05] RIZZO, A. y JOUNGHYUN KIM, G.: “A SWOT analysis of the field of virtual reality rehabilitation and therapy”. *Presence: Teleoper. Virtual Environ* (2005), vol. 14(2): págs. 119-146.
- [Riz06] RIZZO, A., PAIR, J., GRAAP, K., MCNERNEY, P., WIEDERHOLD, B., WIEDERHOLD, M. y SPIRA, J.: “A Virtual Reality Exposure Therapy Application for Iraq War Military Personnel with Post Traumatic Stress Disorder: From Training to Toy to Treatment”. *Novel Approaches to the Diagnosis and Treatment of Posttraumatic Stress Disorder*. 2006.
- [Riz07] RIZZO, A., GRAAP, K., MCLAY, R.N., PERLMAN, K., ROTHBAUM, B., REGER, G., PARSONS, T., DIFEDE, J. y PAIR, J.: “Virtual Iraq: Initial Case Reports from a VR Exposure Therapy Application for Combat-Related Post Traumatic Stress Disorder”. *Virtual Rehabilitation*. 2007: págs. 124-130.
- [Sap10] SAPOSNIK, G., TEASELL, R., MAMDANI, M., HALL, J., MCILROY, W., CHEUNG, D., THORPE, K.E., COHEN, L.G. y BAYLEY, M.: “Effectiveness of virtual reality using Wii gaming technology in stroke rehabilitation: a pilot randomized clinical trial and proof of principle”. *Stroke* (2010), vol. 41: págs. 1477-1484.
- [Sap11] SAPOSNIK, G. y LEVIN, M.: “Virtual Reality in Stroke Rehabilitation: A Meta-Analysis and Implications for Clinicians”. *Stroke* (2011), vol. 42(5): págs. 1380-1386.
- [Sat] *Satel* www.satel-posture.com/.
- [Sat99] SATO, I., SATO, Y. e IKEUCHI, K.: “Acquiring a radiance distribution to superimpose virtual objects onto a real scene”. *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics* (1999), vol. 5(1): págs. 1-12.
- [Sch06a] SCHONBERGER, M., HUMLE, F. y TEASDALE, T.W.: “Subjective outcome of brain injury rehabilitation in relation to the therapeutic working alliance, client compliance and awareness”. *Brain Inj* (2006), vol. 20(12): págs. 1271-82.

- [Sch06b] SCHONBERGER, M., HUMLE, F. y TEASDALE, T.W.: “The development of the therapeutic working alliance, patients awareness and their compliance during the process of brain injury rehabilitation”. *Brain Inj* (2006), vol. 20(4): págs. 445-54.
- [Sey02] SEYMOUR, N.E., GALLAGHER, A.G., ROMAN, S.A., OBRIEN, M.K., BANSAL, V.K., ANDERSEN, D.K. y SATAVA, R.M.: “Virtual Reality Training Improves Operating Room Performance: Results of a Randomized, Double-Blinded Study”. *Annals of Surgery* (2002), vol. 236(4): págs. 458-64.
- [Sha05] SHAW, S.E., MORRIS, D.M., USWATTE, G., MCKAY, S., MEYTHALER, J.M. y TAUB, E.: “Constraint-induced movement therapy for recovery of upper-limb function following traumatic brain injury”. *J Rehabil Res Dev* (2005), vol. 42(6): págs. 769-78.
- [Shi13] SHIBAN, Y., PAULI, P. y MÜHLBERGER, A.: “Effect of multiple context exposure on renewal in spider phobia”. *Behaviour Research and Therapy* (2013), vol. 51(2): págs. 68-74.
- [Shi12] SHIH, C.H., CHEN, L.C. y SHIH, C.T.: “Assisting people with disabilities to actively improve their collaborative physical activities with Nintendo Wii Balance Boards by controlling environmental stimulation”. *Res Dev Disabil* (2012), vol. 33: págs. 39-44.
- [Shi10] SHIROMA, E.J., FERGUSON, P.L. y PICKELSIMER, E.E.: “Prevalence of Traumatic Brain Injury in an Offender Population: A Meta-Analysis”. *Journal of Head Trauma Rehabilitation* (2010), vol. 27(3): págs. 1-10.
- [Sim98] SIMARD, M.: “The mini-mental state examination: strengths and weaknesses of a clinical instrument”. *The Canadian Alzheimer Disease Review* (1998), vol.
- [Sim10] SIMS, N.R. y MUYDERMAN, H.: “Mitochondria, oxidative metabolism and cell death in stroke”. *Biochimica Biophysica Acta* (2010), vol. 1802(1): págs. 80-91.
- [Sim97] SIMSARIAN, K.T. y ÅKESSON, K.P.: “Windows on the World: An example of Augmented Virtuality”. *Interfaces 97: Man-Machine Interaction*. 1997.

- [Siv09] SIVAK, M., MAVROIDIS, C. y HOLDEN, M.K.: “Design of a low cost multiple user virtual environment for rehabilitation (MUVER) of patients with stroke”. *Stud Health Technol Inform* (2009), vol. 142: págs. 319-24.
- [Sla12] SLABODA, J.C. y KESHNER, E.A.: “Reorientation to vertical modulated by combined support surface tilt and virtual visual flow in healthy elders and adults with stroke”. *J Neurol* (2012), vol. 259(12): págs. 2664-72.
- [Sla13] SLABODA, J.C., LAUER, R.T. y KESHNER, E.A.: “Postural Responses of Adults With Cerebral Palsy to Combined Base of Support and Visual Field Rotation”. *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on* (2013), vol. 21(2): págs. 218-224.
- [Sob11] SOBERA, M., SIEDLECKA, B. y SYCZEWSKA, M.: “Posture control development in children aged 2-7 years old, based on the changes of repeatability of the stability indices”. *Neurosci Lett* (2011), vol. 491: págs. 13-17.
- [Soy07] SOYUER, F. y OZTURK, A.: “The effect of spasticity, sense and walking aids in falls of people after chronic stroke”. *J Disabil Rehabil* (2007), vol. 29: págs. 679-687.
- [Ste02] STEFFEN, T.M., HACKER, T.A. y MOLLINGUER, L.: “Age and gender-related test performance in community-dwelling elderly people: six-minute walk test, Berg balance scale, timed up and go test, and gait speeds”. *Phys Ther* (2002), vol. 82: págs. 128-137.
- [SEI09] STROKE (EROS) INVESTIGATORS, EUROPEAN REGISTERS of, HEUSCHMANN, P.U., DI CARLO, A., BEJOT, Y., RASTENYTE, D., RYGLEWICZ, D., SARTI, C., TORRENT, M. y WOLFE, C.D.: “Incidence of stroke in Europe at the beginning of the 21st century”. *Stroke* (2009), vol. 40(5): págs. 1557-63.
- [Tag06] TAGLIAFERRI, F., COMPAGNONE, C., KORSIC, M., SERVADEI, F. y KRAUS, J.: “A systematic review of brain injury epidemiology in Europe”. *Acta Neurochirurgica* (2006), vol. 148: págs. 255-68.
- [Tak10] TAKARA, K., GASPAR, M.I., METRING, N.L., MATEUS-VASCONCELOS, E.C., CLIQUET, A.JR. y ABREU, D.C.: “Evaluation of the influence of different types of seats on postural control in individuals with paraplegia”. *Spinal Cord* (2010), vol. 44(11): págs. 825-7.

- [Tat12] TATLA, S.K., RADOMSKI, A., CHEUNG, J., MARON, M. y JARUS, T.: “Wii-habilitation as balance therapy for children with acquired brain injury”. *Dev Neurorehabil* (2012), vol.
- [Tea02] TEASELL, R., MCRAE, M., FOLEY, N. y BHARDWAJ, A.: “The incidence and consequences of falls in stroke patients during inpatient rehabilitation: factors associated with high risk”. *Arch Phys Med Rehabil* (2002), vol. 83: págs. 329-333.
- [Eye] *The Eye of Judgment* <http://www.eyeofjudgment.com/>.
- [Tra] *TrakSTAR* <http://www.ascension-tech.com/medical/trakSTAR.php>.
- [Ust11] USTINOVA, K.I., LEONARD, W.A., CASSAUAUGH, N.D. e INGERSOLL, C.D.: “Development of a 3D immersive videogame to improve arm-postural coordination in patients with TBI”. *J Neuroeng Rehabil* (2011), vol. 8(61).
- [Ver08] VERAS, E.J., DE LAURENTIS, K.J. y DUBEY, R.: “Design and implementation of visual-haptic assistive control system for virtual rehabilitation exercise and teleoperation manipulation”. *Conf Eng Med Biol Soc*. 2008: págs. 4290-3.
- [Ver05] VERPLANCKE, D., SNAPE, S., SALISBURY, C.F., JONES, P.W. y WARD, A.B.: “A randomized controlled trial of botulinum toxin on lower limb spasticity following acute acquired severe brain injury”. *Clin Rehabil* (2005), vol. 19(2): págs. 117-25.
- [Ver07] VERSCHUREN, O., KETELAAR, M., TAKKEN, T., VAN BRUSSEL, M., HELDERS, P.J. y GORTER, J.W.: “Reliability of hand-held dynamometry and functional strength tests for the lower extremity in children with cerebral palsy”. *Arch Phys Med Rehabil* (2007), vol. 88: págs. 32-36.
- [Vica] *ViconBonita. Sistema óptico* <http://www.vicon.com/products/bonita.html>.
- [Vich] *ViconMX. Sistema óptico* <http://www.vicon.com/products/viconmx.html>.
- [Visa] *Vistamedical* <http://www.pressuremapping.com/index.cfm?pageid=2>.

- [Visb] *VisualEyes* <http://www.evl.uic.edu/core.php?mod=4&type=1&indi=134>. 2012.
- [Vtp] *VTPlayer* <http://www.dcs.gla.ac.uk/~eve/TactonsWebsite/pin.html>.
- [Wag05] WAGNER, D., PINTARIC, T., LEDERMANN, F. y SCHMALSTIEG, D.: "Towards Massively Multi-User Augmented Reality on Handheld Devices". *Third International Conference on Pervasive Computing*. 2005.
- [Wag07] WAGNER, D., SCHMALSTIEG, D. y MARK, B.: "Handheld AR for Collaborative Edutainment". *16th International Conference on Artificial Reality and Teleexistence*. 2007.
- [Wal09] WALLACH, H.S., SAFIR, M.P. y BAR-ZVI, M.: "Virtual reality cognitive behavior therapy for public speaking anxiety: a randomized clinical trial". *Behav Modif* (2009), vol. 33: págs. 314-338.
- [Wei04] WEISS, P., DEBBIE, R., NOOMI, K. y KIZONY, R.: "Video capture virtual reality as a flexible and effective rehabilitation tool". *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* (2004), vol. 1(12).
- [Why11] WHYTE, E., SKIDMORE, E., AIZENSTEIN, H., RICKER, J. y BUTTERS, M.: "Cognitive impairment in acquired brain injury: a predictor of rehabilitation outcomes and an opportunity for novel interventions". *Physical Medicine and Rehabilitation* (2011), vol. 3(6 Suppl 1): S45-51.
- [Wiia] *Wii Balance Board* <http://www.nintendo.es/index.html>.
- [Wiib] *Wii remote* <http://www.nintendo.com/wii>.
- [Wim08] WIMMER, F., BICHLMEIER, C., HEINING, S.M. y NAVAB, N.: "Creating a Vision Channel for Observing Deep-Seated Anatomy in Medical Augmented Reality". *Bildverarbeitung fuer die Medizin*. 2008.
- [Wol01] WOLF, S.L., CATLIN, P.A., ELLIS, M., ARCHER, A.L., MORGAN, B. y PIACENTINO, A.: "Assessing Wolf Motor Function Test as outcome measure for research in patients after stroke". *Stroke* (2001), vol. 32: págs. 1635-9.
- [Xse] *Xsens Dynamics Technologies* <http://www.xsens.com/>.

- [Yan08] YANG, G., JONES, L. y KWON, D.: "Use of Simulated Thermal Cues for Material Discrimination and Identification with a Multi-Fingered Display". *Presence: Teleoperators and Virtual Environments* (2008), vol. 17(1): págs. 29-42.
- [Yav08] YAVUZER, G., SENEL, A., ATAY, M.B. y STAM, H.J.: "Playstation eyetoy games improve upper extremity-related motor functioning in subacute stroke: a randomized controlled clinical trial". *European journal of physical and rehabilitation medicine* (2008), vol. 44: págs. 237-44.
- [Yeh12] YEH, S.C., TSAI, C.F., CHEN-FANG, Y. y HUANG, T.C.: "Compare virtual reality and augmented reality systems for claustrophobia from HRV". *ITS Telecommunications (ITST)*. 2012: págs. 155-159.
- [Yok07] YOKOTA, H., YAMAMOTO, A., YAMAMOTO, H. e HIGUCHI, T.: "Producing Softness Sensation on an Electrostatic Texture Display for Rendering Diverse Tactile Feelings". *EuroHaptics Conference, and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems*. 2007: págs. 427-436.
- [You05] YOU, S.H., JANG, S.H., KIM, Y.H., HALLETT, M., AHN, S.H., KWON, Y.H., KIM, J.H. y LEE, M.Y.: "Virtual reality-induced cortical reorganization and associated locomotor recovery in chronic stroke: an experimenter-blind randomized study". *Stroke* (2005), vol. 36: págs. 1166-1171.
- [Zho05] ZHOU, H. y HU, H.: "Inertial motion tracking of human arm movements in stroke rehabilitation". *Mechatronics and Automation, IEEE International Conference*. Vol. 3. 2005: págs. 1306-1311.
- [Zho06] ZHOU, H., HU, H. y TAO, Y.: "Inertial measurements of upper limb motion". *Med Biol Eng Comput* (2006), vol. 44(6): págs. 479-87.
- [Zho07] ZHOU, H. y HU, H.: "Inertial sensors for motion detection of human upper limbs". *Sensor Review* (2007), vol. 27(2): págs. 151-158.
- [Zho08] ZHOU, H. y HU, H.: "Human motion tracking for rehabilitation A survey". *Biomedical Signal Processing and Control* (2008), vol. 3(1): págs. 1-18.
- [Zij12] ZIJLSTRA, A., MANCINI, M., LINDEMANN, U., CHIARI, L. y ZIJLSTRA, W.: "Sit-stand and stand-sit transitions in older adults and patients with Parkinson's disease: event detection based on motion sensors versus force plates". *J Neuroeng Rehabil* (2012), vol. 9(75).

- [Zim12] ZIMMERLI, L., KREWER, C., GASSERT, R., MULLER, F., RIENER, R. y LUNENBURGER, L.: “Validation of a mechanism to balance exercise difficulty in robot-assisted upper-extremity rehabilitation after stroke”. *J Neuroeng Rehabil* (2012), vol. 3.
- [Zla02] ZLATANOVA, S.: “Augmented Reality Technology. Delft, Section GIS technology”. *Faculty of Civil Engineering and Geosciences* (2002), vol. 17.