UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE MADRID

ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR DE INGENIEROS DE
TELECOMUNICACIÓN

**Métodos para la evaluación motora objetiva
de pacientes con daño cerebral adquirido
en neurorrehabilitación funcional**

TESIS DOCTORAL

Mailin Adriana Villán Villán

Ingeniera Biomédica

Madrid 2018

Departamento de Tecnología Fotónica y Bioingeniería

Grupo de Bioingeniería y Telemedicina

E.T.S.I. de Telecomunicación

UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE MADRID

**Métodos para la evaluación motora objetiva
de pacientes con daño cerebral adquirido
en neurorrehabilitación funcional**

TESIS DOCTORAL

Autora:

Mailin Adriana Villán Villán

Directores:

Enrique J Gómez Aguilera

Josep Medina Casanovas

Madrid, marzo 2018

Tribunal nombrado por el Magnífico y Excelentísimo Sr. Rector de la Universidad
Politécnica de Madrid, el día 22 de marzo de 2018

Presidente:	Dra. María Elena Hernando Pérez	Doctora en Ingeniería de Telecomunicación Profesora Titular de Universidad Universidad Politécnica de Madrid
Secretaria:	Dra. Patricia Sánchez González	Doctora en Ingeniería de Telecomunicación Profesora Ayudante Doctor Universidad Politécnica de Madrid
Vocales:	Dra. Ana de los Reyes Guzmán	Doctora en Ingeniería Biomédica Ingeniero Superior Investigación Hospital Nacional de paraplégicos
	Dr. José M. Tormos Muñoz	Doctor en Medicina Coordinador de Investigación Institut Guttmann Hospital de Neurorehabilitación
	Dr. César Cáceres Taladriz	Doctor en Ingeniería de Telecomunicación Profesor Contratado Doctor Universidad Rey Juan Carlos
Suplentes:	Dña. M Paula de Toledo Heras	Doctora en Ingeniería de Telecomunicación Profesora Titular Universidad Carlos III de Madrid
	Dña. Silvia Jiménez Fernández	Doctora en Ingeniería de Telecomunicación Profesora Titular Universidad de Alcalá

Realizado el acto de defensa y lectura de la tesis doctoral el día 22 de marzo de 2018 en Madrid, se acuerda otorgarle la calificación de:

PRESIDENTE

VOCALES:

SECRETARIO:

Agradecimientos

Cuando decidí emprender el camino de la realización de una tesis doctoral, sabía que iba a ser difícil y que tendría que sacrificar muchas cosas. Los inicios y el final han sido la parte más dura. Me encontré con dificultades que no era capaz de imaginar antes de iniciar el desarrollo de mi tesis, pero afortunadamente también encontré a muchas personas, que de una manera directa o indirecta, me han ayudado a seguir caminando sin mirar atrás y es a ellas a quién dedico estas palabras.

Lo primero de todo es agradecer a mis directores de Tesis, Enrique Gómez y Josep Medina. Gracias Enrique por la confianza que ha depositado en mí y por darme la oportunidad de formar parte del GBT y por permitirme descubrir los nuevos horizontes hacia donde se dirige el campo de la bioingeniería. Gracias Pep por tu disposición, tu confianza, por hacer posible y agradable el trabajo y por guiarme en los aspectos clínicos de la Tesis.

Quiero agradecer también a todo el equipo de investigadores del Institut Guttmann, por su trabajo y colaboración durante estos años, y en especial a Josep María Tormos, Eloy Opisso y Cristina Martín. Gracias Xema por tu participación en esta investigación, por compartir tus conocimientos y por tus ideas innovadoras. Gracias Eloy por saber mover las fichas adecuadas para hacer el trabajo de la mejor manera. Gracias Cristina por compartir conmigo tu conocimiento durante largas horas de laboratorio. También Gracias a María Almenara, a Carlos Molleja y a Ignasi Soriano porque su colaboración ha sido fundamental en el desarrollo de la Tesis. A todos los que voluntariamente participaron en el desarrollo del estudio experimental de la Tesis y en general a todo el equipo de investigación y de neurorrehabilitación.

Por supuesto agradecer a mis compañeras y compañeros del GBT a los que están y a los que un día formaron parte de él. Gracias a los que continúan aportando lo mejor de sí en el día a día del trabajo. Gracias Elena, César, Gema, Paloma, Carmen, Nacho. A Paty por toda tu ayuda y sugerencias para mejorar mi trabajo durante el último año. A Jose I, por toda su colaboración, escucha y sus consejos. A Jose T, por estar atento a los detalles. A Julio, por su dedicación en el trabajo. A Jorge, por su habilidad para saber de todo. A Diego y Alex por recordarme mis inicios. A Nacho (Jipi), por ayudarme a resolver siempre mis dudas sobre trámites y papeles y a todos los que me dejo en el tintero. También a las personas que han pasado por el GBT y han dejado una huella. Especialmente a Rodrigo Pérez, Guadalupe Cortina y Violeta Martín. Gracias Rodrigo por compartirme tus conocimientos e ideas, por guiarme, por tu tiempo y por enseñarme que el motor de la vida es la motivación de lo que haces. Gracias Lupita por ser mi amiga dentro y fuera de la escuela, por tus consejos y los días compartidos. Gracias Violeta por ser mi amiga y darme la oportunidad de conocer el carisma Idente.

En pocas palabras gracias a todos y todas porque aquí no solo he sido estudiante de doctorado, sino que he crecido como profesional y como persona.

Gracias a mis amigos más cercanos en Madrid. A Javier Luzón, por tus consejos siempre acertados. A María Jesús, por tus cuidados maternos. A Antonio, por tu organización y por coordinar todos los viajes. A Mariel, por tus comentarios coherentes. A Marcelo, por tus barbacoas. A Lourditas, por su gran responsabilidad. A Pilar, por tu bello regalo que me acompaña todos los días. A Gaby, por tu sentido del humor. A las misioneras y misioneros Identes, especialmente a Caty, Mara y María Fernanda, por enseñarme el verdadero camino que debo seguir para alcanzar mi máxima aspiración.

Gracias a mis amigos más cercanos en otros países. A Olga Lidia Hernández, por siempre estar, sin importar la hora y el motivo. A Diana Rodríguez, por iniciar este camino conmigo y acompañarme en uno de los momentos más importantes de mi vida. A Jhoanna Frías, por todos los momentos y experiencias compartidas. A Viviana Ramírez y Catalina Rivera, por ser mis amigas desde la época del cole.

Gracias a mi familia. Gracias mami por tus oraciones, cariño y compañía desde la distancia. Gracias papi, por tu siempre escucha, apoyo, correcciones y sentido de responsabilidad. A mi hermana, por tu ejemplo, tenacidad, perseverancia en el día a día y por ser la principal responsable de que yo haya llegado un día a España. A mi cuñado, por su servicio, ayuda y cuidados. A mi bella sobrina porque a su corta edad me enseña a disfrutar la vida con alegría, sencillez y amor.

Por último, pero no menos importante, gracias a mi esposo Jesús, por permitirme ser su compañera de vida, por ser el principal motivador de mi día a día, por su entrega y ayuda incondicional, por compartirme todos sus conocimientos, por su apoyo, por su paciencia, por su amor. Gracias Jesús, sin ti todo esto habría sido casi imposible.

Hay bajo el sol un momento para todo, y un tiempo para hacer cada cosa: tiempo para plantar, y tiempo para cosechar. Eclesiastés 3, 1-2b.

A Dios

A Jesús, mi esposo

A mis padres, hermana, sobrina y cuñado

Resumen

El Daño Cerebral Adquirido (DCA) es una alteración de la actividad neuronal en áreas del cerebro que ocurre después del nacimiento. Las secuelas tras un episodio de DCA pueden ser motoras, cognitivas, sociales, entre otras, que pueden transformar la vida de los pacientes en los ámbitos educativo, laboral y familiar. Las causas del DCA pueden ser traumáticas y no traumáticas, siendo las más comunes el Accidente Cerebrovascular (ACV) o Ictus y el Traumatismo Craneoencefálico (TCE). El ACV es la segunda causa de muerte y la principal causa de discapacidad a largo plazo a nivel mundial. La organización mundial de la salud estima que para el año 2020 el TCE adelantará a muchas enfermedades para colocarse a la cabeza como principal causa de discapacidad.

La neurorrehabilitación es un proceso clínico complejo dirigido a restituir, minimizar y/o compensar las alteraciones, físicas y cognitivas, en las personas discapacitadas como consecuencia de una lesión del sistema nervioso. La neurorrehabilitación es la principal alternativa para reducir el impacto de los déficits derivados de las lesiones cerebrales. En el área funcional o física, la neurorrehabilitación busca que los pacientes puedan alcanzar la máxima recuperación integral posible y la capacidad para realizar actividades de la vida diaria necesarias para desarrollar una vida independiente, relacionadas con la manipulación de objetos del entorno en las que la extremidad superior (ES) está directamente implicada. La gran variedad de movimientos y la complejidad de la ES hace que sea necesario el desarrollo de métodos de evaluación objetivos que permitan identificar con exactitud la mejora de los pacientes en la ejecución de movimientos.

La evaluación motora de la ES de pacientes con DCA se realiza habitualmente mediante test clínicos subjetivos. Estos test se caracterizan por ser altamente dependientes de los criterios y experiencia del examinador, así como de factores del entorno que pueden alterar los resultados. La evaluación Fugl-Meyer (EFM) es uno de los test estandarizados más usados tanto en la práctica clínica como en estudios de investigación. La EFM tiene por objetivo evaluar el desempeño físico de los pacientes con DCA.

El creciente número de sujetos con DCA y la falta de herramientas de valoración objetiva estandarizada, hace necesaria la creación de nuevos métodos que permitan modelar, cuantificar, evaluar e interpretar de manera detallada y precisa el movimiento de la ES. El objetivo principal de la Tesis es desarrollar una nueva metodología de evaluación motora objetiva basada en la evaluación Fugl-Meyer de la ES en pacientes con daño cerebral adquirido.

La metodología de los trabajos utilizada y los resultados alcanzados en la Tesis Doctoral son los siguientes:

- 1. Modelado de la evaluación Fugl-Meyer.** Como primera parte de esta investigación, se realiza el modelado y formalización del conocimiento asociado a la ejecución de los movimientos de la EFM de la ES. El modelado de la EFM permite la generación de modelos cinemáticos de referencia usados como línea base para el análisis de movimientos patológicos.
- 2. Cuantificación de los movimientos de la evaluación Fugl-Meyer.** Se diseña, desarrolla y valida la metodología para la cuantificación del movimiento de sujetos sanos y de pacientes. Esta metodología se basa en la definición y el cálculo de métricas cinemáticas para la obtención de parámetros que caracterizan el movimiento. La cuantificación de los movimientos permite dos resultados principales: en primer lugar, la discriminación entre movimientos realizados por sujetos sanos y por pacientes. En segundo lugar, la definición del perfil disfuncional a partir de parámetros de movimiento que caracterizan la función motora de cada paciente.
- 3. Evaluación motora objetiva de la extremidad superior.** Se diseña, desarrolla y valida la metodología de evaluación motora objetiva de los movimientos de la EFM de la ES realizados por pacientes con DCA. Esta metodología se basa en el cálculo de la puntuación de los parámetros de movimiento de los pacientes mediante el algoritmo implementado para este fin. Por tanto, la evaluación motora objetiva de la ES permite estimar de manera automática un score por cada movimiento de la EFM y un score global para todos los movimientos.
- 4. Interpretación del score global objetivo.** Se realiza un análisis granular de los scores estimados por el algoritmo de evaluación, que permite la interpretación de la función motora de la ES de los pacientes con DCA. La interpretación se realiza con un nivel de detalle superior al disponible usando solo retroalimentación visual.

Los resultados obtenidos han permitido alcanzar los objetivos planteados en la Tesis. Los métodos de evaluación motora objetiva de la ES en pacientes con DCA permiten mejorar los modelos actuales de neurorrehabilitación motora. Por tanto, los métodos propuestos pueden aumentar la precisión del diagnóstico y lograr una rehabilitación física más personalizada, basada en la evidencia y potencialmente efectiva de los pacientes con DCA.

Abstract

The acquired brain injury (ABI) is an alteration of neuronal activity in areas of the brain that occurs after birth. The sequels after an episode of ABI can be motor, cognitive, social, among others, which can transform lives of patients in the educational, work and family environments. ABI can be caused by a traumatic or non-traumatic injury. The most common ABIs are cerebrovascular disease (stroke) and traumatic brain injury (TBI). Stroke is the second most common cause of death and is a major cause of long-term disability worldwide. The World Health Organization estimates that by the year 2020 the TBI will overtake many diseases to take the lead as the main cause of disability.

The main objectives of physical neurorehabilitation are to restore and to compensate deficits to achieve maximum functional capacity, facilitating independence and reintegration in the family and social environments. Neurorehabilitation is a complex clinical process aimed at restoring, minimizing and/or compensating the alterations, physical and cognitive, in people with disabilities because of a nervous system injury. Neurorehabilitation is the main alternative, to reduce the impact of deficits derived from brain injuries. In the functional or physical area, neurorehabilitation looking at patients can achieve the maximum possible full recovery and the capacity to perform activities of daily life required for an independent life, in terms of the handling of objects in the environments in which the upper extremity (UE) is directly involved. The great variety of movements and the complexity of the UE makes it necessary to develop objective assessment methods that allow to accurately detect the improvement of patients in the movements execution.

UE motor assessment of patients with ABI is usually done through subjective clinical tests. These tests are highly dependent on the examiner's criteria and experience, as well as environmental factors that may alter the results. The Fugl-Meyer assessment (FMA) is one of the most used standardized tests both in clinical practice and in research. The aim of the FMA is to evaluate the physical performance of patients with ABI.

The growing number of subjects with ABI and the lack of standardized objective assessment tools, make necessary to create new methods that allow to model, quantify, evaluate and interpret the UE movement in a detailed, accurate and reliable way. The main goal of this Thesis is to develop a novel objective motor assessment methodology based on the Fugl-Meyer assessment of the UE of patients with acquired brain damage.

This PhD Thesis has achieved the following results:

1. **Fugl-Meyer assessment modeling:** first part of this research is the modeling and formalization of the knowledge associated to the execution of the FMA movements of the UE. The FMA modeling allows the generation of reference kinematic models used as a baseline for the analysis of pathological movements.
2. **Quantification of the Fugl-Meyer assessment movements.** The methodology for the quantification of the movement of healthy subjects and patients is designed, developed and validated. This methodology is based on the definition and calculation of kinematic metrics to obtain parameters that characterize the movement. The quantification of the movements allows two main results: first, the discrimination between movements made by healthy subjects and by patients. Secondly, the definition of the dysfunctional profile from movement parameters that characterize the motor function of each patient.
3. **Objective motor assessment of the upper extremity.** The methodology of objective motor assessment of the FMA movements of the ES performed by patients with ABI is designed, developed and validated. This methodology is based on the calculation of the score of the movement parameters of patients by using the algorithm implemented for this purpose. Therefore, the objective motor assessment of the UE allows to automatically estimate a score for each movement of the FMA and a global score for all movements.
4. **Interpretation of the global objective score.** A granular analysis of the scores estimated by the assessment algorithm is performed, which allows the interpretation of the UE motor function of patients with ABI. The interpretation is performed with a level of detail superior to that available using only visual feedback.

The results have allowed to reach the proposed objectives in this PhD Thesis. This Thesis provide a new objective assessment tool for therapists to help them improve the diagnostic accuracy and to achieve a more personalized, evidence based and potentially effective physical rehabilitation of brain injury patients.

Acrónimos

abdS	Abducción/aducción del hombro
ACV	Accidente Cerebrovascular
AVD	Actividad de la Vida Diaria
CC	Coeficiente de Correlación de Pearson
CIF	Clasificación Internacional del Funcionamiento, de la Discapacidad y de la Salud
DCA	Daño Cerebral Adquirido
DE	Desviación Estándar
divW	Desviación radiocubital de la muñeca
eldS	Elevación/depresión del hombro
ES	Extremidad Superior
EFM	Evaluación Fugl-Meyer
EFM-ES	Evaluación Fugl-Meyer de la Extremidad Superior
fexE	Flexión/extensión del codo
fexF	Flexión/extensión de los dedos
fexS	Flexión/extensión del hombro
fexW	Flexión/extensión de la muñeca
GBT	Grupo de Bioingeniería y Telemedicina
GdL	Grado de Libertad
IAM	Ítem Adaptado a la Métrica
IC	Intervalo de Confianza
INST	Instante
ISB	International Society of Biomechanics
MR	Modelo de Referencia
OM	Outcome Measure
OMA	Objective Motor Assessment
OMS	Organización Mundial de la Salud
PD	Perfil Disfuncional
PM	Parámetro de Movimiento
pronoE	Pronación/supinación del antebrazo
retaS	Retracción/antepulsión del hombro
RMSE	Root Mean Squared Error
ROM	Rango de Movimiento
rotS	Rotación interna/externa del hombro
Snp	Suavidad del número de nicos
SO	Score Objetivo
TCE	Traumatismo Craneoencefálico
UPM	Universidad Politécnica de Madrid
III MCP	3ª articulación metacarpofalángica
III DIP	3ª articulación interfalángica distal

Índice

CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN	1
1.1. Contexto clínico.....	1
1.1.1. El cerebro humano	1
1.1.2. Daño cerebral adquirido.....	4
1.2. Neurorrehabilitación del daño cerebral adquirido	9
1.2.1. Plasticidad cerebral	10
1.2.2. Fases de la rehabilitación	12
1.2.3. Modelo asistencial.....	13
1.3. Evaluación de la función motora.....	15
1.3.1. Test clínicos para la evaluación de la función motora	17
1.4. La tecnología al servicio de la evaluación motora	21
1.5. Justificación de la investigación	30
1.6. Organización de la tesis.....	33
CAPÍTULO 2. HIPÓTESIS Y OBJETIVOS.....	35
2.1. Hipótesis de investigación.....	35
2.2. Objetivos	37
CAPÍTULO 3. MODELADO DE LA EVALUACIÓN FUGL-MEYER	39
3.1. Introducción	39
3.2. Estado del arte	41
3.2.1. Análisis crítico del estado del arte.....	43
3.3. Metodología	44
3.3.1. Modelo biomecánico de la extremidad superior	45
3.3.2. Movimientos de la evaluación Fugl-Meyer	54
3.3.3. Generación de modelos de referencia	59
3.3.4. Métricas y parámetros de movimiento.....	60
3.3.5. Perfil disfuncional	64
3.4. Estudio experimental	65
3.4.1. Sujetos sanos	65
3.4.2. Sujetos con DCA.....	66

3.4.3.	Captura de datos	67
3.4.4.	Procedimiento	69
3.4.5.	Análisis estadístico.....	70
3.5.	Resultados	72
3.5.1.	Selección de capturas de movimiento	72
3.5.2.	Definición de eventos de inicio y final de los movimientos	75
3.5.3.	Generación de modelos de referencia	77
3.5.4.	Estructura del perfil disfuncional	89
3.5.5.	Diferencias entre los PMs de sujetos sanos y pacientes	92
3.6.	Discusión	112
CAPÍTULO 4. EVALUACIÓN MOTORA OBJETIVA.....		117
4.1	Introducción	117
4.2	Estado del arte	118
4.2.1.	Análisis crítico del estado del arte.....	119
4.3	Metodología	120
4.3.1.	Algoritmo de evaluación motora objetiva.....	120
4.3.2.	Interpretación del score objetivo global	127
4.4	Estudio experimental	128
4.4.1.	Validación	128
4.4.2.	Análisis estadístico.....	129
4.5	Resultados	131
4.5.1	Fase 1: validación con sujetos sanos	131
4.5.2	Fase 2: validación con pacientes	131
4.6	Discusión	137
CAPÍTULO 5. CONCLUSIONES Y TRABAJOS FUTUROS		141
5.1	Discusión de las hipótesis.....	141
5.2	Contribuciones principales de la tesis.....	145
5.2.1.	Aportaciones.....	145
5.2.2.	Publicaciones	146
5.3	Trabajos futuros	147
5.3.1.	Metodología de modelado de la evaluación Fugl-Meyer.....	147
5.3.2.	Cuantificación de los movimientos.....	148

5.3.3. Evaluación motora objetiva	149
5.3.4. Interpretación del score objetivo global.....	149
5.3.5. Integración de la metodología OMA con nuevas tecnologías aplicadas a la rehabilitación.....	150
BIBLIOGRAFÍA.....	153
ANEXO A. DIAGRAMAS DE FLUJO	167
A1. Diagrama de flujo del proceso de modelado de la evaluación Fugl-Meyer con sujetos sanos.....	167
A2. Diagrama de flujo del proceso de modelado de la evaluación Fugl-Meyer con pacientes	168
ANEXO B. MODELOS DE REFERENCIA.....	169
B1. Movimiento 2: Sinergia extensora	169
B2. Movimiento 3: Mano a la columna lumbar	171
B3. Movimiento 4: Flexión del hombro 0° - 90°	172
B4. Movimiento 5: Pronación – supinación. Codo a 90°.....	173
B5. Movimiento 6: Abducción del hombro 0° -90°	174
B6. Movimiento 7: Flexión del hombro 90° - 180°	175
B7. Movimiento 8: Pronación – supinación. Codo a 0°.....	176
B8. Movimiento 9: Repetida dorsiflexión / flexión volar. Codo a 90°	177
B9. Movimiento 10: Repetidas dorsiflexión / flexión volar. Codo a 0°.....	178
B10. Movimiento 11: Circunducción	179
B11. Movimiento 12: Flexión de los dedos	180
B12. Movimiento 13: Extensión de los dedos	180

Lista de Figuras

Figura 1 Anatomía del cerebro humano.....	1
Figura 2 Regiones anatómicas de la corteza cerebral relacionadas con el control motor.	3
Figura 3 Cambios plásticos tras un ACV. A) cerebro sano. B) Fase aguda y C) Fase post-aguda.	11
Figura 4 Material para el ARAT.	18
Figura 5 Material para el BBT	19
Figura 6 Sistema de captura de movimiento Qualysis.	23
Figura 7 Sistema de captura de movimiento Vicon.....	24
Figura 8 Sistema inercial inalámbrico G-walk.....	24
Figura 9 Laboratorio completo para análisis clínico BTS GAITLAB.	24
Figura 10 Plataforma robótica ANYMOV (horizontal).	25
Figura 11 Plataforma robótica ANYMOV (vertical).....	25
Figura 12 Microsoft Kinect.....	25
Figura 13 Robot InMotion ARM™.	27
Figura 14 Manipulador ReJoyce.....	28
Figura 15 Brazo ReJoyce.	28
Figura 16 Guante DG5-VHand 3.0.....	29
Figura 17 Sensor inercial Shimmer	29
Figura 18 Sistema de captura de movimiento Impulse (Phase Space).....	29
Figura 19 Institut Guttmann	31
Figura 20 Laboratorio de cinemática del Institut Guttmann	31
Figura 21 Fases de la integración realizada en la Tesis Doctoral.....	32
Figura 22 Visión general de las medidas de resultado (Murphy et al., 2015).	40
Figura 23 Estructura ósea de la extremidad superior	46
Figura 24 Segmentos del modelo biomecánico de la ES	46
Figura 25 Representación anatómica de la cintura escapular.....	46
Figura 26 Ejes y planos anatómicos	47
Figura 27 Elevación y depresión de la clavícula.....	48
Figura 28 Antepulsión y retropulsión de la clavícula (visión superior).....	48
Figura 29 Flexión de hombro	49
Figura 30 Extensión de hombro	49
Figura 31 Aducción de hombro.....	49
Figura 32 Abducción de hombro	49
Figura 33 Rotación interna de hombro con mano delante	49
Figura 34 Rotación interna de hombro con mano detrás	49
Figura 35 Rotación externa de hombro	49
Figura 36 Flexoextensión de codo	50
Figura 37 Pronación del antebrazo	50

Figura 38 Supinación del antebrazo	50
Figura 39 Flexión de muñeca	51
Figura 40 Extensión de muñeca	51
Figura 41 Desviación radial	51
Figura 42 Desviación cubital	51
Figura 43 Flexión de los dedos.....	51
Figura 44 Extensión de los dedos	51
Figura 45 Grados de libertad del modelo biomecánico de la ES	53
Figura 46 Modelo de referencia del GdL de aducción del hombro del movimiento sinergia flexora.....	60
Figura 47 Escenario de captura de datos con el sistema BTS SMART-D	67
Figura 48 Modelo bimanual de 17 puntos.....	69
Figura 49 Figura con Smart viewer	69
Figura 50 Laboratorio de cinemática del Institut Guttmann	70
Figura 51 Diagrama de flujo del modelado y de la cuantificación de los movimientos de la EFM.	72
Figura 52 Modelos de referencia del movimiento 1, sinergia flexora.....	78
Figura 53 Movimiento patrón de los MRs del movimiento 1.....	79
Figura 54 Movimiento patrón de los MRs del movimiento 2.....	80
Figura 55 Movimiento patrón de los MRs del movimiento 3.....	80
Figura 56 Movimiento patrón de los MRs del movimiento 4.....	81
Figura 57 Movimiento patrón de los MRs del movimiento 5.....	82
Figura 58 Movimiento patrón de los MRs del movimiento 6.....	83
Figura 59 Movimiento patrón de los MRs del movimiento 7.....	83
Figura 60 Movimiento patrón de los MRs del movimiento 8.....	84
Figura 61 Movimiento patrón de los MRs del movimiento 9.....	85
Figura 62 Movimiento patrón de los MRs del movimiento 10.....	86
Figura 63 Movimiento patrón de los MRs del movimiento 11.....	87
Figura 64 Movimiento patrón del MR del movimiento 12.....	87
Figura 65 Movimiento patrón del MR del movimiento 13.....	88
Figura 66 Diagrama entidad-relación de la base de datos del perfil disfuncional	92
Figura 67 Evolución angular de la flexión del codo del MR y de los pacientes en el movimiento 1.....	93
Figura 68 PMs de sujetos sanos y pacientes de la flexión del codo en el movimiento 1	94
Figura 69 Evolución angular de la extensión del codo del MR y de los pacientes en el movimiento 2.....	95
Figura 70 PMs de sujetos sanos y pacientes de la extensión del codo en el movimiento 2.....	95
Figura 71 Evolución angular de la flexión del hombro del MR y de los pacientes en el movimiento 3.....	96

Figura 72 PMs de sujetos sanos y pacientes de la flexión del hombro en el movimiento 3.....	96
Figura 73 Evolución angular de la flexión del hombro del MR y de los pacientes en el movimiento 4.....	97
Figura 74 PMs de sujetos sanos y pacientes de la flexión del hombro en el movimiento 4.....	98
Figura 75 Evolución angular de la pronosupinación del antebrazo del MR y de los pacientes en el movimiento 5	98
Figura 76 PMs de sujetos sanos y pacientes de la pronosupinación del antebrazo en el movimiento 5	99
Figura 77 Evolución angular de la abducción del hombro del MR y de los pacientes en el movimiento 6.....	100
Figura 78 PMs de sujetos sanos y pacientes de la abducción del hombro en el movimiento 6.....	100
Figura 79 Evolución angular de la flexión del hombro del MR y de los pacientes en el movimiento 7	101
Figura 80 PMs de sujetos sanos y pacientes de la flexión del hombro en el movimiento 7.....	101
Figura 81 Evolución angular de la pronosupinación del antebrazo del MR y de los pacientes en el movimiento 8	102
Figura 82 PMs de sujetos sanos y pacientes de la pronosupinación del antebrazo en el movimiento 8	103
Figura 83 Evolución angular de la dorsiflexión y flexión volar de la muñeca del MR y de los pacientes en el movimiento 9	104
Figura 84 PMs de sujetos sanos y pacientes de la dorsiflexión y flexión volar de la muñeca en el movimiento 9	104
Figura 85 Evolución angular de la dorsiflexión y flexión volar de la muñeca del MR y de los pacientes en el movimiento 10	105
Figura 86 PMs de sujetos sanos y pacientes de la dorsiflexión y flexión volar de la muñeca en el movimiento 10	105
Figura 87 Evolución angular de la flexión y extensión de muñeca del MR y de los pacientes en el movimiento 11	106
Figura 88 PMs de sujetos sanos y pacientes de la flexión y extensión de la muñeca en el movimiento 11	107
Figura 89 Índice de suavidad de los sujetos sanos y pacientes en el movimiento 11	107
Figura 90 Evolución angular de flexión de dedos del MR y de los pacientes en el movimiento 12.....	108
Figura 91 PMs de sujetos sanos y pacientes de flexión de dedos en el movimiento 12	109

Figura 92 Evolución angular de la extensión de dedos del MR y de los pacientes en el movimiento 13.....	109
Figura 93 PMs de sujetos sanos y pacientes de la extensión de dedos en el movimiento 13.....	110
Figura 94 Tiempo de ejecución del movimiento 14 de sujetos sanos y de pacientes.	111
Figura 95. Visión esquemática del algoritmo de evaluación motora objetiva.	120
Figura 96 Valores para los PMs de rango	122
Figura 97 A. Rotación externa del hombro de un paciente con PM de similitud positivo = 0.12. B. Elevación del hombro de un paciente con PM de similitud negativo = - 0.79	123
Figura 98 Valores para los PMs de desviación.....	124
Figura 99 Niveles de abstracción para la interpretación del score objetivo global	127
Figura 100 Interpretación de los scores de los ítems	128
Figura 101 Diagramas de flujo de la Evaluación Motora Objetiva y de la interpretación del Score Global	131
Figura 102 Scores de los pacientes en el movimiento 1.....	132
Figura 103 Scores de los pacientes en el movimiento 2.....	132
Figura 104 Scores de los pacientes en el movimiento 3.....	132
Figura 105 Scores de los pacientes en el movimiento 4.....	133
Figura 106 Scores de los pacientes en el movimiento 5.....	133
Figura 107 Scores de los pacientes en el movimiento 6.....	133
Figura 108 Scores de los pacientes en el movimiento 7.....	134
Figura 109 Scores de los pacientes en el movimiento 8.....	134
Figura 110 Scores de los pacientes en el movimiento 9.....	134
Figura 111 Scores de los pacientes en el movimiento 10.....	135
Figura 112 Scores de los pacientes en el movimiento 11.....	135
Figura 113 Scores de los pacientes en el movimiento 12.....	135
Figura 114 Scores de los pacientes en el movimiento 13.....	136
Figura 115 Scores de los pacientes en el movimiento 14.....	136
Figura 116 Score objetivo global de los pacientes	136
Figura 117 Diagrama de flujo del proceso de modelado de la evaluación Fugl-Meyer con sujetos sanos.....	167
Figura 118 Diagrama de flujo del proceso de modelado de la evaluación Fugl-Meyer con pacientes con DCA	168
Figura 119 Modelos cinemáticos del movimiento 2, sinergia extensora.....	170
Figura 120 Modelos cinemáticos del movimiento 3, mano a la columna lumbar ..	171
Figura 121 Modelos cinemáticos del movimiento 4, flexión del hombro 0° - 90°..	172
Figura 122 Modelos cinemáticos del movimiento 5, Pronación - supinación con codo a 90°	173

Figura 123 Modelos cinemáticos del movimiento 6, Abducción del hombro 0° - 90°	174
Figura 124 Modelos cinemáticos del movimiento 7, Flexión del hombro 90° - 180°	175
Figura 125 Modelos cinemáticos del movimiento 8, pronación - supinación con codo a 0°	176
Figura 126 Modelos cinemáticos del movimiento 9, repetida dorsiflexión /flexión volar - codo a 90°	177
Figura 127 Modelos cinemáticos del movimiento 10, repetidas dorsiflexión /flexión volar - codo a 0°	178
Figura 128 Modelos cinemáticos del movimiento 11, circunducción	179
Figura 129 Modelos cinemáticos del movimiento 12, flexión de dedos.....	180
Figura 130 Modelos cinemáticos del movimiento 13, extensión de dedos	180

Lista de Tablas

Tabla 1 Causas de ACV	6
Tabla 2 Etiología del DCA según sexo y edad	8
Tabla 3 Propiedades psicométricas de las escalas clínicas para la evaluación de la ES	20
Tabla 4 Características de los movimientos convencionales y seleccionados de la EFM	55
Tabla 5 Movimientos de la EFM-ES seleccionados, descripción, ítems y figuras.....	58
Tabla 6 Métricas cinemáticas y clasificación a la cual pertenecen.....	61
Tabla 7 Instantes evaluados en cada movimiento de la EFM.....	63
Tabla 8 Criterios de inclusión y exclusión de sujetos sanos	66
Tabla 9 Criterios de inclusión y exclusión de sujetos con DCA.....	66
Tabla 10 Información demográfica y clínica de los sujetos con DCA	67
Tabla 11 Sujetos sanos incluidos y excluidos (a y b) de los MRs	73
Tabla 12 Puntos de inicio y final de los movimientos EFM-ES	76
Tabla 14 Media, DS e IC al 95% del movimiento 1	79
Tabla 15 Media, DS e IC al 95% del movimiento 2	80
Tabla 16 Media, DS e IC al 95% del movimiento 3	81
Tabla 17 Media, DS e IC al 95% del movimiento 4	81
Tabla 18 Media, DS e IC al 95% del movimiento 5	82
Tabla 19 Media, DS e IC al 95% del movimiento 6	83
Tabla 20 Media, DS e IC) al 95% del movimiento 7	84
Tabla 21 Media, DS e IC al 95% del movimiento 8	85
Tabla 22 Media, DS e IC al 95% del movimiento 9	85
Tabla 23 Media, DS e IC al 95% del movimiento 10	86
Tabla 24 Media, DS e IC al 95% del movimiento 11	87
Tabla 25 Media, DS e IC al 95% del movimiento 12	88
Tabla 26 Media, DS e IC al 95% del movimiento 13	88
Tabla 27 Pacientes de la base de datos perfil disfuncional	89
Tabla 28 Mediciones de la base de datos perfil disfuncional	90
Tabla 29 Movimientos de la base de datos perfil disfuncional	90
Tabla 30 Marcadores de la base de datos perfil disfuncional	90
Tabla 31 Marcadores movimientos de la base de datos perfil disfuncional	91
Tabla 32 Tabla grados de libertad de la base de datos perfil disfuncional	91
Tabla 33 GdL Movimientos de la base de datos perfil disfuncional	92
Tabla 34 Correlación entre los PMs de sujetos sanos y pacientes en el movimiento 1	94
Tabla 35 Correlación entre los PMs de sujetos sanos y pacientes en el movimiento 2	95

Tabla 36 Correlación entre los PMs de sujetos sanos y pacientes en el movimiento 3	97
Tabla 37 Correlación entre los PMs de sujetos sanos y pacientes en el movimiento 4	98
Tabla 38 Correlación entre los PMs de sujetos sanos y pacientes en el movimiento 5	99
Tabla 39 Correlación entre los PMs de sujetos sanos y pacientes en el movimiento 6	100
Tabla 40 Correlación entre los PMs de sujetos sanos y pacientes en el movimiento 7	102
Tabla 41 Correlación entre los PMs de sujetos sanos y pacientes en el movimiento 8	103
Tabla 42 Correlación entre los PMs de sujetos sanos y pacientes en el movimiento 9	104
Tabla 43 Correlación entre los PMs de sujetos sanos y pacientes en el movimiento 10	106
Tabla 44 Correlación entre los PMs de sujetos sanos y pacientes en el movimiento 11	107
Tabla 45 Índice de suavidad y número de picos de velocidad de sujetos sanos, de pacientes y la correlación.	108
Tabla 46 Correlación entre los PMs de sujetos sanos y pacientes en el movimiento 12	109
Tabla 47 Correlación entre los PMs de sujetos sanos y pacientes en el movimiento 13	110
Tabla 48 Tiempo de ejecución del movimiento 14 de sujetos sanos, de pacientes y correlación entre ellos.	111
Tabla 49 Métricas, rangos, valores y significados utilizados para la puntuación de los PMs	121
Tabla 50 Score máximo por cada movimiento de la EFM-ES.	126
Tabla 51 Análisis de correlación entre los scores calculados por el algoritmo OMA y los scores dados por los terapeutas	137

CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN

1.1. Contexto clínico

1.1.1. El cerebro humano

El cerebro es el órgano más complejo del ser humano que forma parte del encéfalo y realiza importantes funciones vitales como controlar y coordinar todos los movimientos que realizamos, procesar la información sensorial, regular las funciones homeostáticas, entre otras. El cerebro también es el encargado de las funciones cognitivas como el aprendizaje y la memoria.

Anatómicamente, el encéfalo es aquella porción del sistema nervioso central que se encuentra dentro del cráneo (Clark et al., 2012). Está formado a partir de áreas especializadas que trabajan de forma conjunta con una organización en red (Costa Boned, 2014). Se reconocen tres subdivisiones principales: el cerebro, el tronco encefálico y el cerebelo (Clark et al., 2012) (Figura 1).

Figura 1 Anatomía del cerebro humano.

El cerebro es la mayor parte del encéfalo y está dividido en dos hemisferios (derecho e izquierdo) unidos en su parte central a través del cuerpo caloso. Los hemisferios cerebrales incluyen la corteza cerebral y la materia blanca subyacente, al igual que una serie de núcleos que se encuentran dentro de esta última. Por lo regular éstos se conocen como ganglios basales (Clark et al., 2012).

La superficie de la corteza está marcada por pliegues (giros) y ranuras (surcos). Cada uno de los dos hemisferios se divide en cuatro lóbulos separados: frontal, parietal, occipital y temporal. Cada lóbulo es responsable de unas determinadas funciones (Kolb et al., 2009):

- El lóbulo frontal es el responsable de la interacción social, la resolución de problemas, la planificación de acciones futuras y el control del movimiento.
- El lóbulo parietal es el encargado de la sensación somática, la formación del esquema corporal y el control de la posición.
- El lóbulo temporal es el responsable de la audición, la memoria, el habla, las emociones y aspectos relacionados con el aprendizaje.
- El lóbulo occipital es el encargado del procesamiento visual.

Los ganglios basales se localizan en la base del cerebro. Son los responsables de la conexión entre el córtex cerebral y el resto del sistema. Reciben inputs (señales) de las áreas corticales, los procesan y proporcionan una respuesta a los sistemas de control (motor, decisión y aprendizaje) (Clark et al., 2012).

El tronco encefálico es la parte posterior del encéfalo y contiene casi todos los pares craneales. Sus funciones principales son el control de la respiración y de la frecuencia cardíaca y el mantenimiento del nivel de consciencia. También actúa como conductor de señales entre el cerebro y la médula (Clark et al., 2012).

El cerebelo se localiza en la fosa posterior del cráneo. Tan sólo constituye un 10% del volumen total del encéfalo, pero contiene más de la mitad de las neuronas. Tradicionalmente se cree que el cerebelo está involucrado en el control e integración de las funciones motoras subordinadas a la coordinación, el equilibrio y el andar (Clark et al., 2012). Su función principal es la regulación del equilibrio y el ajuste fino de los movimientos. Participa en los procesos de aprendizaje motor y regula la respuesta motora frente a estímulos sensitivos.

1.1.1.1 Control motor

El control motor voluntario es un sistema complejo que involucra casi todas las estructuras del sistema nervioso central para coordinar inputs sensitivos, procesarlos e integrarlos con el proceso de planificación del movimiento y así, enviar una orden ajustada hacia el sistema musculoesquelético (Siegelbaum et al., 2000). La mayoría de los movimientos de los seres humanos son acciones planificadas y orientadas a un

objetivo. Algunos de los movimientos son reflejos (para evitar el peligro) o patrones generados (como la marcha) (Costa Boned, 2014).

La Figura 2 muestra las regiones anatómicas de la corteza cerebral relacionadas con el control motor (Costa Boned, 2014).

Figura 2 Regiones anatómicas de la corteza cerebral relacionadas con el control motor.

A continuación, se comentan las funciones de las principales regiones anatómicas relacionadas con el control motor (Siegelbaum et al., 2000):

El córtex motor primario es la región anatómica del cerebro que se encarga del control motor. También, están involucradas las áreas suplementarias y premotoras que contribuyen en la planificación del movimiento y el ajuste de la postura permitiendo la anticipación al movimiento.

El córtex parietal posterior se encarga de recibir y filtrar la información sensitiva y propioceptiva y generar modelos internos de movimiento que facilitan la tarea de planificación y ajuste. Este lóbulo, está fuertemente conectado con el lóbulo frontal, que se encarga de la toma de decisiones y envía a su vez conexiones al córtex motor primario para informar sobre las características que debe presentar el movimiento para adaptarse al contexto.

Los ganglios basales y el cerebelo también participan en el control motor, los cuales se encargan de modular la actividad y enviar información a la corteza por medio de circuitos excitatorios e inhibitorios.

La secuencia de activación para las áreas motoras puede resumirse de forma jerárquica:

1. Corteza pre-frontal: realiza la planificación del movimiento

2. Corteza frontal, corteza parietal, ganglios basales, cerebelo: realizan el análisis de la información espacial.
3. Áreas motoras suplementarias, áreas pre-motoras, cuerpo calloso y cerebelo: realizan el ajuste del movimiento.
4. Corteza motora primaria: realiza el envío de la orden.

Todo este proceso de planificación y ejecución del movimiento requiere aprendizaje. La práctica proporciona experiencias al sistema facilitando el aprendizaje a través de la creación de nuevos bucles entre las zonas de la corteza y sub-corticales (ganglios y cerebelo) permitiendo la modulación del movimiento final a través de la memoria de trabajo. Además, la práctica del movimiento induce la reorganización cortical mediante la creación de nuevas vías y canales (Siegelbaum et al., 2000).

Los mecanismos de aprendizaje a través de la práctica permiten el control anticipatorio del movimiento, gracias a la activación temprana de las neuronas para el ajuste de la postura y la pre-activación muscular (Siegelbaum et al., 2000). Estos mecanismos permiten que se generen patrones preestablecidos para el movimiento. Por lo tanto, el estudio del movimiento puede revelar cambios en el patrón de re-aprendizaje.

1.1.2. Daño cerebral adquirido

El Daño Cerebral Adquirido (DCA) es una alteración de la actividad neuronal en una o más áreas del cerebro que ocurre después del nacimiento. El daño cerebral puede ser parcial o total y produce la pérdida de funciones cerebrales antes presentes. Esta pérdida de funciones cerebrales afecta a todas las esferas de funcionamiento de la persona y limita su autonomía, lo que le hace, en muchos casos, dependiente de una tercera persona (Medina, 2005).

El DCA puede ser causado por una lesión de origen traumático (accidentes de coche, caídas, etc.) o no traumático (tumores cerebrales, infecciones, etc.) (Barnes et al., 2013), siendo las más comunes el Traumatismo Craneoencefálico (TCE) y el Accidente Cerebrovascular (ACV) o Ictus (Tagliaferri et al., 2006).

El daño cerebral puede implicar la aparición de déficits físicos y/o cognitivos, dando lugar a una discapacidad que puede ser leve, moderada o severa. Por un lado, los déficits físicos incluyen trastornos a nivel sensorial (olfato, vista, audición...), motor (movimiento, marcha, tono muscular y espasticidad), de control de los esfínteres, etc. Por otro lado, en el aspecto neuropsicológico existe una gran variabilidad de déficits cognitivos y conductuales que, con diferente intensidad, aparecen como consecuencia de un DCA moderado o grave. Estos déficits pueden afectar las funciones cognitivas tales como la memoria, la atención, las funciones ejecutivas (planificación, impulsividad, desinhibición, etc.) y el lenguaje. Estas alteraciones pueden presentarse

en mayor o menor grado, pero siempre tienden a alterar la capacidad del paciente para adquirir, almacenar y recuperar nueva información, así como la capacidad para tomar decisiones correctas (Bernabeu et al., 2002).

1.1.2.1. Accidente cerebrovascular

La Organización Mundial de la salud (OMS) define el ACV como una interrupción en el flujo sanguíneo del cerebro, habitualmente debida a la ruptura de un vaso o a su bloqueo por un coágulo. Ambas situaciones cortan el aporte de oxígeno y nutrientes provocando daños al tejido cerebral (Organización Mundial de la Salud, 2017).

El ACV es la segunda causa de muerte y es la principal causa de discapacidad a largo plazo a nivel mundial (Johnston et al., 2009; Langhorne et al., 2011). Las estadísticas confirman que, tras un ictus, una tercera parte de los afectados fallece durante el primer mes, mientras que cerca de un 40% de los que superan la fase aguda presentan un grado de invalidez que les impide valerse por sí mismos. Sólo un tercio de los pacientes recupera gran parte de sus funciones básicas y pueden incorporarse a su actividad habitual (Álvaro et al., 2009).

Según la causa que provoca el trauma cerebrovascular, el ictus puede ser isquémico o hemorrágico. Según se trate de uno u otro, sus consecuencias y su tratamiento son distintos (Arboix et al., 2006).

El Ictus isquémico se produce cuando un coágulo obstruye una arteria cerebral. Cuando el coágulo se forma en la arteria es llamado trombo y genera una trombosis cerebral. Cuando el coágulo se forma en otra parte del cuerpo se llama émbolo, y en este caso, se trata de una embolia cerebral. En la clasificación y diferenciación clínica de los subtipos de la ACV isquémico, se utiliza con frecuencia la clasificación del Oxford shire Community Stroke Project (Organización Mundial de la Salud, 2006) que lo subdivide en función de tres categorías: extensión (total o parcial), localización (anterior, posterior o lacunar) y causa (infarto, hemorragia o síndrome). Cada categoría se identifica con una o dos letras que se combinan entre sí para establecer el nombre del tipo de ictus (Bamford et al., 1991).

El Ictus hemorrágico tiene lugar cuando se rompe una arteria que irriga el cerebro. Los subtipos de hemorragia intracraneal se clasifican y caracterizan principalmente de acuerdo con patrones topográficos, es decir, de la localización de los hematomas intracerebrales (Organización Mundial de la Salud, 2006). Este tipo de ictus suele estar causado por la hipertensión o, con menos frecuencia, por un aneurisma o una malformación arterial (Díez Tejedor et al., 1999). La causa más frecuente de un hematoma o hemorragia cerebral es la hipertensión arterial, dependiendo su gravedad tanto de la localización como del volumen del sangrado. Los signos y síntomas de una hemorragia cerebral pueden ser similares a los del ictus isquémico, aunque en la

hemorragia cerebral son más frecuentes la disminución de la consciencia y la cefalea intensa.

En los países desarrollados, del 75 al 80% de los ACV se atribuyen a isquemia cerebral, del 10 al 15% corresponden principalmente a la hemorragia intracerebral y aproximadamente del 5 al 10% se deben a casos de hemorragia subaracnoidea (Organización Mundial de la Salud, 2006). La Tabla 1. Muestra los valores previamente descritos.

ACV	Isquemia cerebral	Hemorragia intracerebral	Hemorragia subaracnoidea
Porcentaje	75 al 80%	10 al 15%	5 al 10%

Tabla 1 Causas de ACV

La discapacidad producida por un ACV varía en función de la extensión, localización, edad, tiempo y tipo de lesión. Es difícil establecer el grado de discapacidad que presentará la persona cuando sufre un ACV y sus consecuencias pueden ir desde secuelas leves hasta discapacidad severa.

Entre las limitaciones del funcionamiento psicomotor que provoca un ACV, el más reconocido es el déficit a nivel físico motor. Este déficit restringe la función en los músculos y por lo tanto la movilidad (Oxford University Press, 2014). Las alteraciones motoras de la extremidad superior (ES) son comunes y afectan aproximadamente al 50 - 70% de los pacientes en la fase aguda (Nakayama et al., 1994; Olsen, 1990; Persson et al., 2012) y el 40% en la fase crónica (G. BROEKS et al., 1999; Parker et al., 1986).

El comportamiento motor en pacientes que han sufrido un ACV, podría ser categorizado por una desorganización de los mecanismos reflejos complejos cuando la parálisis flácida no persiste (Marsden et al., 1971). Los mecanismos reflejos complejos son la base para el adecuado desarrollo de los movimientos voluntarios selectivos (por ejemplo, las habilidades) ocurridos en una persona sana (Marsden et al., 1971). En consecuencia al déficit sensorio-motor, se presenta la disminución del movimiento de las articulaciones pasivas y ocurre con frecuencia dolor en las articulaciones; por tanto esto puede influir en el comportamiento motor (Fugl-Meyer et al., 1975; GoodwinGM et al., 1972).

La disminución o pérdida del control de los movimientos voluntarios selectivos produce un patrón anormal de activación muscular. Como consecuencia los movimientos articulares acoplados a menudo son inapropiados para realizar una determinada tarea (Colombo et al., 2010). Estos movimientos acoplados se conocen como sinergias. Por tanto, los pacientes pueden usar estrategias motoras para compensar la disminución del control motor. Las estrategias compensatorias pueden estar relacionadas con el grado de deterioro de la función motora en el movimiento de

alcance; los pacientes con alteraciones severas o moderadas usualmente utilizan nuevos grados de libertad para compensar los déficits motores, mientras que los pacientes afectados levemente tienden a emplear patrones sanos de movimiento (Cirstea et al., 2000).

1.1.2.2. Traumatismo cráneo encefálico

El TCE es una afectación del cerebro causada por una fuerza externa, que puede producir una disminución o alteración de la consciencia y ocasiona una alteración del funcionamiento físico y de las capacidades cognitivas (BIAUSA, 2017).

La clasificación de los TCEs se puede realizar en base a diferentes criterios tales como: etiología, patofisiología, lesiones cerebrales, nivel de consciencia (García-Molina, 2011). Según la patofisiología, las lesiones pueden ser primarias o secundarias. Las lesiones cerebrales primarias son las que se producen en el momento de la agresión biomecánica. Su severidad está relacionada con la magnitud de la energía cinética aplicada por el agente externo al cráneo, o bien de éste mismo al colisionar con otra estructura. Dentro de esta categoría se incluyen las fracturas craneales, contusiones, laceraciones y hematomas cerebrales. Las lesiones cerebrales secundarias, aunque desencadenadas por el impacto, se manifiestan en un periodo de tiempo más o menos prolongado tras el accidente.

Las lesiones cerebrales primarias y secundarias, pueden clasificarse en focales (contusiones cerebrales, laceraciones y hematomas) y/o difusas (lesión axonal y edema cerebral). La lesión axonal difusa se caracteriza por producir lesiones multifocales como consecuencia de las fuerzas mecánicas del traumatismo, que generan estiramiento, torsión y ruptura axonal. (Arfanakis et al., 2002).

Las lesiones cerebrales traumáticas que puede presentar un paciente son únicas y sus factores desencadenantes sumamente complejos. Por esta razón, existe una gran variedad de lesiones, así como múltiples combinaciones de estas según su gravedad y localización (Defensor, 2006).

1.1.2.3. Incidencia y etiología del DCA

El enfoque de la Carga Global de la Enfermedad (Global Burden of Disease study) es uno de los recursos más utilizados para presentar un resumen cuantitativo del estado de la salud de la población en todas las categorías de enfermedad y riesgo. La OMS afirma que los trastornos neurológicos constituyen el 6,3% de la carga global de enfermedad (Organización Mundial de la Salud, 2006).

La OMS define el término Disability-Adjusted Life Year (DALY) como el número de años de vida normal perdidos como consecuencia de una discapacidad (Organización Mundial de la Salud, 2006). La OMS prevé que la carga global del ACV para las familias

y la sociedad aumente de 38 millones de DALY en 1990 hasta 61 millones de DALY en 2020 debido al envejecimiento de la población (Álvaro et al., 2009).

La OMS estima que en el año 2030 existirán 104 casos de muerte por cada 100 000 habitantes debidos a un ACV. Esta cifra es superior a la estimada para el año 2015 con 92 muertes por cada 100 000 habitantes (Mackay et al., 2004).

Se estima que unos 10 millones de personas se ven afectadas por un TCE cada año a nivel mundial (Hyder et al., 2007). Las caídas y los accidentes de tráfico son las dos causas más frecuentes de TCE. Las caídas se declaran con más frecuencia que los accidentes de tráfico (Peeters et al., 2015). La OMS estima que los accidentes de tráfico son la octava causa de muerte en el mundo. Aproximadamente 1,24 millones de personas mueren cada año en accidentes de tráfico, y de 20 a 50 millones de personas sufren graves lesiones debidas a este tipo de accidentes. Estas lesiones y muertes tienen un impacto incalculable en las familias afectadas, cuyas vidas sufren cambios irrevocables, y en las comunidades en las cuales estas personas viven y trabajan (Organización Mundial de la Salud; Violence Injury Prevention & World Health Organization, 2013). La OMS estima que para el año 2020 el TCE adelantará a muchas enfermedades para colocarse a la cabeza como principal causa de discapacidad (Organización Mundial de la Salud, 2006).

Analizando las causas del DCA según su etiología (Defensor, 2006), aproximadamente el 81% de los casos tiene un origen vascular, mientras que un 19% es traumático, compartiendo ambas etiologías un 2,7% de las personas afectadas.

La Tabla 2 muestra la etiología del DCA según sexo y edad. La mayor parte de los casos de DCA corresponden a personas mayores de 65 años: el 69,4% frente a un 30,6% por debajo de esa edad (Defensor, 2006). Esta proporción se explica por el crecimiento acelerado de los accidentes cerebrovasculares a partir de los 55 años, y a su vez por la preponderancia de esa etiología. La proporción de hombres es casi el doble que de mujeres entre los menores de 64 años, por la mayor incidencia del TCE entre los varones, sobre todo jóvenes (debido principalmente a los accidentes de tráfico y laborales). Por otro lado, las mujeres con DCA se localizan en un 78% por encima de los 65 años, circunstancia asociada a su menor accidentalidad y mayor esperanza de vida.

Edad	Hombres	Mujeres	Total
< 65	39,3%	21,8%	30,6%
≥ 65	60,7%	78,2%	69,4%

Tabla 2 Etiología del DCA según sexo y edad

De estos datos se desprende que la mayor diferencia entre ambas etiologías la introduce, sin duda, la edad (Defensor, 2006). De hecho, la prevalencia del TCE resulta

mayor en todos los grupos de edad hasta los 35 a 44 años. A partir de entonces, las tasas correspondientes al ACV ascienden de forma muy pronunciada, hasta superar con gran distancia al TCE (Defensor, 2006).

En el campo de la medicina se han introducido progresivamente nuevas técnicas de rehabilitación en la atención de pacientes con DCA que han ayudado a mejorar su calidad de vida y supervivencia. Sin embargo, y a pesar de estos avances, las afectaciones cerebrales aún no tienen tratamiento definitivo que permita una restitución de las funciones perdidas. Por tanto, es necesario alcanzar beneficios individuales y sociales para minimizar los efectos a corto y largo plazo de los pacientes con DCA a través de la rehabilitación (Bartfai et al., 2014).

1.2. Neurorrehabilitación del daño cerebral adquirido

La neurorehabilitación es el proceso dirigido a restituir, minimizar y/o compensar los déficits producidos tras una lesión de origen neurológico (Medina, 2005). La rehabilitación de pacientes con daño neurológico es un proceso limitado en el tiempo y orientado por objetivos que tienen como finalidad fundamental tratar y/o compensar los déficits y la discapacidad para conseguir la máxima capacidad funcional posible en cada caso, facilitando la independencia y la reintegración al entorno familiar, social y laboral (Duarte et al., 2010). La rehabilitación tras un DCA dependerá de dos factores claves: la capacidad propia del cerebro para recuperarse (plasticidad) y el proceso de neurorehabilitación recibido enfocado a guiar la plasticidad propia del cerebro.

La parte fundamental y de mayor esfuerzo para el paciente es la recuperación de la motricidad. Según la localización de la lesión no sólo la fuerza sino también el equilibrio y la coordinación se ven afectadas, de modo que el enfoque terapéutico se suele hacer de manera conjunta. La alteración espástica, sensitiva y de la percepción influyen en la recuperación de los esquemas motores del paciente y son tenidas en cuenta a la hora de diseñar el programa terapéutico (Cuadrado, 2009).

Cuando se recupera la función motora de pacientes con hemiplejía, el curso común de la recuperación es mostrada regularmente en secuencia, los cambios en los reflejos están asociados con el incremento en la habilidad para el movimiento voluntario (Twitchell, 1951). En el brazo hemipléjico el pronóstico para la recuperación es dependiente de la evolución temprana de la función motora (Bard et al., 1965).

Las terapias para la recuperación motora aún no son totalmente satisfactorias, los resultados son limitados y las ganancias funcionales son a menudo mínimas. El objetivo del entrenamiento motor es minimizar la discapacidad funcional y optimizar la recuperación funcional motora. Se cree que esto se consigue mediante la modulación de los cambios plásticos en el cerebro (Bolognini et al., 2009). A continuación, se explica más en detalle las consecuencias de este cerebro “plástico”.

1.2.1. Plasticidad cerebral

La función cerebral se puede representar en base al concepto de redes neuronales distribuidas que pueden estar dispersas desde un punto de vista anatómico, pero conectadas desde un punto de vista estructural. De esta forma trabajan de manera integrada al servicio de un comportamiento determinado. Es decir, dependiendo de la demanda comportamental, estos conjuntos de neuronas pueden integrarse en redes funcionales distintas, modificando para ello la importancia relativa de las conexiones de su estructura (Leoné et al., 2010).

La neuroplasticidad es definida por la OMS como la capacidad de las células del sistema nervioso para adaptar, tanto en sentido morfológico como funcional, su organización estructural a nuevas situaciones sujetas a influencias patológicas, ambientales o del desarrollo, incluyendo traumatismos y enfermedades (Organización Mundial de la Salud, 1983). La plasticidad se debe entender como una propiedad intrínseca del cerebro que le permite adaptarse al entorno, a los cambios fisiológicos y a las experiencias (Pascual-Leone et al., 2005). La plasticidad es el estado de funcionamiento normal del sistema nervioso durante toda la vida y es poco probable, por tanto, que su misión principal sea únicamente hacer frente a la lesión (Leoné et al., 2010).

Los estudios de neuroplasticidad han mostrado la habilidad del cerebro para modificarse a sí mismo ante estímulos ambientales (Pascual-Leone et al., 2005). Aunque los cambios y las modificaciones no siempre representan una mejora funcional. Podemos encontrar cambios no-adaptativos como la causa de algunas enfermedades o disfunciones. Esto nos debe hacer ver la plasticidad como un arma de doble filo, un arma con la capacidad de adaptarnos al medio, pero con el riesgo de producir mal-adaptaciones (Pascual-Leone et al., 2005). Si se entienden mejor las bases de la recuperación tras una lesión del sistema nervioso central, se puede guiar mejor el proceso de rehabilitación y optimizar la recuperación de los pacientes.

En la actualidad, ya podemos afirmar que la discapacidad tras un ictus no es tan sólo causada por la alteración del flujo sanguíneo inicial, sino que también contribuyen los cambios plásticos mal-adaptativos que se producen horas y días después, promovidos por el cerebro en un intento de reparar el daño inicial (Fregni et al., 2006). Así, a raíz de una lesión cerebral, la conducta resultante (ya sea normal o presente

manifestaciones patológicas relacionadas con la lesión) sigue siendo la consecuencia del funcionamiento de todo el cerebro. En última instancia, los síntomas no son la manifestación de la región lesionada, sino más bien la expresión de los cambios plásticos en el resto del cerebro (Leoné et al., 2010).

Los cambios plásticos del cerebro se explican por cambios de excitabilidad de las diferentes áreas del mismo. La Figura 3 muestra los cambios plásticos tras un ACV (Costa Boned, 2014). En el cerebro sin lesión (Figura 3A) ambos hemisferios cerebrales están en un estado de equilibrio gracias a numerosas conexiones de carácter predominantemente inhibitorio a través del cuerpo calloso.

Figura 3 Cambios plásticos tras un ACV. A) cerebro sano. B) Fase aguda y C) Fase post-aguda.

Tras un ictus, existe una zona dañada de tamaño limitado con un umbral de excitabilidad muy elevado. Además, se observa un exceso de inhibición inter-callosa. En estos momentos, existe un consenso de la adaptación del cerebro al ictus explicado a través de los cambios en la excitabilidad que se puede resumir en dos fases:

La fase aguda (Figura 3B) se caracteriza por tener cambios rápidos, donde las mejoras se producen gracias a las zonas neurales sanas. Se presenta una caída en la inhibición intra-cortical (Liepert et al., 2000) y las conexiones del hemisferio sano hacia el afectado no son normales (Murase et al., 2004). Este mecanismo sucede en el momento inicial para reducir la actividad en zonas afectadas y protegerlas, pero implica un mecanismo de doble inhibición que limita la recuperación del hemisferio lesionado si se mantiene en el tiempo.

La fase post-aguda (Figura 3C) se caracteriza por la reorganización que implica re-aprendizaje, es decir, creación de nuevas vías y adaptación de las ya existentes para adoptar nuevas funciones. La inhibición interhemisférica tiende a la auto-regulación, en un intento del cerebro de optimizar las zonas sanas. Un efecto de inhibición en el hemisferio afectado en esta fase conduce al fallo del sistema de reorganizarse de forma correcta y se considera un ejemplo de plasticidad mal-adaptativa.

El éxito de cualquier intervención para recuperar la funcionalidad dependerá de la capacidad del cerebro de adaptarse e interaccionar de forma correcta. En la

actualidad, existen técnicas neurofisiológicas y de neuro-imagen que permiten controlar este tipo de cambios. La estimulación cerebral profunda promueve la plasticidad del cerebro y la capacidad de formar nuevas conexiones neuronales y de este modo acelerar los resultados de la rehabilitación en el ACV (Plow et al., 2015). Por tanto, es necesaria información fiable, cuantificable y reproducible sobre la evolución (mejora o deterioro) del nivel motor para entender la totalidad del proceso de recuperación funcional y correlacionar los hallazgos del cerebro con los resultados del proceso de rehabilitación. Para ello, es necesario disponer de datos objetivos sobre patrones de movimiento sanos y de pacientes que nos permitan realizar estudios interdisciplinares aunando los avances en neurociencia y neurorehabilitación.

1.2.2. Fases de la rehabilitación

El periodo de rehabilitación se compone de 4 fases (Odriozola et al., 2009). En las primeras, los pacientes deben permanecer en un ambiente hospitalario. Al final de la tercera y en la cuarta fase los pacientes podrán reincorporarse progresivamente a la vida que tenían con anterioridad si todo se desarrolla de manera favorable.

- **Fase crítica:** en esta fase el paciente generalmente se encuentra hospitalizado en una unidad de cuidados intensivos, en servicios de neurocirugía o de neurología. Es una fase en la que existe un importante riesgo vital y en la que pueden aparecer complicaciones graves. El objetivo fundamental es la estabilización clínica y el tratamiento y prevención de complicaciones. En esta fase, mediante la aplicación de escalas como: Glasgow (Wilson et al., 1998), Rancho de los amigos (Wilson et al., 1984), Medida de la Independencia Funcional (Martínez-Martín et al., 2009) y Barthel (Sulter et al., 1999), se evalúa la participación del paciente en los programas de rehabilitación.
- **Fase aguda:** tiene lugar una vez que el paciente está estable tanto desde el punto de vista hemodinámico y respiratorio (no existen complicaciones neuroquirúrgicas urgentes) como desde el neurológico, de tal forma que el paciente presenta un riesgo bajo o moderado de complicaciones derivadas de la lesión cerebral o sus secuelas, pero con buena capacidad para avanzar en la rehabilitación de los aspectos funcionales, cognitivos y conductuales. Esta fase también precisa atención en régimen de ingreso hospitalario, tanto para la asistencia del propio paciente, como para la mejor formación/adaptación de su entorno familiar y afectivo. Coincide fundamentalmente con el grupo de pacientes con secuelas moderadas y con secuelas severas que ya han superado la fase crítica.
- **Fase subaguda:** se produce una regresión de las afectaciones y, por tanto, una recuperación funcional del paciente. En esta fase el paciente está estable y ha sido trasladado a una unidad de neurorrehabilitación en régimen de hospitalización. Durante este periodo se continúa con una rehabilitación interdisciplinar e intensiva. Intervienen los diferentes miembros del equipo rehabilitador junto con

otros especialistas o consultores externos de diferentes especialidades. El objetivo fundamental en esta fase es el de dotar al paciente del máximo nivel de autonomía y alcanzar el grado de estabilización clínica suficiente para poder seguir acometiendo el programa de rehabilitación de forma ambulatoria, finalizando de esta forma el periodo de hospitalización. Después del alta hospitalaria, los pacientes que, precisándolo, siguen programas comunitarios de rehabilitación presentan menor riesgo de deterioro funcional y mayor independencia en las actividades de vida diaria (AVD) que aquellos que no los realizan (Trialists, 2004).

- **Fase postaguda o crónica:** el paciente ya no requiere cuidados médicos o de enfermería continuados y su estado clínico puede ser abordado con más facilidad desde el ámbito domiciliario. La persona con DCA vive en su domicilio (descansa, duerme, se asea y se alimenta en su casa) siendo principalmente sus familiares los que asumen los cuidados necesarios. La persona, si ha alcanzado un cierto nivel de independencia funcional puede acudir regularmente al centro de rehabilitación ambulatoria donde recibirá un programa de rehabilitación personalizado para mejorar su nivel de independencia en la realización de las AVDs y minimizar sus limitaciones funcionales. En este momento, el objetivo principal es la reinserción socio-familiar y laboral de la persona. Si es posible se encaminará la rehabilitación a la capacitación para su antiguo puesto de trabajo o, si no es posible, en uno protegido. En caso de que la reinserción laboral no se pudiera dar debido a los déficits del paciente, la estancia en centros de día o talleres ocupacionales parece ser la salida más adecuada.

1.2.3. Modelo asistencial

El programa de rehabilitación del ictus es un proceso complejo que requiere un abordaje multidisciplinario, siendo elementos claves el inicio precoz, la intensidad adecuada, la evaluación periódica y la participación activa de pacientes y cuidadores (Duarte et al., 2010). La rehabilitación es un proceso continuo, en el que la planificación de objetivos ha de estar coordinada a lo largo de las diferentes fases y los diferentes ámbitos de atención (Duarte et al., 2010).

El equipo multidisciplinario debe estar formado por un médico especialista en medicina física y rehabilitación que coordine un grupo multidisciplinario de profesionales expertos (fisioterapeuta, enfermero, terapeuta ocupacional, neuropsicólogo, trabajador social, logopeda y técnico ortoprotésico); todos ellos deben trabajar conjuntamente para conseguir los objetivos previamente marcados (de la Guía, 2005).

El médico especialista es también el responsable de establecer un pronóstico funcional y de identificar los objetivos terapéuticos, determinar las intervenciones, controlar su eficacia y evaluar los resultados finales del programa de rehabilitación. El modelo organizativo basado en un equipo multidisciplinario experto, en colaboración

con pacientes y cuidadores, ha demostrado conseguir los mejores resultados en la rehabilitación del ictus (Evans et al., 2001; Kalra et al., 2007).

Aunque la evidencia de que el inicio precoz de la rehabilitación mejora el resultado funcional tras el ictus es limitada, ésta debe iniciarse tan pronto como se haya establecido el diagnóstico y se haya asegurado el control del estado vital. Muchas de las complicaciones inmediatas tras el ictus están relacionadas con la inmovilidad, por lo que se recomienda la movilización precoz tan pronto como la situación clínica del paciente lo permita (Lanqhorne et al., 2000; Teasell et al., 2009). Los pacientes que inician el tratamiento de rehabilitación durante la primera semana después del ictus tienen menor grado de discapacidad y más calidad de vida a largo plazo que los que la inician más tarde (Musicco et al., 2003).

Hay evidencia de que la intensidad del tratamiento de rehabilitación influye en el resultado funcional (Kwakkel et al., 2004), aunque no todos los pacientes toleran tiempos prolongados de tratamiento. Aumentando la intensidad, y siempre que el paciente lo tolere, el programa de rehabilitación es más efectivo y eficiente, ya que consigue disminuir el grado de discapacidad al alta y reducir la estancia hospitalaria (Sonoda et al., 2004).

En la evaluación de los resultados del programa de rehabilitación, hay que diferenciar si estamos considerando el déficit, la limitación de la actividad o la restricción de la participación, siguiendo el modelo propuesto por la OMS (Introduction to Community Development and Health [ICDH-2]) (Lanqhorne et al., 2000). Mediante métodos clínicos se debe explorar y cuantificar el déficit neurológico, evaluar la presencia de complicaciones y realizar una valoración funcional.

Los pacientes y sus cuidadores deben tener una participación activa en el proceso de rehabilitación desde las fases iniciales, y el equipo de rehabilitación debe garantizar la formación adecuada en el manejo y cuidados del paciente que ha sufrido un ictus. El familiar del paciente juega un papel importante en cuanto a la motivación del paciente en su esfuerzo diario por recuperarse.

Aunque el mayor grado de recuperación neurológica del déficit tiene lugar en los tres primeros meses y la recuperación funcional en los seis primeros meses, el proceso de adaptación a la discapacidad y reintegración a la comunidad puede ser más prolongado. Durante los 6 primeros meses tras el ictus, si hay discapacidad, debe mantenerse el tratamiento rehabilitador y prolongarse durante el primer año hasta la estabilización del proceso, siempre que persistan los objetivos funcionales (Duarte et al., 2010).

Los programas rutinarios de rehabilitación en pacientes de más de un año de evolución no demuestran una eficacia significativa (Aziz et al., 2008; Green et al.,

2004). No obstante, los pacientes han de seguir teniendo acceso a los servicios de rehabilitación en la fase crónica, ya que la aparición de deterioro funcional por depresión, caídas, fracturas, espasticidad, alteraciones de la deglución o el propio envejecimiento pueden requerir tratamientos puntuales y de corta duración para retornar al nivel funcional previo (Green et al., 2002; Wade et al., 1992).

Hoy en día no existe una terapia única para la rehabilitación de la ES de los pacientes con DCA. En los últimos años se han realizado diversas revisiones sistemáticas en este ámbito en las que se concluye que no existen trabajos suficientes para demostrar la superioridad de una de las técnicas frente a otras (Pollock et al., 2013). Esto se debe, por una parte, a que en el tratamiento de un mismo paciente usualmente se utilizan combinaciones de técnicas y no una sola de ellas. Por otro lado, la variedad de instrumentos y escalas de medida utilizados, dan lugar a la dificultad en la comparación directa entre estudios. A esto se le suma la falta de técnicas estandarizadas que permitan la valoración objetiva de los cambios y la evolución durante un tratamiento.

1.3. Evaluación de la función motora

La valoración del DCA debe ser amplia, dada la gran variedad de déficit y discapacidad que provocan. En Rehabilitación se sigue la terminología que la OMS ha definido según la Clasificación Internacional del Funcionamiento, de la Discapacidad y de la Salud (CIF, del inglés International Classification of Functioning, Disability and Health) en 2001. La CIF valora, tanto las deficiencias (anormalidad o pérdida de una función o estructura corporal) como los factores contextuales (ambientales o personales, facilitadores o barreras) y los clasifica en un sistema de codificación, siguiendo un modelo biopsicosocial que, empleando un lenguaje común, es aplicable transculturalmente (Cuadrado, 2009).

Dada la complejidad del ACV y su multiplicidad de signos y síntomas, no sólo definidos por la localización de la lesión sino también por la dominancia, las variantes anatómicas vasculares y los factores modificadores de la isquemia, la evaluación más precisa del paciente obedece a un esfuerzo por escoger métodos de medida y evaluación de eficacia contrastada y con aceptación por la comunidad internacional.

Es posible optar por hacer valoraciones subjetivas no regladas en las que será difícil tomar valores de referencia tanto para hacer una valoración en un momento puntual como a la hora de comparar diferentes fases evolutivas, sin embargo, manejar datos subjetivos (tal vez útiles para un facultativo, pero no para compartirlos con otros colegas) falseará la percepción que se tiene del estado del paciente y además puede

influir negativamente en la decisión terapéutica que se tome, pues tampoco se está exento de errores intraobservador (Cuadrado, 2009). Frente a esto y desde el punto de vista clínico, para cada déficit existen una serie de test y escalas específicas que permitirán registrar de manera más o menos objetiva la situación del paciente en cada momento, facilitando la observación de cambios evolutivos (Cuadrado, 2009). En rehabilitación, las escalas de valoración funcional constituyen una de las principales herramientas de diagnóstico.

Las escalas de valoración funcional son instrumentos que traducen la valoración clínica y permiten expresar los resultados de un modo objetivo y cuantificable. Deben ser válidos, (es decir, que midan realmente aquello para lo que están destinados), reproducibles o capaces de obtener el mismo resultado en mediciones repetidas en ausencia de variabilidad clínica (en el caso del ACV, dada su naturaleza, es difícil que no exista variabilidad) y, además, ser sensibles a los cambios clínicos. Es conveniente que sean prácticos, sencillos y estandarizados, con un método claro de administración y puntuación (Cuadrado, 2009). Las escalas presentan dos inconvenientes conocidos:

- No existe una sola escala que pueda resolver todas las necesidades ni una escala ideal para cada patología. Además, muchos de estos tests están oficialmente adaptados a nuestro medio pero otros no lo están, por lo que sus resultados no se deben tomar como categóricos ni se pueden aplicar en estudios poblacionales con total garantía, especialmente si se sacan del contexto del país en el que fueron diseñados; en el día a día este defecto no es tan evidente como a la hora de realizar un estudio de investigación, por lo que sí pueden resultarnos útiles (Cuadrado, 2009).
- Los resultados de las escalas son altamente dependientes de la experiencia y el criterio del evaluador y de los factores del entorno que pueden alterarlos.

La medida objetiva de la función mediante escalas válidas y fiables permite en cada paciente identificar los problemas, establecer los objetivos, determinar las intervenciones, controlar su eficacia y evaluar los resultados. Las escalas de valoración funcional deben cumplir los requisitos de validez (de contenido, de criterio y de concepto) y las propiedades psicométricas de fiabilidad y sensibilidad (Duarte et al., 2010).

Varios investigadores han señalado la importancia de utilizar criterios claros y unificados para la evaluación de las propiedades psicométricas (Baker et al., 2011; Salter et al., 2005; Salter et al., 2005) de las medidas de resultado (OM, del inglés outcome measures).

Una revisión reciente aporta a la comunidad científica una visión general de la evidencia de las propiedades psicométricas y la utilidad clínica de las OM de la ES utilizadas en pacientes con ictus (Murphy et al., 2015). En esta revisión, 13 OM

cumplieron con las normas y criterios establecidos para las propiedades psicométricas. Seis de ellas: la evaluación Fugl-Meyer, Action Research Arm Test (ARAT), Box and Block Test (BBT), Chedoke Arm and Hand Activity Inventory (CAHAI), Wolf Motor Function Test (WMFT) y ABILHAND, demostraron un alto nivel de calidad de la medición y utilidad clínica. Las propiedades psicométricas de estas seis OM se han evaluado a fondo en varios estudios (Murphy et al., 2015).

Las OMs previamente mencionadas son también ampliamente utilizados en la investigación y en la práctica clínica y es posible considerar que tienen una usabilidad clínica aceptable y comparable (administración, puntuación, interpretación, costo y portabilidad) (Murphy et al., 2015). Cada una de estas seis OM puede recomendarse para la evaluación de las ES después del ACV. En esta revisión se demostró que la EFM fue la única OM con suficiente evidencia respecto de las propiedades psicométricas. Este resultado sugiere que el uso de la EFM (parte motora) está garantizada en la investigación y en la práctica clínica (Murphy et al., 2015).

Al seleccionar una medida, deben tenerse en cuenta los requisitos específicos del objetivo del estudio o del tratamiento clínico, el resultado esperado, el nivel de discapacidad de la ES y el entorno en el que se utilizará la OM. Además, si se quiere focalizar varios aspectos del funcionamiento, es necesario incluir la OM a diferentes niveles de ICF (Lamers et al., 2014; Penta et al., 2001). A continuación, se describen brevemente las 6 escalas ampliamente usadas en la literatura científica y en la práctica clínica.

1.3.1. Test clínicos para la evaluación de la función motora

Fugl-Meyer Assessment (EFM)

Es un test para la valoración de la recuperación motora propuesta en el año 1975. Se basa en la observación visual del movimiento. En sus inicios fue definido como un sistema de puntuación numérico acumulativo para la evaluación del desarrollo de la función motora, el balance, la calidad de las sensaciones y la función de las articulaciones en pacientes que han sufrido una lesión cerebrovascular dando lugar a hemiparesia (Fugl-Meyer et al., 1975).

Tiene 5 dominios que pueden utilizarse de forma independiente sin necesidad de administrar el test completo (función motora, función sensorial, equilibrio, rango movimiento, dolor). Cada dominio se compone de un número diferente de ítems, que se puntúan en una escala de 0 a 2 donde 0 significa que no realiza el movimiento y 2 se realiza perfectamente. El tiempo de administración depende del número de dominios que se utilicen, pero está por debajo de los 30 minutos.

El cambio clínicamente significativo se ha establecido en 10 puntos para la sub-escala de extremidad superior que correspondería a un cambio de 1.5 puntos en la

escala de independencia funcional FIM. Es una de las escalas más utilizadas en los últimos años tanto a nivel clínico como de investigación (Gladstone et al., 2002; Shelton et al., 2001).

Action Research Arm Test (ARAT)

El ARAT es una escala de funcionalidad de la extremidad superior. Se basa en la observación directa del movimiento por parte del explorador. Está compuesta por 19 ítems que se clasifican en 4 sub-escalas (agarrar, manipulación, pinza y ejecución del brazo). Cada ítem se puntúa en una escala del 0-3 donde 0 indica no puede realizar el test y 3 que completa el test de forma correcta.

Figura 4 Material para el ARAT.

Existen reglas que permiten agilizar la administración de la escala (Reglas de Lyle's). Se requiere equipamiento específico para su administración y su duración varía entre los 10 y los 30 minutos en función del número de ítems a analizar (Carroll, 1965; Lyle, 1981; Platz et al., 2005; van der Lee et al., 2001). La Figura 4 muestra el material necesario para aplicar el ARAT.

Box and Block Test (BBT)

Es un test para la valoración de la habilidad motora gruesa de la mano. Cuantifica el número de bloques desplazados de un lado al otro del tablero en un período de 60 segundos. Se requiere un tablero específico con dos contenedores en sus lados y un kit de 150 cubos de madera para su administración. Es un test rápido, requiere tan sólo 2-5 minutos (Mathiowetz et al., 1985). La Figura 5 muestra el material necesario para aplicar el BBT.

Figura 5 Material para el BBT

Chedoke Arm and Hand Activity Inventory (CAHAI)

Es una escala específica para valorar la recuperación funcional de la extremidad superior. Se basa en la observación de la habilidad para realizar una tarea con independencia de la calidad del movimiento. Evalúa actividades funcionales y permite la participación de la extremidad sana. Existen 4 versiones de esta escala con un número de ítems que varían entre 7 y 13. Cada uno de los ítems se puntúa en una escala de 7 puntos. Se requiere la compra de una licencia para su administración. No requiere material específico y se administra en un tiempo ligeramente inferior a los 30 minutos (Barreca et al., 2005; Chedoke Arm and Hand Activity Inventory (CAHAI), s. f.).

Wolf Motor Function Test (WMFT)

Es una escala de valoración de la actividad de la extremidad superior. Se basa en la observación directa del movimiento por parte del observador. Está compuesta por 21 ítems. Existe una versión reducida de 17 ítems que se utiliza ampliamente. Evalúa tres dimensiones diferentes de la extremidad superior: tiempo (6 ítems), habilidad funcional (8 ítems), fuerza (7 ítems). Cada ítem se evalúa siguiendo una escala de 0-5 donde 0 indica que no hay movimiento y 5 indica que el movimiento observado es normal. Se limita el tiempo a 120 segundos por ítem. La puntuación máxima es de 75 puntos. Se precisan unos 35 minutos para administrar el test completo (Chen et al., 2014).

ABILHAND

Es un cuestionario administrado vía entrevista que evalúa la percepción del paciente para ejecutar actividades de la vida diaria. Se basa en la percepción del paciente sobre su capacidad. No se precisa material y se administra de forma rápida. Contiene 23 ítems que se puntúan en una escala de 0-3 donde 0 indica imposible y 3 fácil (Penta et al., 2001).

En la Tabla 3 se muestran las propiedades psicométricas de las diferentes escalas clínicas para la evaluación de la ES.

Escala	Tiempo (min)	Número ítems	Sistema puntuación	Rango puntuación	Fiabilidad Testretest	Fiabilidad Interexplorador	Validez constructo
FMA	20	33	3 puntos	0-66	alta	Alta	Alta
ARAT	10	19	4 puntos	0-57	alta	Alta	Media
BBT	1	1	Tiempo	varía	n/d	Alta	Alta
CAHAI	25	13	7 puntos	13-91	n/d	Alta	Alta
WMFT	10-dlc	15	6 puntos	0-75	alta	Alta	Alta
ABILHAND	n/d	23	3 puntos	n/d	n/d	Alta	Media

n/d: no definido

Tabla 3 Propiedades psicométricas de las escalas clínicas para la evaluación de la ES

La espasticidad produce una limitación relevante de las capacidades motoras, por lo que merece la pena contemplarla por separado. La valoración de la espasticidad es necesaria dada su repercusión en la función motora, así como en la coordinación. La tendencia espástica, en la ES, engloba a los músculos aductores y rotadores internos del hombro, flexores del codo, pronadores, flexores de muñeca y dedos y a la oposición del 1º dedo, y en el miembro inferior a los flexores de cadera y rodilla, aductores de cadera y flexores del tobillo. El paciente presentará una postura con actitud en flexo de los grupos articulares del miembro superior y de cadera y rodilla, más equinismo en tobillo. La Clasificación de Zancolli para mano y muñeca, y la Escala de Ashworth o la versión modificada de esta última son útiles para valorar la espasticidad (Cuadrado, 2009).

La escala de Ashworth es una medida indirecta de espasticidad. Se basa en la percepción del explorador. Se administra de forma rápida y sin equipamiento. Mide la resistencia de una articulación al movimiento pasivo a diferentes velocidades. Se evalúa mediante una puntuación de 0-4 donde 0 indica sin resistencia y 4 rigidez articular. Se ha desarrollado una versión modificada (MAS, del inglés modified ashworth scale) que permite añadir un signo + en el nivel 1 y por lo tanto, obtener 6 niveles de clasificación aumentando la sensibilidad en los niveles bajos de espasticidad (Charalambous, 2014).

Graded and Redefined Assessment of Strength, Sensibility and Prehension (GRASSP)

El GRASSP es una medida clínica cuantitativa del deterioro específico de la ES diseñada para su uso en pacientes con tetraplejía completa o incompleta tras una lesión de la médula espinal aguda y crónica (Kalsi-Ryan et al., 2012). El GRASSP mide la función sensoriomotriz y de prensión a través de 5 dominios; importante en la descripción del brazo y la función de la mano.

Dominios:

- Sensación: distingue puntajes para sensación dorsal y palmar.

- Fuerza
- Prehensión: distingue puntajes para el agarre cualitativo y cuantitativo.

Por lo tanto, la administración de GRASSP da como resultado 5 puntajes numéricos que proporcionan un perfil completo de la función de la extremidad superior (Kalsi-Ryan et al., 2012).

En la literatura científica se han encontrado estudios que muestran que la observación visual tiene una fiabilidad media y que es preciso aplicar técnicas específicas para obtener resultados repetibles entre exploradores (Eastlack et al., 1991) incluso entre observadores expertos (Kawamura et al., 2007; Krebs et al., 1985; Mackey et al., 2005).

1.4. La tecnología al servicio de la evaluación motora

La tecnología en rehabilitación se puede concebir como el conjunto de productos y conocimientos desarrollados desde avances tanto en la ingeniería de la rehabilitación como en las profesiones y disciplinas que estudian el fenómeno de la discapacidad (Martínez Matheus et al., 2006). En este orden de ideas, la tecnología en rehabilitación estudia no sólo lo relacionado con el desarrollo y la producción de instrumentos, equipos, sistemas o dispositivos, que contribuyan a procesos de rehabilitación, sino que se interesa, además, por el impacto de estos elementos en el desempeño y la capacidad funcional de las personas con discapacidad, en el acceso de estas personas y sus familias a los adelantos tecnológicos y en el nivel de uso que se les da, además de lo relacionado con la accesibilidad y diseño (Martínez Matheus et al., 2006).

La inclusión de la tecnología en el entorno clínico de rehabilitación es una pieza clave para la mejora de la eficacia de las evaluaciones de la función motora de la ES. Esto se debe a que los nuevos sistemas tecnológicos facilitan la captura y cuantificación del movimiento de la ES de los pacientes.

Para cuantificar la calidad del movimiento de la ES de los pacientes, es necesario partir de datos de movimiento previamente capturados con la mayor precisión posible ya que esto permitirá un minucioso análisis biomecánico. La biomecánica es un campo altamente técnico, y sus métodos de investigación cambian rápidamente como también lo hace la tecnología. Las técnicas de investigación se sustituyen regularmente por nuevas técnicas debido a la disponibilidad de software y hardware más rápidos y sofisticados (Robertson et al., 2013). La valoración cinemática requiere un sistema capaz de capturar el movimiento del cuerpo humano, por ejemplo, a través de marcadores externos.

Las tecnologías utilizadas para la captura y monitorización del movimiento proporcionan información exacta y confiable, por lo que pueden apoyar las actividades actuales de evaluación en rehabilitación. En términos generales, existen cinco tipos de métodos de monitorización usados en la rehabilitación de la parte superior del cuerpo humano (Q. Wang et al., 2017):

- 1) Sistemas mecánicos tradicionales
- 2) Tecnologías ópticas de reconocimiento de movimiento
- 3) Sistemas de seguimiento de cuerpo sin marcador
- 4) Soluciones basadas en robots.
- 5) Sistemas portátiles basados en sensores

A continuación, se describe cada uno de los métodos de monitorización y se proporcionan ejemplos de algunos sistemas utilizados en la actualidad en el campo clínico y en la investigación científica.

1.4.1. Sistemas mecánicos tradicionales

El goniómetro es un instrumento ampliamente utilizado y estandarizado, aunque existen datos sobre su baja fiabilidad inter-explorador, que depende de la experiencia del explorador, de la articulación a explorar y de la patología previa que pueda presentar el paciente. Los coeficientes inter-explorador usualmente son inferiores a 0.6 en goniometría de hombro, con errores estándar entre 14 y 25°.

La fiabilidad intra-explorador es baja considerablemente en niños con parálisis cerebral debido a factores como la espasticidad y las deformaciones posturales. Estas dos realidades de los coeficientes dan lugar a replantear el uso de este dispositivo como gold standard para valorar el rango de movimiento en pacientes con patología neurológica (Gajdosik et al., 1987; Mutlu et al., 2007).

1.4.2. Tecnologías ópticas de reconocimiento de movimiento

Son una evolución de los sistemas de fotogrametría. Se capta el movimiento mediante cámaras de infrarrojos que detectan marcadores reflectantes que se adhieren a la piel del paciente. Tienen una precisión muy elevada y permiten un amplio rango de frecuencia. Los sistemas comerciales más conocidos son Qualysis, Vicon y BTS.

El sistema de captura de movimiento Qualysis (Figura 6) cuenta con 4 aplicaciones entre las que se encuentran la de medicina, ingeniería y deportes (Qualisys, 2018). La aplicación en medicina se centra en el análisis clínico e investigación de la marcha, entre otros. Permite hacer diagnóstico, evaluación del tratamiento y/o monitoreo de todo el cuerpo o una parte del mismo (Qualisys, 2018). El sistema permite identificar los marcadores automáticamente y definir modelos biomecánicos propios. Cuenta con

herramientas de biomecánica 3D y permite realizar análisis y transmisión de datos en tiempo real. Permite hacer análisis de fuerza y electromiografía. El sistema Qualysis se ha usado en el diagnóstico, evaluación y monitoreo de la ES durante los primeros 3 meses trascurrido el ACV (Murphy et al., 2013) y en la cuantificación de variables cinemáticas de la ES de pacientes con ACV durante los movimientos de alcance y beber de un vaso (Murphy et al., 2011).

Figura 6 Sistema de captura de movimiento Qualysis.

El sistema de captura de movimiento Vicon (Figura 7) cuenta con 6 aplicaciones entre las que se encuentran la de biomecánica, ciencias del deporte y ciencias clínicas. La aplicación biomecánica abarca también la investigación, el rendimiento deportivo y la ciencia animal. Los sistemas Vicon pueden funcionar en un laboratorio, en un campo deportivo o en un salto de esquí. En invierno o en verano, en interiores o al aire libre. Este sistema permite obtener las posiciones 3D de los marcadores e integrar los datos de las placas de fuerza y electromiografía en tiempo real.

El área de ciencias clínicas se centra en medir o dar retroalimentación sobre los movimientos de todo el cuerpo o una parte de este, incluyendo detalles de las manos, la cara, los pies y la columna vertebral. Ha sido usado en la rehabilitación de ACV, análisis de postura, estudios de equilibrio y estudios de alcance. El análisis posterior a la captura de movimiento puede ser completamente automatizado, desde el etiquetado automático de marcadores hasta la detección automática de eventos. Ofrece múltiples opciones para crear modelos clínicos (Vicon, 2017).

En un estudio de investigación, este sistema ha sido usado como referencia para demostrar la validez y fiabilidad del Kinect como herramienta de evaluación funcional del rango de movimiento de 4 actividades que involucran las extremidades inferiores y superiores (Bonnechere et al., 2014).

Figura 7 Sistema de captura de movimiento Vicon.

El sistema de captura de movimiento BTS bioengineering cuenta con 7 aplicaciones entre las que se encuentran: el análisis de la oclusión dental, análisis dinámico de la actividad muscular, análisis de movimiento, rehabilitación motora, análisis postural, análisis del mecanismo respiratorio y análisis de la marcha.

Para el análisis de movimiento el sistema BTS cuenta con: el sistema optoelectrónico de alta precisión SMART DX, el sistema inercial inalámbrico G-walk (Figura 8), el laboratorio completo para análisis clínico BTS GAITLAB (Figura 9) y el BTS SPORTLAB (laboratorio completo para análisis de diferentes deportes) (BTS, 2017).

Para la rehabilitación motora y funcional el sistema BTS cuenta con una plataforma robótica ANYMOV (Figura 10 y Figura 11), recomendable para pacientes que necesitan tratamientos de rehabilitación continua, como trastornos del sistema nervioso (ACV, enfermedad de Alzheimer, etc.) o en pacientes hospitalizados a largo plazo con diferentes tipos de déficit. La movilización temprana y controlada de los pacientes ayuda a prevenir muchas complicaciones debidas a la inmovilidad y facilita la recuperación de las capacidades motoras y posturales (BTS, 2017).

Figura 8 Sistema inercial inalámbrico G-walk.

Figura 9 Laboratorio completo para análisis clínico BTS GAITLAB.

Figura 10 Plataforma robótica ANYMOV (horizontal).

Figura 11 Plataforma robótica ANYMOV (vertical).

El sistema BTS SMART D ha sido usado en investigaciones científicas tales como: modelado del movimiento sano durante la ejecución de AVDs (Costa et al., 2010), modelado del proceso de neurorrehabilitación de la ES (Costa Boned, 2014), creación de algoritmos inteligentes para el guiado terapéutico (Pérez-Rodríguez et al., 2014), definición de perfiles disfuncionales de pacientes con DCA (Villán-Villán et al., 2014), automatización del test de la EFM y en la valoración motora de la ES de pacientes con DCA (Villán-Villán et al., 2015).

1.4.3. Sistemas de seguimiento de cuerpo sin marcador

Los sistemas de detección de movimiento basados en cámaras de profundidad como el Microsoft Kinect. El Kinect (Mousavi Hondori et al., 2014) (Figura 12) tiene el potencial de avanzar significativamente la monitorización y evaluación de alteraciones, ya que proporciona datos cinemáticos objetivos con los que es posible guiar el desarrollo de nuevas terapias (Zheng et al., 2005).

La fidelidad de la cámara de profundidad combinada con las recientemente mejoras en el software de Kinect, permiten la función de seguimiento del cuerpo de hasta seis esqueletos completos (en comparación con los dos que solo podía seguir el sensor original) y de 25 articulaciones por persona (en comparación con las 20 que podría seguir el sensor original). Las posiciones de seguimiento son anatómicamente más precisas y estables y el intervalo de seguimiento es más amplio. También tiene nuevas funciones de infrarrojos (IR) que no solo permiten al sensor "ver" en la oscuridad, sino que también generan una vista independiente de la iluminación; dando la posibilidad de usar los infrarrojos y el color a la vez (Microsoft, 2017).

Figura 12 Microsoft Kinect.

Estudios recientes han demostrado que el Kinect puede utilizarse para cuantificar clínicamente parámetros relevantes de la marcha (Clark et al., 2013; Stone et al., 2011) y la postura (Clark et al., 2012; Clark et al., 2013). Un estudio ha demostrado la validez y fiabilidad del Kinect como herramienta de evaluación funcional del rango de movimiento de 4 actividades entre las que se encuentran la abducción del hombro y la flexión del codo (Bonnechere et al., 2014). Se ha demostrado que la terapia virtual basada en Kinect es eficaz para la rehabilitación después del ACV de la marcha (Wiederhold et al., 2012). Estudios recientes también han demostrado que la captura de movimiento basada en Kinect ayuda a motivar a los pacientes con afectación neurológica a participar en terapias físicas (Chang et al., 2011), las cuales son acogidas por los pacientes y terapeutas (Lange et al., 2011; Pastor et al., 2012).

Otros dispositivos con sensores de profundidad semejantes al Kinect disponibles en el mercado son: Leap Motion Controller, Intel Creative Camera, Xtion Pro Live (Mousavi Hondori et al., 2014). Cada uno de estos dispositivos cuenta con características particulares que facilitan la monitorización de determinadas actividades de rehabilitación. Por ejemplo, para el seguimiento de los dedos individuales de la mano, el sensor Leap es la opción más adecuada. Para el seguimiento de proximidad, el intel Creative es el más adecuado. Cuando se requiere monitorizar el movimiento del cuerpo completo, el Kinect o el Asus Xtion son los más apropiados (Mousavi Hondori et al., 2014).

1.4.4. Soluciones basadas en robots

Tradicionalmente, los dispositivos robóticos se han enfocado en la rehabilitación de las extremidades inferiores debido a la mayor sencillez en el modelado biomecánico de la marcha (Meng et al., 2015). Los sistemas robóticos para la rehabilitación de la ES usualmente realizan un guiado parcial o completo del paciente a lo largo de una trayectoria establecida.

Los dispositivos para la rehabilitación asistida por robot son cada vez más incorporados en los programas de cuidado de los pacientes tras un ictus. El InMotion2 robot es una versión comercial del MIT-Manus (Bosecker et al., 2012) y ha sido usado en investigaciones para cuantificar la recuperación motora de pacientes mediante métricas de evaluación basadas en datos cinemáticos (Colombo et al., 2012).

El MIT-Manus, uno de los dispositivos destacados en la rehabilitación, está compuesto de un manipulador y una interfaz de realidad virtual donde se le proponen al paciente ejercicios para el entrenamiento de movimientos en un plano (Hogan et al., 1992).

El robot InMotion ARM™ (Figura 13), la versión clínica del MIT-Manus, llamado tecnología de neurorrehabilitación basado en la evidencia, es un robot inteligente e

interactivo capaz de adaptarse continuamente a las habilidades de cada paciente. La American Heart Association publicó la siguiente declaración en 2010: El robot InMotion ARM™ puede contribuir a la mejora de la función motora durante el periodo de hospitalización tras un ictus (Aisen et al., 1997).

Figura 13 Robot InMotion ARM™.

1.4.5. Sistemas portátiles basados en sensores

Una revisión reciente ha demostrado que los sistemas portátiles basados en sensores tienen una creciente influencia en el seguimiento y en la retroalimentación de la postura y los movimientos de la ES en la rehabilitación de pacientes con ACV (Q. Wang et al., 2017). Los resultados indican que los acelerómetros y las unidades de medida inercial (IMU, del inglés inertial measurement units) son los sensores más utilizados (Q. Wang et al., 2017).

Los sensores se colocan generalmente en el tronco, la parte superior del brazo, el antebrazo, la muñeca y el dedo. En la mayoría de los casos los sensores son acoplados al cuerpo a través de dispositivos ad hoc con el propósito de permitir la mejora en el rango de movimiento durante la rehabilitación. Los sistemas con sensores incorporados en aparatos o prendas de vestir han empezado a surgir en los últimos 4 años.

Las evaluaciones clínicas que aplican este tipo de sistemas son escasas y se necesitan más para proporcionar evidencia sobre la eficacia y allanar el camino hacia la implementación en entornos clínicos (Q. Wang et al., 2017).

En los últimos años, se han llevado a cabo investigaciones con el fin de realizar la valoración del movimiento de la ES a partir de la automatización de la EFM usando diferentes sistemas y equipos de medida.

Kowalczewski et al. (Kowalczewski et al., 2011) proponen la utilización de una estación de trabajo pasiva denominada ReJoyce en la que los sujetos pueden realizar distintos movimientos (girar una perilla de una puerta, una llave y una clavija, etc.) interactuando con diversos juegos en un ordenador de forma que se pueda evaluar la capacidad de movimiento y manipulación de objetos. Este sistema fue comparado con las escalas clínicas ARAT y EFM. Las Figura 14 y Figura 15 muestran el manipulador y el brazo de ReJoyce.

Figura 14 Manipulador ReJoyce.

Figura 15 Brazo ReJoyce.

Otten et al. (Otten et al., 2015) establecieron un método para disminuir los tiempos de administración de la EFM y así fomentar una evaluación más frecuente en los pacientes con problemas motores. Los datos de movimiento fueron capturados con el Kinect, un guante DG5-VHand 3.0 (Figura 16), sensores inerciales Shimmer (Figura 17) y un sensor para medir la fuerza de agarre entre el dedo índice y el pulgar, mientras que la persona es guiada por medio de un vídeo para la ejecución de los movimientos requeridos.

El guante de datos DG5 VHand 3.0 se compone de cinco sensores de curvatura incorporados, con los cuales mide la precisión de los movimientos de los dedos. También tiene incorporado el sensor de movimiento Invensense™ 9 ejes (3 ejes de acelerómetro, 3 ejes de giroscopio y 3 ejes magnetómetro) que permite detectar los movimientos y la orientación de las manos. El guante puede ser alimentado desde un puerto USB o utilizar la batería interna. Como ya se ha dicho, este guante puede ser utilizado para capturas de movimiento y rehabilitación, pero también puede ser útil en otras aplicaciones como la robótica, realidad virtual, juegos innovadores y como ayuda de personas con discapacidad (DGTech Engineering Solutions, 2013).

Figura 16 Guante DG5-VHand 3.0

Figura 17 Sensor inercial Shimmer

Wang et al. (Wang et al., 2014) proponen un sistema de captura de movimiento basado en tecnología inercial con el fin de realizar la automatización preliminar de la EFM para calcular automáticamente las puntuaciones asociadas al movimiento del hombro y codo. En esta investigación es usado un sistema de redes de sensores inalámbricos WBSN (del inglés wireless body sensor networks) ubicados en la ES.

Olesh et al. (Olesh et al., 2014) proponen un sistema de objetivación de los ítems relativos al hombro y al codo de las escalas EFM y ARAT. En esta investigación se ha usado el Kinect y el sistema de captura de movimiento Impulse Phase Space (Figura 18) (PhaseSpace, 2017).

Figura 18 Sistema de captura de movimiento Impulse (Phase Space).

Este sistema cuenta con tecnología LED activa patentada y realiza el procesamiento en tiempo real de hasta 8 personas (cuerpo y dedos) eliminando el intercambio de marcadores para obtener datos más limpios. Proporciona datos de movimiento precisos con resolución inferior al milímetro. Cuenta con un sistema portátil que permite la captura de movimiento en interiores y exteriores.

1.5. Justificación de la investigación

La presente Tesis Doctoral se enmarca dentro de la línea de investigación 'Ingeniería de la neurorrehabilitación' del Grupo de Bioingeniería y Telemedicina (GBT) de la Universidad Politécnica de Madrid (UPM) (GBT, 2017), llevada a cabo en colaboración con el Institut Guttmann (Institut Guttmann, 2017), específicamente en la sublínea centrada en las secuelas funcionales dentro del programa de bioingeniería aplicada a la funcionalidad de las personas. Estas investigaciones nacen debido a la alta demanda en la introducción de tecnología para la mejora de los procedimientos terapéuticos en el ámbito de la neurorrehabilitación funcional, principalmente en aquella enfocada a la recuperación de la funcionalidad de la extremidad superior.

El Institut Guttmann (Figura 19), fundado el 27 de noviembre de 1965, fue inaugurado en Barcelona en el barrio de La Sagrera como el primer hospital de España dedicado al tratamiento y rehabilitación integral de las personas afectadas por una lesión medular. El hospital recibió su nombre en honor al Dr. Guttmann.

El Institut Guttmann es un hospital de referencia para el tratamiento médicoquirúrgico y la rehabilitación integral de las personas con lesión medular, DCA y otras grandes discapacidades de origen neurológico. Su objetivo consiste en proporcionar la mejor asistencia médico-rehabilitadora especializada de manera integral, continuada, personalizada y con el más alto nivel humano, científico y técnico. Sus instalaciones, el equipo formado por cerca de 400 profesionales y la experiencia de haber atendido a más de 17.000 pacientes, hacen del Institut Guttmann uno de los hospitales más avanzados del mundo en su especialidad. La misión de I+D+i del Institut Guttmann se centra en el desarrollo de los aspectos académicos, científicos y de investigación en materia de neurociencias en general y de la neurorrehabilitación y las tecnologías aplicadas a la autonomía personal en particular. El Institut Guttmann también cuenta con el laboratorio de cinemática (Figura 20) en el cual se llevan a cabo distintas actividades de investigación en rehabilitación física. El Institut Guttmann y el GBT de la UPM mantienen una estrecha colaboración desde 2006, creando un equipo de investigación interdisciplinar.

Figura 19 Institut Guttmann

Figura 20 Laboratorio de cinemática del Institut Guttmann

Una de las características fundamentales de la línea de investigación anteriormente descrita es el abordaje multidisciplinar del problema planteado. El equipo de investigación está formado tanto por un grupo de expertos clínicos (médicos, rehabilitadores, fisioterapeutas, terapeutas ocupacionales y neuropsicólogos) pertenecientes al Institut Guttmann como por un grupo de bioingenieros del GBT de la UPM. De esta forma se pretende generar conocimiento compartido partiendo de las necesidades, las expectativas, los requerimientos, las oportunidades tecnológicas, las nuevas tecnologías en desarrollo y las necesidades no cubiertas, para estimular el desarrollo de nuevas soluciones en el campo de la neurorrehabilitación.

Actualmente, la evaluación de la función motora de la ES de pacientes con DCA se centra en escalas clínicas subjetivas altamente dependientes de los criterios y experiencia del examinador. El creciente número de sujetos con DCA y la falta de herramientas de valoración objetiva estandarizada, hace necesaria la creación de nuevos métodos que permitan cuantificar, evaluar e interpretar de manera precisa y fiable el movimiento de la ES.

Concretamente se propone una nueva metodología que, centrada en la evaluación Fugl-Meyer, pueda ser usada como herramienta de evaluación para ayudar a los

terapeutas en el cuidado y diagnóstico de los pacientes y facilitar que la rehabilitación sea cada vez más personalizada.

La presente tesis doctoral se desarrolla en cuatro fases representadas en la **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia..** En la primera fase se realiza el modelado y formalización del conocimiento asociado a los movimientos de la EFM en particular aquellos que valoran la ES. La formalización permitirá disponer de modelos de referencia de la ejecución de los movimientos que serán usados como para el análisis de los movimientos de los pacientes con DCA.

En la segunda fase de cuantificación se hace necesario definir y calcular métricas capaces de discriminar entre los movimientos realizados por sujetos sanos y sujetos con DCA. La cuantificación permitirá caracterizar el movimiento patológico a partir de parámetros de movimiento. En la tercera fase de evaluación motora objetiva se hace necesario calcular scores objetivos de los movimientos de la EFM. La evaluación permitirá estimar un score por cada movimiento y un score global para todos los movimientos realizados, teniendo en cuenta los mismos valores y criterios de puntuación definidos por la EFM. En la cuarta fase de interpretación se hace necesario definir 3 niveles que permiten un análisis detallado de los scores estimados y obtener la interpretación clínica de dichos scores.

Figura 21 Fases de la integración realizada en la Tesis Doctoral

1.6. Organización de la tesis

La tesis doctoral está organizada en 5 capítulos: Introducción (Capítulo 1), Hipótesis y objetivos (Capítulo 2), Modelado de la evaluación Fugl-Meyer (Capítulo 3), Evaluación motora objetiva (Capítulo 4) y finalmente Conclusiones y trabajos futuros (Capítulo 5).

En el presente Capítulo 1 se ha descrito el ámbito de la investigación de la tesis doctoral, dando a conocer el problema clínico abordado, la justificación y la motivación del trabajo. Seguidamente el Capítulo 2 expone las hipótesis de investigación y los objetivos que se han seguido en la tesis.

Los Capítulos 3 y 4 recogen los aspectos metodológicos y principales resultados del trabajo de investigación realizado. El Capítulo 3, se centra en la metodología de modelado de la EFM y la cuantificación del movimiento de la ES. El modelado tiene por objeto formalizar el conocimiento asociado a la EFM facilitando la introducción de nuevas herramientas software y hardware al proceso de evaluación de la ES. La cuantificación tiene por objeto calcular las variables cinemáticas de los movimientos de sujetos sanos y de pacientes e identificar las diferencias entre ellos y la caracterización de los movimientos de los pacientes. En el Capítulo 4 se propone la metodología de evaluación motora objetiva, que tiene como fin estimar el score objetivo global y los scores por movimiento. La interpretación tiene por objeto el análisis del control motor de la ES de los pacientes a partir de los scores estimados. Finalmente, el Capítulo 5 presenta las conclusiones y los trabajos futuros.

CAPÍTULO 2. HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

2.1. Hipótesis de investigación

Las hipótesis de investigación de la presente tesis doctoral se enumeran a continuación:

H1. El uso de metodologías para la definición y formalización de los movimientos de la evaluación Fugl-Meyer de la extremidad superior podría permitir la creación de modelos de referencia de ejecución para el análisis de los movimientos realizados por pacientes con DCA.

Los modelos cinemáticos de referencia de ejecución de los movimientos de la EFM contruidos a partir de datos de movimiento de la ES de sujetos sanos han surgido en los últimos años en respuesta a dos necesidades: conocer en detalle cómo los sujetos sanos realizan movimientos de la EFM, desde el punto de vista cinemático, y crear una referencia o línea base para la comparación entre movimientos sanos y patológicos. Pese al desarrollo de diversas metodologías propuestas en la literatura científica, existen aún retos importantes para la solución de estas necesidades.

Parte del potencial de estos modelos radica en la posibilidad de describir las características cinemáticas del movimiento de manera precisa y con un nivel de detalle, que permita generar una referencia de análisis estable. Los modelos cinemáticos también facilitarán la identificación de alteraciones específicas en la ES de pacientes mientras estos ejecutan los movimientos de la EFM, una de las más usadas en la práctica clínica y en investigación. El presente trabajo de investigación plantea modelar los movimientos de la ES de la EFM en torno a una metodología que proporcione datos objetivos sobre dichos movimientos y por ende la creación de modelos de referencia cinemáticos.

H2. Es posible definir un perfil disfuncional de un paciente con daño cerebral adquirido a partir de un conjunto de parámetros obtenidos en el cálculo de métricas de caracterización del movimiento de la extremidad superior.

Hoy en día existe una gran variedad de métricas utilizadas por la comunidad científica con el fin de cuantificar y evaluar de manera exacta, precisa y confiable el movimiento humano. La posibilidad de obtener parámetros de movimiento temporales, de coordinación, de similitud y de correlación entre otros, aporta datos objetivos ausentes en la evaluación motora convencional y definen el estado de la función motora de los pacientes durante el proceso de rehabilitación. La cantidad de datos objetivos y la capacidad de objetivación del movimiento aumenta en gran medida cuando los parámetros son calculados en cada uno de los movimientos de las articulaciones de la ES de cada paciente. Por tanto, esta investigación plantea la definición de los perfiles disfuncionales a partir de los parámetros de movimiento que caracterizan la función motora de los pacientes con DCA.

H3. La necesidad de objetivar los movimientos de la evaluación Fugl-Meyer para lograr una rehabilitación física más personalizada, requiere la definición de un algoritmo de evaluación motora objetiva de la extremidad superior.

Los algoritmos de evaluación objetiva pretenden ofrecer una solución a la inherente subjetividad de las escalas clínicas de evaluación convencionales. Dicho algoritmo puede aportar nuevas herramientas para la estimación automática de los resultados de la EFM. Por consiguiente, se propone un algoritmo de evaluación motora objetiva como herramienta que ayude a los terapeutas en la mejora de la precisión del diagnóstico de los pacientes con DCA y permita lograr una rehabilitación física más personalizada y potencialmente efectiva.

H4. Es posible realizar un análisis detallado de la función motora de la extremidad superior de los pacientes con daño cerebral a partir de la evaluación proporcionada por el algoritmo de evaluación motora objetiva.

La importancia de la evaluación de la función motora de la ES radica no solo en calcular los resultados de la evaluación de los pacientes, si no en el análisis de dichos resultados. A pesar del desarrollo de metodologías centradas en la evaluación de la ES de pacientes con DCA, aún existen necesidades concretas por resolver que permitan dar un paso importante hacia una evaluación cuantitativa capaz de capturar completamente el estado de la función motora de los pacientes y sensible a los

cambios durante el tratamiento de rehabilitación. El presente trabajo de investigación propone la interpretación de los scores estimados por un algoritmo de evaluación en 3 niveles, que permitan un análisis granular de los scores estimados y de este modo detectar cambios en la evaluación del paciente con un nivel de detalle superior a los algoritmos existentes.

2.2. Objetivos

Objetivo General

Definir una nueva metodología de evaluación motora objetiva basada en la evaluación Fugl-Meyer de la extremidad superior de pacientes con daño cerebral adquirido, para mejorar la eficacia de los tratamientos de rehabilitación funcional, y contribuir al objetivo final de conseguir una rehabilitación más personalizada y basada en la evidencia.

Objetivos específicos

- Modelar los movimientos de la EFM relacionados con la ES para la creación de modelos de referencia desde el punto de vista cinemático.
 - Diseñar un modelo biomecánico de la ES compuesto por 10 grados de libertad.
 - Implementar una metodología de modelado de los movimientos de la ES propuestos por la EFM.
 - Generar los modelos de referencia de ejecución de los movimientos de la ES de EFM.
 - Describir desde el punto de vista biomecánico los movimientos de la EFM en sujetos sanos.
 - Validar la consistencia de los modelos de referencia como línea base en el análisis de los movimientos patológicos.
- Definir métricas para la caracterización de los movimientos de la ES de pacientes con DCA.
 - Definir métricas que permitan cuantificar los movimientos de la EFM de la ES.
 - Obtener los parámetros de los movimientos de la EFM.

- Definir perfiles disfuncionales a partir de los parámetros que caracterizan los movimientos de los pacientes con DCA.
 - identificar diferencias cinemáticas entre los movimientos realizados por sujetos sanos y por pacientes.
- Diseñar y validar un algoritmo de evaluación motora objetiva enfocado a los movimientos de la EFM de la ES
 - Diseñar e implementar un algoritmo de evaluación que permita estimar un score objetivo global para todos los movimientos y un score individual para cada uno de ellos.
 - Interpretar y analizar la función motora de los pacientes a partir de los scores objetivos estimados por el algoritmo.
 - Calcular la correlación entre los scores estimados por el algoritmo y los scores dados por los terapeutas para la validación del algoritmo.

CAPÍTULO 3. MODELADO DE LA EVALUACIÓN FUGL-MEYER

3.1. Introducción

El modelado de procesos se utiliza ampliamente por empresas y organizaciones que enfocan sus esfuerzos en la mejora continua de la calidad y seguridad de sus servicios prestados. Una sencilla definición de proceso es: conjunto de las fases sucesivas de un fenómeno natural o de una operación artificial (Real Academia Española, 2017). En el libro *Gestión por procesos* de (Pérez Fernández de Velasco, 2017) se encuentra otra definición: “Secuencia (ordenada) de actividades (repetidas) cuyo producto tiene valor para su usuario o cliente”. Entendiendo valor como “todo aquello que se aprecia o estima” por el que lo percibe (cliente, accionistas, personal, proveedores, sociedad).

El sector salud es uno de los sectores en los que se emplea el modelado de procesos. Concretamente, en el campo de la neurorrehabilitación, el modelado de procesos posibilita la comprensión y análisis de las actividades implicadas en el proceso de rehabilitación con el fin de alcanzar un entorno de mejora continua (Caballero Hernandez et al., 2011). Para realizar el modelado de la información se hace necesaria la extracción del conocimiento implícito del personal clínico. Esto posibilita una visión integral del proceso de rehabilitación, su análisis, la comprensión de los componentes, la propuesta de mejoras, la planificación y la automatización.

El modelado supone un punto de partida hacia la mejora continua en el ámbito de la neurorrehabilitación. En primer lugar, la identificación de indicadores de proceso y resultados objetivos hace posible monitorizar de forma exhaustiva las sesiones de rehabilitación. Esto permite un control continuo del estado del paciente y del modo de ejecución de los ejercicios, posibilitando una adaptación de la actividad a las necesidades del paciente (rehabilitación personalizada). En segundo lugar, disponer de datos objetivos sobre el proceso de evaluación hace que sea posible llevar a cabo estudios clínicos acerca del mismo. Esto abre las puertas a la generación de conocimiento científico que sirva como elemento de soporte en la toma de decisiones clínicas (rehabilitación basada en la evidencia) (Caballero Hernandez et al., 2011).

Uno de los procesos fundamentales de la neurorrehabilitación física es la evaluación de la función motora de la ES. Las OM de la función del brazo y de la mano tras un ictus, como por ejemplo las escalas de evaluación, frecuentemente se incluyen en diferentes revisiones científicas (Murphy et al., 2015). La Figura 22 muestra la visión general de las OM que fueron incluidas y evaluadas más de una vez en distintas revisiones (barras grises) y el número de veces que la OM cumplió con los criterios estandarizados para las propiedades psicométricas (barras negras). De las 5 OM más representativas, dirigidas a las deficiencias de las funciones del cuerpo, la parte motora de la EFM (Fugl-Meyer et al., 1975) demostró el nivel más alto de psicometría y utilidad clínica (Murphy et al., 2015). Por este motivo, la EFM es recomendable para la evaluación de la función y actividad de la ES tras un ACV (Murphy et al., 2015).

Figura 22 Visión general de las medidas de resultado (Murphy et al., 2015).

La EFM se utiliza frecuentemente en investigación y en la práctica y tiene una utilidad clínica aceptable y comparable (administración, puntuación, interpretación, costo y portabilidad) (Murphy et al., 2015). Sin embargo, la cantidad de tiempo de evaluación de un paciente impide que sea ampliamente aceptado en rutina clínica (Wang et al., 2014).

La EFM se encuentra parametrizada desde el punto de vista de las propiedades psicométricas, los movimientos a realizar y el sistema de puntuación. Sin embargo, existe la necesidad de definir y formalizar desde el punto de vista cinemático, cuál es la manera más adecuada para llevar a cabo cada movimiento de la EFM-ES. Por este motivo el presente trabajo de investigación propone la creación de una metodología de modelado y cuantificación de los movimientos de la EFM-ES. Esta metodología tiene por fin principal la generación de modelos cinemáticos de referencia, para facilitar el

análisis del movimiento de los pacientes con una cantidad mayor de datos objetivos y la incorporación de nuevas herramientas al proceso de neurorrehabilitación física de ES.

El presente capítulo aborda las 2 primeras fases del proceso de evaluación objetiva con el modelado y la cuantificación de los movimientos de la EFM-ES. Así, se propone una metodología de modelado y formalización del conocimiento asociado a los movimientos de la EFM. Se expone también la definición y el cálculo de métricas capaces de caracterizar el movimiento patológico y discriminarlo de los movimientos realizados por sujetos sanos.

3.2. Estado del arte

El análisis y cuantificación del movimiento de la ES de sujetos sanos y sujetos con DCA se ha abordado por diferentes métodos entre los cuales se encuentran:

1) El análisis cinemático (Aprile et al., 2014; de los Reyes-Guzmán et al., 2014; Hingtgen et al., 2006; Kim et al., 2013) que provee datos objetivos y permite describir de manera precisa los movimientos de la ES y las estrategias motoras asociadas a las tareas orientadas hacia un objetivo concreto.

2) El modelado de las AVD (Aprile et al., 2014; Costa Boned, 2014; de los Reyes-Guzmán et al., 2010; Kim et al., 2014; Murphy et al., 2006; Murphy et al., 2013; Pérez-Rodríguez, 2012) que permite describir en detalle las estrategias motoras empleadas por sujetos sanos a partir de los cuales se establecen patrones cinemáticos. Estos modelos pueden ser usados como una referencia en la comparación con sujetos con DCA (Pérez et al., 2010).

Los estudios centrados en el método de análisis cinemático (Aizawa et al., 2010; Magermans et al., 2005; Murgia et al., 2010; Murphy et al., 2006; Namdari et al., 2012; Petuskey et al., 2007; Van Andel et al., 2008) se han desarrollado con el objetivo de cuantificar los movimientos de la ES durante la ejecución de AVDs en sujetos sanos. Por ejemplo, en el estudio propuesto por (Murphy et al., 2006) se demuestra la consistencia de un método de análisis de movimiento tridimensional para la AVD “beber de un vaso” y se describe la tarea de beber en 5 fases con variables cinemáticas en sujetos control.

Los estudios enfocados en la cuantificación del movimiento patológico de pacientes con ACV se centran en el análisis cinemático de la ES durante la tarea de alcance (Cirstea et al., 2000, Hingtgen et al., 2006). Por ejemplo, en (Cirstea et al., 2000) se reporta la comparación del movimiento entre grupos de pacientes y grupos control. En

(Hingtgen et al., 2006) se valida un sistema de evaluación tridimensional del movimiento de la ES que compara datos cinemáticos entre los brazos afectados y no afectados.

Otros estudios reportan el análisis cinemático de la ES durante la ejecución de la AVD “beber con un vaso” (Kim et al., 2014; Murphy et al., 2011, 2013), para determinar la funcionalidad de la ES afectada en pacientes con ACV. Por ejemplo, en (Kim et al., 2014) se identifican diferencias cinemáticas entre pacientes hemipléjicos y sujetos control en relación a las fases de la tarea de beber (Murphy et al., 2006) y se definen patrones cinemáticos cuantitativos del movimiento de pacientes con la ES afectada. En (Murphy et al., 2013) se investiga la capacidad de respuesta de varias medidas cinemáticas para identificar la recuperación motora y funcional de pacientes durante la AVD de beber, y los resultados se compararon con escalas clínicas.

El modelado de las AVDs pertenecientes a planes terapéuticos de neurorrehabilitación física (Costa Boned, 2014; Pérez-Rodríguez, 2012), ha sido empleado con el objetivo de representar y formalizar la información asociada a diferentes AVDs que involucran la ES. Por ejemplo, en (Costa Boned, 2014) se reportan las bandas de normalidad (perfiles de funcionalidad) de la ES en la ejecución de 6 AVDs (por ejemplo, trasladar la botella desde la mesa hasta el estante) concebidas para posibilitar comparaciones con patrones de comportamiento biomecánico patológicos de pacientes con DCA. En el trabajo de investigación propuesto por (Pérez-Rodríguez, 2012) se presenta la metodología de modelado de 2 AVDs (coger la botella y servir agua de una jarra). En dicho trabajo también se propone un modelo de referencia de la ejecución de las AVDs, desde el punto de vista cinemático, con el fin de facilitar su examen. Los modelos de referencia para las AVDs se construyen con personas sanas y se usan en la comparación de movimientos entre sujetos patrón y pacientes con DCA.

Las medidas cuantitativas de la calidad del movimiento humano son importantes en el campo de la rehabilitación debido a que permiten:

- Identificar alteraciones en el movimiento y los cambios clínicamente importantes en el estado funcional de los pacientes (BIAUSA, 2017)
- Discriminar entre condiciones sanas y patológicas (Yang et al., 2002)
- Expresar los resultados durante el tratamiento de rehabilitación y evaluar su eficacia (Yang et al., 2002)
- Aportar información clave para la toma de decisiones en el ámbito clínico (de los Reyes-Guzmán et al., 2014).

Las métricas objetivas para la cuantificación de la función de la ES pueden ser clasificadas según su propósito en 3 grupos: discriminativas, de evaluación y de predicción (de los Reyes-Guzmán et al., 2014). Las métricas discriminativas se emplean frecuentemente con el fin de detectar diferencias estadísticas significativas entre

sujetos sanos y pacientes con lesiones neurológicas durante el desarrollo de movimientos funcionales (Jaspers et al., 2011; Van Der Heide et al., 2005) o AVDs (de los Reyes-Guzmán et al., 2010; Murphy et al., 2011).

Las métricas de evaluación pueden ser útiles como medida de evaluación si cumplen las propiedades de validez (Celik et al., 2010; Osu et al., 2011; Van Der Heide et al., 2005), reproducibilidad (de los Reyes-Guzmán et al., 2010; Osu et al., 2011; Wagner, Rhodes, & Patten, 2008) y sensibilidad al cambio (Murphy et al., 2013). Las métricas de predicción se usan para predecir los resultados de escalas clínicas mediante la aplicación de modelos de regresión (Yu et al., 2016; Zariffa et al., 2012).

En los estudios que proponen la automatización de la EFM (Hou et al., 2012; Olesh et al., 2014; Otten et al., 2015; Prochazka et al., 2015; Wang et al., 2014; Yu et al., 2016), con el fin de valorar la función motora de la ES, usualmente se aplican metodologías de entrenamiento de sistemas automáticos como los modelos de regresión. En los trabajos propuestos por (Olesh et al., 2014; Otten et al., 2015) se realiza análisis cinemático previo al uso de sistemas automáticos. En (Olesh et al., 2014) se usan los datos de movimiento del brazo sano de los pacientes como referencia de comparación entre movimientos sanos y patológicos. Posteriormente se aplica análisis de componentes principales. En (Otten et al., 2015) se usan los datos de movimiento de sujetos sanos, realizados de manera impecable, parcial y sin movimiento, como referencia para el análisis de los movimientos patológicos. Posteriormente se aplica máquinas de vectores de soporte (SVM, del inglés *support vector machine*). En los 2 casos anteriormente descritos se usan metodologías de entrenamiento de sistemas automáticos en lugar de metodologías para la creación de modelos de referencia de ejecución de los movimientos de la EFM.

3.2.1. Análisis crítico del estado del arte

Como se puede observar, ha surgido recientemente un amplio número de iniciativas que tratan de dar solución al modelado y la cuantificación objetiva de los movimientos de la ES de sujetos sanos y de pacientes con daño neurológico. Sin embargo, tras la revisión bibliográfica, se puede observar que las metodologías de los trabajos de investigación tienen, por lo general alguna de las debilidades que se presentan a continuación:

1. No consideran la creación de modelos de referencia de ejecución de los movimientos de la EFM-ES contruidos a partir de metodologías de modelado. En su lugar, presentan modelos de referencia de la ejecución de las AVDs y movimientos de la ES como el de alcance.
2. No consideran metodologías de modelado de la EFM para la descripción detallada, desde el punto de vista cinemático, de cómo los sujetos sanos

realizan los movimientos de la EFM. En su lugar, los trabajos de investigación reportan metodologías de entrenamiento de sistemas automáticos basados en el paradigma del “modelo de caja negra” ("caja negra" es la metáfora general de una unidad autónoma cuyos procesos internos están ocultos para el espectador) (Susser & Susser, 1996). El modelo de caja negra dificulta su uso posterior para el análisis de los movimientos de pacientes con DCA.

Las principales razones para considerar el modelado y la cuantificación de la EFM-ES en el presente trabajo de investigación, se describen seguidamente:

1. La necesidad de modelar de manera formal y detallada, desde el punto de vista cinemático, los movimientos de la EFM-ES realizados por sujetos sanos y por pacientes con DCA.
2. La necesidad de crear modelos de referencia de ejecución de los movimientos de la EFM.
3. La necesidad de cuantificar el movimiento de sujetos sanos y de pacientes.
4. La necesidad de caracterizar el movimiento patológico.
5. La necesidad de identificar diferencias cinemáticas entre el movimiento de sujetos sanos y pacientes.

De esta manera, conocidas la relevancia y el interés científico de la EFM, el objetivo principal de este Capítulo es proponer una metodología de modelado de los movimientos de la evaluación Fugl-Meyer relacionados con la ES. Esta metodología se centra en la creación de modelos de referencia estadísticamente estables y consistentes para su uso posterior en el análisis del movimiento de los pacientes con DCA. Dicha metodología proporciona datos objetivos para la identificación de las diferencias cinemáticas entre sujetos sanos y sujetos con DCA y facilita la caracterización del movimiento patológico de cada paciente.

3.3. Metodología

En este apartado se describe la metodología de modelado y cuantificación de los movimientos de la evaluación Fugl-Meyer llevada a cabo para la generación de modelos de referencia y la caracterización del movimiento de los pacientes con DCA. La metodología consta de las siguientes partes:

1. Modelo biomecánico de la extremidad superior
2. Movimientos de la evaluación Fugl-Meyer
3. Generación de modelos de referencia
4. Métricas y parámetros de movimiento
5. Perfil disfuncional

3.3.1. Modelo biomecánico de la extremidad superior

La ES humana posee características anatómicas y fisiológicas que la hacen única. Entre las funciones de la ES se encuentra el permitir movimientos amplios y precisos, con capacidad de agarrar, manipular y acercar objetos a la vista o a la boca fácilmente. La estructura ósea de la ES se representa en la (Figura 23).

El modelo biomecánico utilizado en esta investigación considera que la ES consta de cinco segmentos rígidos articulados entre sí (Villán-Villán et al., 2018) (Figura 24). El modelo biomecánico es una versión extendida del propuesto en (Pérez-Rodríguez et al., 2014). Los segmentos del modelo biomecánico se definen anatómicamente como se expone a continuación:

- **Clavícula:** forma parte del complejo de la cintura escapular junto con los huesos de la escápula y el humero que se articulan entre sí a través de tres articulaciones: esternocostoclavicular, acromioclavicular y escapulohumeral (Figura 25). Anatómicamente la clavícula se puede definir como el segmento comprendido entre la articulación esternocostoclavicular a la articulación del hombro. Este segmento se une al esternón y al primer cartílago costal mediante la articulación esternocostoclavicular y al brazo mediante la articulación del hombro.
- **Brazo:** se corresponde anatómicamente con el segmento comprendido entre las articulaciones del hombro y el codo, el cual dispone del húmero como una única estructura ósea; este hueso se une al antebrazo mediante la articulación del codo.
- **Antebrazo:** anatómicamente equivale al segmento comprendido entre el codo y la mano, compuesto por las estructuras óseas del cúbito y del radio. Este segmento se une a la mano a través de la articulación de la muñeca.
- **Mano:** Desde el punto de vista anatómico, la mano se compone de los huesos carpianos y metacarpianos, de tal forma que esta puede definirse como el segmento entre la articulación de la muñeca y la 3ª articulación metacarpofalángica – III MCP.
- **Dedos:** se componen de los huesos interfalángicos y falanges, de modo que éstos se pueden definir como el segmento entre la III MCP y la 3ª articulación interfalángica distal – III DIP.

Figura 23 Estructura ósea de la extremidad superior

Figura 24 Segmentos del modelo biomecánico de la ES

Figura 25 Representación anatómica de la cintura escapular

A continuación, se presentan los planos y ejes del movimiento (Figura 26) (Costa Boned, 2014) los cuales permiten entender con mayor facilidad las descripciones anatómicas del presente trabajo.

El plano sagital es un plano imaginario que cruza la línea media del cuerpo humano en sentido antero-posterior dividiéndolo en dos hemicuerpos: derecho e izquierdo. En este plano, se producen los movimientos de flexo-extensión.

El plano transversal es un plano imaginario que cruza el cuerpo humano a la altura del centro de gravedad, dividiéndolo en dos partes: superior e inferior. En este plano se producen los movimientos de rotación.

El plano coronal o frontal es un plano que divide el cuerpo en sentido transversal (de izquierda a derecha) dividiendo el cuerpo en dos mitades: anterior y posterior. En este plano se producen los movimientos de abducción y aducción principalmente.

Figura 26 Ejes y planos anatómicos

Desde el punto de vista biomecánico, las articulaciones que recoge un modelo de ES se especifican de la siguiente manera (Kapandji, 2006):

- **Clavícula:** se corresponde con la articulación esternocostoclavicular del complejo de la cintura escapular. que cuenta con los siguientes grados de libertad (GdLs):
 - **Elevación:** movimiento de la clavícula en el plano coronal o frontal. Cuando la posición externa de la clavícula se eleva, su porción interna se desliza hacia abajo. Comprende un rango de movilidad desde 0° hasta los 30° (Figura 27).
 - **Depresión:** movimiento de la clavícula en el plano vertical. Cuando la clavícula desciende, su porción interna se eleva. Comprende un rango de movilidad desde 0° hasta los 30° (Figura 27).
 - **Antepulsión:** movimiento de anteposición de la cara externa de la clavícula en el plano transversal. Comprende un rango de movilidad desde 0° hasta los 15° (Figura 28).
 - **Retropulsión:** movimiento de retroposición de la cara interna la clavícula en el plano transversal. Comprende un rango de movilidad desde 0° hasta los 10° (Figura 28).

Figura 27 Elevación y depresión de la clavícula

Figura 28 Antepulsión y retropulsión de la clavícula (visión superior).

- **Hombro:** se corresponde con la articulación escapulohumeral del complejo de la cintura escapular, siendo el complejo articular con mayor movilidad de todo el organismo con 3 ejes de trabajo y 3 grados de movilidad. El hombro cuenta con los siguientes GdLs:
 - **Flexión:** elevación del húmero en un plano perpendicular o sagital a la escápula (Figura 29). Comprende un rango de movilidad desde 0° (húmero paralelo al tronco) hasta los 180° (húmero paralelo a la cabeza).
 - **Extensión:** movimiento posterior del húmero perpendicular al plano de la escápula (Figura 30). Comprende un rango de movilidad desde 0° (húmero paralelo al tronco) hasta los 60° (húmero posterior al tronco).
 - **Aducción:** aproximación del brazo al tronco (Figura 31). El rango de movilidad comprende desde los 0° (húmero paralelo al tronco) hasta los 75° (húmero perpendicular al tronco)
 - **Abducción:** separación lateral del brazo respecto del tronco en el plano coronal o frontal (Figura 32). El rango de movilidad varía desde los 0° (húmero paralelo al tronco) hasta los 180° (húmero paralelo a la cabeza).
 - **Rotación interna:** rotación de la cabeza del húmero sobre la cavidad glenoidea. El rango de movimiento oscila entre los 0° y los 90° cuando la mano queda por delante del tronco (Figura 33) y entre los 90° y 110° cuando la mano queda por detrás del tronco (Figura 34).
 - **Rotación externa:** rotación de la cabeza del húmero sobre la cavidad glenoidea, pero en sentido opuesto a la rotación interna (Figura 35). El rango de movimiento oscila entre los 0° y los 75°.

Figura 29 Flexión de hombro

Figura 30 Extensión de hombro

Figura 31 Aducción de hombro

Figura 32 Abducción de hombro

Figura 33 Rotación interna de hombro con mano delante

Figura 34 Rotación interna de hombro con mano detrás

Figura 35 Rotación externa de hombro

- **Codo:** esta articulación se compone a su vez de las articulaciones humero-radial, humero-cubital y radio-cubital proximal, aunque desde el punto de vista anatómico se considera una única articulación. Los GdLs que tiene asociados son los siguientes:
 - **Flexión:** aproximación de la cara anterior del antebrazo a la cara anterior del brazo (Figura 36). El rango de movimiento comprende desde los 0° (ES completamente estirada) hasta los 145°. El eje de flexión no es totalmente recto, sino que se encuentra desviado 6° aproximadamente.
 - **Extensión:** se define como el movimiento de retorno del antebrazo a la posición anatómica tras un movimiento de flexión (Figura 36).
 - **Pronación:** se define como la rotación del eje del antebrazo respecto del brazo cuando el codo se encuentra en algún punto de flexión, con el dedo pulgar apuntando hacia el centro del cuerpo, la pronación hace

que la cara posterior de la mano quede enfrentada con el sujeto (Figura 37). El rango de movimiento varía desde los 0° hasta los 80°.

- **Supinación:** en una posición como la descrita para definir el movimiento de pronación, el movimiento de supinación haría enfrentarse al sujeto con la palma de su mano (Figura 38). El rango de movimiento varía desde los 0° hasta los 90°.

Figura 36
Flexoextensión de codo

Figura 37 Pronación del
antebrazo

Figura 38 Supinación
del antebrazo

- **Muñeca:** es una de las articulaciones más completas del cuerpo humano. Cuenta con los siguientes GdLs.
 - **Flexión:** movimiento producido alrededor de un eje transversal que permite acercar la palma de la mano a la cara anterior del antebrazo. El rango de movimiento varía desde los 0° hasta los 65° (dedos cerrados) o hasta los 85° (dedos abiertos) (Figura 39).
 - **Extensión:** movimiento inverso a la flexión e implica la aproximación del dorso de la mano en la cara dorsal del antebrazo. El rango de movimiento oscila entre los 0° y los 85° (Figura 40).
 - **Desviación radial:** la mano se aleja del eje del cuerpo formando su borde externo (correspondiente al del dedo pulgar) con el borde externo del antebrazo un ángulo obtuso abierto hacia afuera. El rango de movimiento oscila entre 0° y 15° (Figura 41).
 - **Desviación cubital:** la mano se aproxima al eje del cuerpo de tal forma que su borde interno (correspondiente al dedo meñique) forma, con el borde interno del antebrazo, un ángulo obtuso abierto hacia adentro. El rango de movimiento varía entre 0° y 45°. Sin embargo, esta amplitud difiere según se considere el eje de la mano: en cuyo caso es de 30°; o el eje del dedo corazón: en cuyo caso es de 55° (Figura 42).

Figura 39 Flexión de muñeca

Figura 40 Extensión de muñeca

Figura 41 Desviación radial

Figura 42 Desviación cubital

- **Mano:** es capaz de ejecutar innumerables acciones gracias a su función principal: la prensión, que le permite tanto una amplia apertura, como un cierre sobre si misma o en torno a un objeto. Se corresponde con las articulaciones carpianas, metacarpianas e interfalángicas. La mano cuenta con los siguientes GdLs:
 - **Flexión:** de los dedos que consiste en el cierre el puño con las articulaciones interfalángicas distales extendidas, los ejes de las dos últimas falanges de los cuatro últimos dedos (meñique, anular, corazón e índice – ordenados del quinto al segundo dedo) y el eje del pulgar, exceptuando su última falange, convergen en un punto situado en la parte inferior del conducto del pulso (Figura 43).
 - **Extensión:** de los dedos que consiste en abrir el puño. En la mano, los movimientos de los dedos en el plano frontal, movimientos de aducción-abducción, no se realizan habitualmente en relación con el plano de simetría del cuerpo, sino en relación al eje de la mano, constituido por el tercer metacarpiano y el dedo corazón; entonces se habla de movimientos de separación (Figura 44) y de aproximación de los dedos.

Figura 43 Flexión de los dedos

Figura 44 Extensión de los dedos

Los 5 segmentos que representan el modelo biomecánico utilizado en esta investigación se encuentran unidos por 6 articulaciones: esternocostoclavicular, hombro, codo, muñeca, III MCP y III DIP. Para cada articulación se define un sistema de coordenadas local de acuerdo con las recomendaciones propuestas por la sociedad internacional de biomecánica (ISB, *International Society of Biomechanics*) (Wu et al., 2015).

La articulación esternocostoclavicular se modela como una articulación simple con 2 GdLs. El hombro se modela mediante una articulación de rótula esférica con 3 GdLs, situada en el centro de la cabeza humeral. El movimiento del hombro se calcula mediante el análisis de los vectores que representan el húmero y el tronco del sujeto. El codo se modela mediante una bisagra rotatoria con 2 GdLs, situados en la parte distal del húmero. La muñeca se modela como una articulación simple con 2 GdLs, obtenido a partir de la evaluación del vector que representa la mano y el punto fijo que representa el centro de la muñeca (entre las espinas estiloides radial y cubital). Finalmente, la mano, con 2 cuerpos rígidos la palma y el conjunto de los dedos, se modela como una articulación simple con un único GdL que permite la flexión y extensión de los dedos.

De este modo, la cadena cinemática que produce el modelo anteriormente descrito consiste en 10 variables o GdLs:

- 2 GdLs en la articulación esternocostoclavicular: antepulsión/retropulsión y elevación/depresión del hombro.
- 3 GdLs en el hombro: flexión/extensión, abducción/aducción y rotación interna/externa del hombro.
- 2 GdLs en el codo: flexión/extensión y pronación/supinación del antebrazo.
- 2 GdLs en la articulación de la muñeca: flexión/extensión y desviación radiocubital.
- 1 GdL en los dedos: flexión/extensión de los dedos en conjunto

La Figura 45 muestra los GdLs estudiados en cada articulación de la ES del modelo biomecánico utilizado en esta investigación.

Figura 45 Grados de libertad del modelo biomecánico de la ES

Dado el modelo, el movimiento de la ES puede ser representado como la evolución temporal de 10 GdLs, los cuales, en la presente Tesis Doctoral siguen el siguiente convenio:

- Valores positivos
 - Antepulsión de hombro
 - Elevación de hombro
 - Flexión del hombro
 - Abducción de hombro
 - Rotación externa de hombro
 - Flexión y extensión de codo
 - Pronación de antebrazo
 - Extensión de muñeca
- Valores negativos
 - Retropulsión de hombro
 - Depresión de hombro
 - Extensión de hombro
 - Aducción de hombro
 - Rotación interna de hombro
 - Supinación de antebrazo
 - Flexión de muñeca
 - Desviación radio-cubital de la muñeca
 - Flexión dorsal y palmar de dedos

El modelo biomecánico, que dispone de las variables cinemáticas descritas anteriormente, incluye las siguientes simplificaciones:

- Cada articulación se define a partir de un centro articular. En particular, la clavícula (como simplificación de la cintura escapular) es considerada como un cuerpo rígido que permite la máxima elevación del brazo.
- El hombro se considera como una articulación esférica simple que mantiene los movimientos funcionales de la articulación real pero no preserva su configuración fisiológica original.
- El antebrazo se considera como un cuerpo rígido, de tal forma que los movimientos de pronación y supinación han de ser considerados alrededor del codo.
- La mano se modela como dos cuerpos rígidos, la palma de la mano y el conjunto de los dedos.

Es importante resaltar que la metodología de modelado propuesta en este capítulo puede ser extendida a un modelo biomecánico con un número mayor de GdLs.

3.3.2. Movimientos de la evaluación Fugl-Meyer

Como se comentó previamente, la EFM tiene 5 dominios que pueden utilizarse de forma independiente sin necesidad de administrar el test completo. El dominio dedicado a la función sensoriomotora de la ES comprende 3 diferentes pero interdependientes partes: la función motora, sensación, movimiento pasivo y dolor de las articulaciones (University of Gothenburg, 2015). En esta investigación, la metodología de modelado se aplica solo en la parte que hace referencia a la función motora. Así mismo, la evaluación de la función motora de la ES se compone de 4 partes:

- A: Extremidad superior
- B: muñeca
- C: mano
- D: coordinación/velocidad

La EFM propone evaluar la ES mediante la realización de 23 movimientos diferentes distribuidos en las 4 partes; en la parte A, propone realizar 10 movimientos que involucran principalmente las articulaciones esternocostoclavicular, hombro y codo. En la parte B, la evaluación propone realizar 5 movimientos que involucran principalmente la articulación de la muñeca. En la parte C, la EFM propone realizar 7 movimientos que involucran principalmente la articulación metacarpofalángica, la mano y agarres. En la parte D, la evaluación propone la realización del movimiento de coordinación.

A cada uno de los movimientos realizados se asigna una puntuación (score, en inglés y usada en adelante) entre 0 y 2, donde: 0 = no puede realizar el movimiento, 1= habilidad parcial para realizar el movimiento y 2= habilidad cerca de la normalidad. Por tanto, el resultado final de la EFM es numérico y el score máximo que un sujeto puede obtener es 66. Dicho score se obtiene al sumar los puntajes individuales de cada movimiento realizado.

La presente Tesis Doctoral se enfoca en el modelado de los movimientos de la EFM-ES en los cuales se evalúan principalmente aspectos cinemáticos. Por lo tanto, se han seleccionado 14 de los 23 movimientos de la EFM convencionales (University of Gothenburg, 2015) para su modelado.

La Tabla 4 muestra las características de los movimientos de la EFM-ES convencionales y seleccionados. Los movimientos de la EFM-ES convencionales evalúan 33 ítems (detalles evaluados en cada movimiento de la EFM-ES (Fugl-Meyer et al., 1975)), mientras que los movimientos seleccionados evalúan 21 ítems. Por lo tanto, el score máximo que un sujeto puede obtener es 42 en lugar de 66.

FMA-UL	N. Movimientos	N. Ítems	Score Máximo
Convencionales	23	33	66
Seleccionados	14	21	42

Tabla 4 Características de los movimientos convencionales y seleccionados de la EFM

Un total de 9 movimientos no se seleccionaron debido a que en ellos se evalúan aspectos dinámicos como la fuerza, resistencia y distintos tipos de agarres. A continuación, se indican los movimientos de la EFM-ES seleccionados y descartados. El orden y la numeración de los movimientos se corresponde con la usada en (University of Gothenburg, 2015).

3.3.2.1 Movimientos seleccionados

La Tabla 5 muestra los movimientos de la EFM-ES seleccionados, la descripción, los ítems evaluados (University of Gothenburg, 2015) y una imagen de cada uno de ellos. Es importante aclarar que entre los 21 ítems se pueden diferenciar 3 tipos: el ítem-GdL, ítem-jerk y el ítem-tiempo. En total son analizados 48 ítems; 46 ítem-GdLs (en todos los movimientos menos en el 11 y el 14), 1 ítem-jerk (movimiento 11) y 1 ítem-tiempo (movimiento 14).

Es importante aclarar que en esta Tesis Doctoral se considera que un GdL puede ser principal o de soporte en un determinado movimiento de la EFM-ES. Un GdL principal es aquel GdL que abarca el mayor rango (medido en grados) a lo largo de la evolución angular en un movimiento. Un GdL de soporte es aquel que como su nombre lo indica, da soporte al movimiento y abarca un rango menor que el GdL principal a lo largo de la evolución angular. Por tanto, un movimiento de la EFM-ES puede estar compuesto por

un GdL principal y uno o más GdLs de soporte. En la Tabla 5 se muestran los GdL principales de cada movimiento, los cuales están sombreados con color gris.

Movimientos EFM-ES	Descripción	Ítems	Figura
A. Extremidad superior			
II Movimientos voluntarios dentro de las sinergias			
1. Sinergia flexora	Llevar la mano desde la rodilla contraria hasta tocar la parte superior de la oreja del lado afectado. El hombro debería quedarse por lo menos a 90°. El codo alineado con el hombro.	eldS, retaS, abdS, rotS, fexE, pronoE
2. Sinergia extensora	Flexionar y girar el hombro internamente, extender el brazo hacia la rodilla no afectada con el antebrazo en pronación y sin girar el tórax.	abdS, rotS, fexE, pronoE
III Movimientos voluntarios de sinergias mixtas			
3. Mano a la columna lumbar	Llevar la mano desde la posición de inicio a la columna lumbar con el puño.	fexS, abdS, fexE, rotS
4. Flexión del hombro 0° - 90°	Flexionar el hombro a 90° con un movimiento total de flexión. El codo debe estar totalmente extendido a lo largo del rango de movimiento. El antebrazo en una posición media entre pronación y supinación.	fexS, abdS, fexE, pronoE
5. Pronación – supinación. Codo a 90°.	Doblar el brazo activamente con el codo a 90° y poner en pronación y supinación el antebrazo.	fexS, abdS, fexE, pronoE

IV Movimientos voluntarios con poca o sin sinergia			
6. Abducción del hombro 0° -90°	Abducir el hombro a 90° en un movimiento de abducción pura, con el codo totalmente extendido y el antebrazo pronado.	abdS, fexE, pronoE
7. Flexión del hombro 90° - 180°	Flexionar el hombro a 90° o más alto con el codo extendido y el antebrazo entre supinación y pronación.	fexS, abdS, fexE, pronoE
8. Pronación – supinación. Codo a 0°.	Pronar/supinar el antebrazo con el codo extendido y el hombro en flexión entre 30 y 90°.	fexS, fexE, pronoE
B. Muñeca (ejecución sin soporte del codo)			
9. Repetida dorsiflexión / flexión volar. Codo a 90°.	Con el codo a 90° y pegado al costado, los hombros a 0° y el antebrazo en pronación, doble la muñeca hacia arriba (dorsiflexión ó extensión) y abajo (flexión volar ó flexión) con los dedos un tanto flexionados (mano sin apoyo).	fexS, abdS, fexE, fexW
10. Repetida dorsiflexión / flexión volar. Codo a 0°.	Con el codo a 0°, los hombros ligeramente flexionados y abducidos, el antebrazo en pronación, mueva su muñeca de arriba abajo como si estuviera lanzando un balón de baloncesto (mano sin apoyo).	fexS, abdS, fexE, fexW

11. Circunducción	Con el codo a 90°, el antebrazo en pronación y los hombros a 0°, realice el movimiento de modo que el extremo distal describa un círculo mientras el extremo proximal permanece fijo.	abdS, fexE, fexW, divW jerk
C. Mano (ejecución sin soporte del codo)			
12. Flexión dedos. codo 90°	Desde la extensión activa o pasiva completa, flexione los dedos.	fexF
13. Extensión dedos. codo 90°	Desde la flexión activa o pasiva completa, extienda los dedos.	fexF
D. Coordinación/velocidad.			
14. Tiempo	Con los ojos cerrados, toque con la punta del dedo índice desde la rodilla hasta la nariz, 5 veces lo más rápido posible.	tiempo

Tabla 5 Movimientos de la EFM-ES seleccionados, descripción, ítems y figuras.

3.3.2.2 Movimientos descartados

- A. Extremidad superior:
 - I. Actividad refleja y V. actividad refleja normal.
- B. Muñeca:
 - Estabilidad a 15° de dorsiflexión y tolerancia a la resistencia con el codo a 90°
 - Estabilidad a 15° de dorsiflexión y tolerancia a la resistencia con el codo a 0° (extendido).
- C. Agarres:
 - A - Flexión de las articulaciones interfalángicas proximales y distales (dedos II – V) y extensión MCP (dedos II – V).

- B - aducción del dedo pulgar (con el primer dedo)
- C - oposición (del pulgar con el segundo dedo)
- D - agarre cilíndrico
- E - agarre esférico
- D. Coordinación/velocidad:
 - Temblor y Dismetría

3.3.3. Generación de modelos de referencia

En este apartado se describen los modelos de referencia (MRs) de la ejecución de los movimientos de la EFM-ES que se han creado con 2 finalidades principales: la primera es conocer, desde el punto de vista cinemático, cómo los sujetos sanos realizan dichos movimientos y de este modo poder describir su evolución biomecánica. La segunda es generar una referencia de la ejecución de los movimientos para su uso posterior como línea base en el análisis de los movimientos ejecutados por pacientes con DCA.

La creación de los modelos cinemáticos se basa en la metodología descrita en (Pérez-Rodríguez, 2012). Los MRs se crean a partir de los registros de las ejecuciones de los 14 movimientos de la EFM-ES por parte de sujetos sanos. Dichos registros se realizan con el sistema de captura de movimiento BTS-Smart-D (BTS, 2017). El BTS-Smart-D genera las señales biomecánicas asociadas a cada GdL de los movimientos ejecutados. A partir del preprocesamiento de las señales biomecánicas se generan los MRs. El BTS-Smart-D y el preprocesamiento de las señales biomecánicas se describen en el apartado de “Estudio experimental” del presente capítulo.

Previo a la obtención de los modelos, se filtran las señales biomecánicas usando un filtro paso bajo con una frecuencia de corte de 4 Hz para eliminar artefactos de medida (Casellato et al., 2010). Debido a que los sujetos ejecutan cada movimiento a una velocidad diferente, se realiza un procedimiento de normalización en tiempo expresado en porcentaje (0-100%) de las señales biomecánicas capturadas.

Los MRs se obtienen calculando la media de la evolución del parámetro angular de cada GdL entre las ejecuciones capturadas de los sujetos sanos y la desviación estándar con el fin de capturar la variabilidad cinemática inter-sujeto. De esta forma, un MR estará formado por:

- **Movimiento patrón:** determina cómo es la evolución biomecánica considerada sana de cada GdL asociada a un determinado movimiento de la EFM-ES.
- **Límites superior e inferior:** determinan el rango donde el movimiento se considera como sano, lo que representa la variabilidad inter-sujeto.

Por tanto, existen 3 expresiones que representan la evolución angular de cada uno de los GdL considerados en el modelo de la ES, expresadas en: la media de la evolución del parámetro angular asociado al GdL en cuestión (movimiento patrón), y otras dos que representan los límites superior e inferior. Es decir, en cada GdL queda definido de forma matemática un intervalo en el que el movimiento puede ser considerado como correcto (dentro de la normalidad), llamado intervalo de normalidad. Las 3 expresiones que representan cada GdL son diferentes en cada movimiento de la EFM-ES.

La Figura 46 muestra un ejemplo del MR asociado al GdL aducción del hombro del movimiento 1, sinergia flexora. Como se puede observar dicho MR está representado por dos límites inferior y superior (líneas punteadas de color rojo) entre los cuales se encuentra el movimiento patrón (línea continua de color azul). De esta manera, pueden considerarse como movimientos dentro de la normalidad todos aquellos cuya morfología sea similar a la del patrón y que se encuentren dentro de los límites mencionados.

Figura 46 Modelo de referencia del GdL de aducción del hombro del movimiento sinergia flexora.

3.3.4. Métricas y parámetros de movimiento

En esta investigación se utilizan 6 métricas discriminativas para la cuantificación del movimiento de sujetos sanos y de pacientes. Las métricas se utilizan con el fin de calcular diferencias cinemáticas entre los datos de movimiento de sujetos sanos y de pacientes con DCA. El resultado de calcular las métricas son los parámetros de movimiento (PMs) (Villán-Villán et al., 2018).

En la Tabla 6 se muestran 4 métricas y la clasificación a la cual pertenecen (de los Reyes-Guzmán et al., 2014).

Métrica	Clasificación
Rango de movimiento (ROM, del inglés <i>range of motion</i>)	Capacidad neuromuscular (rango de movimiento funcional)
Raíz del error cuadrático medio (RMSE, del inglés <i>root mean squared error</i>),	Precisión del movimiento
Índice de suavidad (Snp, del inglés <i>Smoothness index from the peaks number</i>)	Suavidad del movimiento
Tiempo	Velocidad del movimiento

Tabla 6 Métricas cinemáticas y clasificación a la cual pertenecen

Además de las 4 métricas descritas también se han utilizado las siguientes 2 métricas:

- Coeficiente de correlación (CC) de Pearson
- Métrica adaptada al ítem (IAM, del inglés *Item Adapted Metric*). Esta métrica se ha propuesto en esta Tesis para medir la configuración biomecánica de la ES de los sujetos en aquellos instantes (INST) especificados por la EFM-ES (University of Gothenburg, 2015).

Descripción de las métricas

El **ROM**, llamado métrica de rango, se calcula para encontrar la diferencia entre el valor máximo y el valor mínimo del ángulo en cada GdL, medido en grados (ec. 1). La evolución angular asociada a cada GdL se usa para calcular esta métrica.

$$ROM = \theta_{max} - \theta_{min} \quad (1)$$

El **RMSE**, llamado métrica de desviación, se calcula para encontrar las diferencias entre los valores previstos del movimiento del MR (θ') y los valores observados de los sujetos con DCA (θ) (ec. 2). La evolución angular asociada a cada GdL se usa para calcular esta métrica.

$$RMSE = \sqrt{E[(\theta' - \theta)^2]} \quad (2)$$

El **CC** de Pearson, llamado métrica de similitud, se calcula para encontrar la relación lineal entre dos variables (ec. 3). El CC indica el nivel de similitud morfológica entre los GdLs del MR y los sujetos con DCA. La evolución angular asociada a cada GdL se usa para calcular esta métrica.

$$CC_{x,y} = \frac{\sigma_{xy}}{\sigma_x \sigma_y} = \frac{E[(X - \mu_x)(Y - \mu_y)]}{\sigma_x \sigma_y} \quad (3)$$

La **IAM** se calcula para medir la configuración biomecánica de la ES de los sujetos en aquellos INST especificados por la EFM (University of Gothenburg, 2015). La Tabla 7 muestra los INST evaluados en cada uno de los GdLs de los movimientos. Algunos

movimientos se evalúan solo en un INST, como es el caso del movimiento 1 evaluado al final del movimiento de sinergia flexora. Otros movimientos se evalúan en más de un INST, como es el caso del movimiento 3 evaluado en 2 instantes: mano detrás de la espina iliaca y mano en la columna lumbar.

Para los movimientos 4, 6 y 7 se definen valores para cada uno de los 3 INST evaluados en dichos movimientos. Los valores se representan en porcentajes de evolución angular de los GdLs y se muestran en la Tabla 7 entre paréntesis.

Para los movimientos 4 y 6, los valores se obtienen de dividir 50 entre 3. Esto se debe a que el 50% de la evolución angular del GdL principal de estos movimientos (flexión del hombro para el movimiento 4 y abducción del hombro para el movimiento 6) coincide con el valor máximo de dicho GdL. Así, los valores definidos para cada INST son:

- INST_1: 0 - 16%
- INST_2: 17 - 33%
- INST_3: 34 - 50%

Para el movimiento 7, los valores se obtienen de dividir 100 entre 3. Esto se debe a que el 100% de la evolución angular del GdL principal de este movimiento (flexión del hombro) coincide con el valor máximo de dicho GdL. Así, los valores definidos para cada INST son:

- INST_1: 0 a 33%
- INST_2: 34 a 66%
- INST_3: 67 a 100%

Movimientos EFM-ES	Instantes evaluados
A. Extremidad superior	
II Movimientos voluntarios dentro de la sinergia	
1. Sinergia flexora	INST_1: final del movimiento
2. Sinergia extensora	INST_1: final del movimiento
III Movimientos voluntarios de sinergias mixtas	
3. Mano a la columna lumbar	INST_1: cuando la mano está detrás de la espina iliaca. INST_2: cuando la mano está en la columna lumbar.
4. Flexión del hombro 0° - 90°	INST_1: inicio del movimiento (0 - 16%) INST_2: mitad del movimiento (17 - 33%) INST_3: final del movimiento (34 - 50%) cuando sucede la flexión máxima del hombro.
5. Pronación – supinación. Codo a	INST_1: cuando el antebrazo está en el valor mínimo (pronación)

90°.	INST_2: cuando el antebrazo está en el valor máximo (supinación)
IV Movimientos voluntarios con poca o sin sinergia	
6. Abducción del hombro 0° -90°	INST_1: inicio del movimiento (0 - 16%) INST_2: mitad del movimiento (17 - 33%) INST_3: final del movimiento (34 - 50%) cuando sucede la abducción máxima del hombro.
7. Flexión del hombro 90° - 180°	INST_1: inicio del movimiento (0 a 33%) INST_2: mitad del movimiento (34 a 66%) INST_3: final del movimiento (67 a 100%) cuando sucede la flexión máxima del hombro.
8. Pronación – supinación. Codo a 0°	INST_1: cuando el antebrazo está en el valor mínimo (pronación) INST_2: cuando el antebrazo está en el valor máximo (supinación)
B. Muñeca	
9. Repetida dorsiflexión / flexión volar. Codo a 90°	INST_1: cuando la muñeca está en el valor máximo. Extensión (dorsiflexión palmar). INST_2: cuando la muñeca está en el valor mínimo. Flexión (Flexión Palmar).
10. Repetida dorsiflexión / flexión volar. Codo a 0°	INST_1: cuando la muñeca está en el valor máximo. Extensión (dorsiflexión palmar) INST_2: cuando la muñeca está en el valor mínimo. Flexión (Flexión Palmar).
11. Circunducción	<i>Primera parte.</i> INST_1: cuando la muñeca está en el valor máximo. Extensión y desviación radial. INST_2: cuando la muñeca está en el valor mínimo. Flexión y desviación cubital. <i>Segunda parte.</i> INST_3: cuando la muñeca está en el valor máximo. Extensión y desviación radial. INST_4: cuando la muñeca está en el valor mínimo. Flexión y desviación cubital.
C. Mano	
12. Flexión de dedos	INST_1: cuando los dedos están extendidos INST_2: cuando los dedos están flexionados
13. Extensión de dedos	INST_1: cuando los dedos están flexionados INST_2: cuando los dedos están extendidos

Tabla 7 Instantes evaluados en cada movimiento de la EFM

La métrica *Snp* se utiliza para cuantificar el ítem-jerk en el movimiento 11 para identificar si el movimiento se ejecuta con suavidad. En la *Snp* se calcula el número de

picos del vector del módulo del perfil de velocidad (de los Reyes-Guzmán et al., 2016) durante la ejecución del movimiento. Cada pico de velocidad se corresponde con un periodo de aceleración y desaceleración (Rohrer et al., 2002) y debe cumplir las siguientes condiciones:

1. El tiempo entre dos picos de velocidad consecutivos debe ser de al menos 150 ms (Murphy et al., 2011)
2. Un pico debe ser mayor que el 10% del pico global durante la ejecución de un movimiento. El pico global se calcula como la diferencia entre la velocidad máxima y media (de los Reyes-Guzmán et al., 2016). Este método minimiza el efecto del ruido en la señal.

Cuanto mayor es el número de picos, más fragmentado es el movimiento (menos suave, más desigual). El índice *Snp* se normaliza como la media del número de picos para el movimiento patrón, *Npicas_MP* (ec.4).

$$Snp = \frac{Npicas_MP}{Npicas} 100 \quad (4)$$

La métrica **tiempo** se emplea para calcular el ítem-tiempo de la ejecución del movimiento 14. El tiempo de ejecución se mide en segundos.

3.3.5. Perfil disfuncional

Desde el punto de vista conceptual el perfil disfuncional (PD) es una representación del estado de la función motora de la ES de los pacientes con DCA durante el proceso de rehabilitación. El perfil disfuncional se compone de los PMs obtenidos tras el cálculo de las métricas. Los PMs caracterizan las alteraciones físicas de la ES de cada paciente con DCA.

Una de las principales características del PD es que es dinámico y puede actualizarse durante el proceso de rehabilitación. Cada vez que un paciente realiza uno o varios movimientos de la EFM-ES, se generan registros que caracterizan los déficits de la ES del paciente, es decir, se actualiza el PD.

En (Villán-Villán et al., 2014) se define el PD como una matriz de datos que caracteriza las alteraciones físicas de la ES de los pacientes con DCA, pero dada la gran cantidad de información obtenida durante cada medición por paciente, surgió la necesidad, como mejora para el procesamiento de estos datos, de convertir la matriz en base de datos.

Por tanto, la base de datos del PD se genera y alimenta a partir de los datos obtenidos en las mediciones de las ejecuciones de los movimientos de la EFM-ES de un

paciente con DCA. Así, la base de datos representa las alteraciones del movimiento de la ES de los pacientes durante el proceso de rehabilitación.

La motivación principal para la definición de la base de datos del PD es permitir el seguimiento controlado de la información objetiva registrada sobre las ejecuciones de los movimientos de la EFM y por tanto el seguimiento de la evolución de la función motora de cada paciente durante el proceso de rehabilitación de la ES. La base de datos del PD también puede ser útil en aplicaciones que permitan:

1. La evaluación objetiva de la ES.
2. La asistencia robótica (Pérez-Rodríguez et al., 2014).
3. La explotación de datos.

El cálculo de los parámetros de movimiento y la generación de los MRs se realizan con la herramienta matemática MATLAB® r2013a (MathWorks, 2017).

3.4. Estudio experimental

Una vez presentada la metodología de modelado y cuantificación de los movimientos de la EFM, se realiza la descripción del estudio experimental llevado a cabo. A continuación, se describen la muestra de los sujetos sanos y de los sujetos con DCA, el sistema de captura de movimiento utilizado, el procedimiento y el análisis estadístico de los datos realizado.

3.4.1. Sujetos sanos

En el presente trabajo de investigación se eligen como muestra 42 personas (25 mujeres y 17 hombres, edad media = 31 años, DS = 6 años) que forman parte del personal de investigación del Hospital de Neurorrehabilitación Instituto Guttmann y de la Universidad Politécnica de Madrid. Se utiliza 42 sujetos sanos con el fin de obtener MRs estables y consistentes (Conesa et al., 2012; Costa Boned, 2014; Pérez-Rodríguez, 2012).

Todos los sujetos sanos cumplen los siguientes criterios de inclusión: ser mayores de 18 años, ser voluntarios y no sufrir ninguna complicación en sus ESs. Algunos sujetos sanos fueron excluidos cuando no siguieron las instrucciones de ejecución de los movimientos de manera adecuada. También fueron excluidos cuando el registro de los movimientos fue interrumpido durante el procedimiento experimental debido a problemas de los elementos del sistema de captura de movimiento. La Tabla 8 resume los criterios de inclusión y exclusión para la selección de los sujetos sanos.

Criterios de inclusión	Criterios de exclusión
<ul style="list-style-type: none"> • Mayor de edad • Voluntario • No sufrir complicaciones en las ES 	<ul style="list-style-type: none"> • Déficits (motores y/o cognitivos) • Ejecución inadecuada de los movimientos EFM • Capturas de movimiento incompletas

Tabla 8 Criterios de inclusión y exclusión de sujetos sanos

3.4.2. Sujetos con DCA

En este estudio participaron 15 pacientes diagnosticados con DCA (3 mujeres y 12 hombres, edad media = 51, DS = 12 años) pertenecientes al hospital de neurorrehabilitación Institut Guttmann. Este estudio fue aprobado por el Comité de Ética de dicho hospital.

Todos los pacientes cumplen los siguientes criterios de inclusión: ser mayores de 18 años, afectación unilateral de la ES, balance muscular general de la ES > 3 en la escala Oxford y tiempo transcurrido desde la lesión superior a dos meses. Los criterios de exclusión fueron: espasticidad >1+ en la escala Ashworth y deterioro cognitivo < 6 del nivel de funcionamiento cognitivo en la escala de Rancho Los Amigos, recientes fracturas o lesiones en la piel. La Tabla 9 resume los criterios de inclusión y exclusión para la selección de los sujetos con DCA.

Criterios de inclusión	Criterios de exclusión
<ul style="list-style-type: none"> • Mayor de edad • Voluntario • Afectación unilateral de la ES • Balance muscular general de la ES > 3 en la escala Oxford • Tiempo transcurrido desde la lesión superior a dos meses 	<ul style="list-style-type: none"> • Espasticidad >1+ en la escala Ashworth • Deterioro cognitivo < 6 en funcionamiento cognitivo, escala Rancho Los Amigos • Fracturas o lesiones en la piel

Tabla 9 Criterios de inclusión y exclusión de sujetos con DCA

La Tabla 10 muestra la información demográfica y clínica de los sujetos con DCA del género femenino (F) y masculino (M). Diez pacientes sufren un ACV y 5 un TCE. Todos los pacientes sufren lesiones hemisféricas, 9 en el lado izquierdo (I) y 6 en el lado derecho (D). Antes del experimento, los participantes firmaron el informe de consentimiento aprobado por el Comité de Ética del Hospital de Neurorrehabilitación Institut Guttmann.

Sujetos con DCA	Edad (años)	Género	Tipo de DCA	ES afectada
P1	62	M	ACV	I
P2	55	M	ACV	I
P3	63	M	ACV	I
P4	44	F	ACV	I
P5	58	M	ACV	D
P6	42	F	ACV	D
P7	50	F	ACV	I
P8	61	M	ACV	D
P9	54	M	ACV	D
P10	55	M	ACV	D
P11	50	M	TCE	I
P12	66	M	TCE	I
P13	27	M	TCE	D
P14	29	M	TCE	I
P15	54	M	TCE	I

Tabla 10 Información demográfica y clínica de los sujetos con DCA

3.4.3. Captura de datos

Una de las principales ventajas del modelado de la EFM es la independencia del sistema de captura de movimiento utilizado. En esta investigación la captura de datos de movimiento de sujetos sanos y de pacientes se realiza con el sistema comercial de seguimiento optoelectrónico BTS-SMART-D (BTS, 2017) (Figura 47). Este sistema consta de 6 cámaras infrarrojas, con frecuencia de 140Hz y resolución de 1.4 Mpx y 2 cámaras de vídeo convencionales.

Figura 47 Escenario de captura de datos con el sistema BTS SMART-D

El BTS-SMART-D tiene un software avanzado para el análisis multivariado del movimiento con 6 módulos diferentes; 4 de ellos usados para el preprocesamiento de las señales biomecánicas: *Smart-capture*, *Smart-tracker*, *Smart-analyzer* y *Smart-Viewer*.

1. El *Smart-capture* se usa para en el **registro de los marcadores** localizados en la ES.
2. El *Smart-tracker* se usa en la construcción tridimensional del modelo biomecánico a partir del **etiquetado de marcadores**.
3. El *Smart-Viewer* se usa para la visualización de la construcción del **modelo biomecánico**.
4. El *Smart-analyzer* se usa para crear y aplicar uno de los dos **protocolos de análisis cinemático** de la ES derecha e izquierda. Tras aplicar el protocolo, se generan las señales biomecánicas asociadas a cada GdL.

El análisis biomecánico del BTS-SMART-D se basa en la detección y construcción tridimensional de marcadores pasivos en forma de bola situados en puntos de referencia anatómicos. En la presente investigación se utiliza el modelo bimanual de 17 puntos propuesto por (Rab et al., 2002) con ciertas modificaciones (adicción de un marcador en la vértebra cervical C7) para adaptarlo a la población de estudio.

La Figura 48 muestra la ubicación de los marcadores siguiendo el modelo de (Rab et al., 2002). La Figura 49 muestra la visualización del modelo utilizado con el *Smart-Viewer*. Los puntos anatómicos de la ES en los que se han ubicado los marcadores son los siguientes:

- Huesos cigomáticos
- Nasion
- Escotadura yugular
- C7
- Acromion (bilateral)
- Epicóndilo
- Estiloides radial
- Estiloides cubital
- Cabeza del III MCP
- III DIP

A partir de este modelo de colocación de marcadores, los segmentos de la ES se obtienen como se presenta a continuación:

- **Clavícula:** localizado entre los marcadores situados sobre la escotadura yugular y el acromion.

- **Brazo:** segmento delimitado entre los marcadores del acromion y el del epicóndilo.
- **Antebrazo:** segmento delimitado por el marcador del epicóndilo y los marcadores radiocubitales.
- **Mano:** espacio existente entre los marcadores radiocubitales y el marcador situado en la cabeza del III MCP.
- **Dedos:** localizado entre los marcadores ubicados entre el III MCP y el III DIP.

Figura 48 Modelo bimanual de 17 puntos

Figura 49 Figura con Smart viewer

3.4.4. Procedimiento

El procedimiento experimental fue realizado en el laboratorio de cinemática del Hospital de Neurorrehabilitación Institut Guttmann (Figura 50). El sistema de coordenadas global del laboratorio se define con el eje X dirigido hacia adelante (anterior), el eje Y dirigido hacia arriba (superior) y el eje Z dirigido hacia el lateral.

La posición de reposo usada por los sujetos sanos y pacientes para realizar los movimientos se describe a continuación: el sujeto se sienta en un taburete (silla sin espaldar) de 50.5cm de altura, de modo que los pies toquen el suelo y las piernas siempre formen un ángulo de 90° . Para ajustar la altura de la silla a la altura del sujeto, se utiliza un reposapiés. Se indica al sujeto que se posicione cómodamente con ambas palmas de las manos apoyadas sobre las piernas. También se le indica que posicione el antebrazo en aducción con aproximadamente 90° de flexión del codo y la espalda recta para que coincida con el eje Y del laboratorio.

Todos los sujetos sanos y pacientes ejecutaron cada movimiento de la EFM-ES tras una explicación y demostración por parte de un terapeuta especializado. Los sujetos practicaron cada movimiento al menos una vez antes de ser registrados. También se les indica que deben iniciar el movimiento unos segundos después de oír la señal auditiva dada por el terapeuta (cuando las cámaras infrarrojas del BTS están registrando todos los marcadores ubicados en las ESs del sujeto).

Los sujetos sanos ejecutaron cada movimiento con su ES dominante y no dominante, siempre iniciando con la dominante. Los pacientes ejecutaron los movimientos con la ES sana y la ES afectada, iniciando siempre con la ES sana. Los pacientes ejecutaron 3 intentos por cada movimiento, de los cuales fue seleccionada la mejor ejecución para su estudio. El criterio que se valora para seleccionar la mejor captura de movimiento de un paciente es aquella captura en la que dicho paciente obtiene el mayor rango de movimiento en el GdL principal.

Figura 50 Laboratorio de cinemática del Institut Guttmann

3.4.5. Análisis estadístico

En el análisis estadístico se aplican métodos no paramétricos, dadas las características de los datos ordinales utilizados en esta investigación. La prueba de U Mann-Whitney se utiliza para determinar las diferencias entre los PMs de los sujetos sanos y de los pacientes. El nivel de significancia utilizado para todos los movimientos es de 0.05. Los datos se analizan utilizando el paquete estadístico SPSS para Windows (versión 19.0) (SPSS Inc, Chicago, IL, USA).

Para finalizar este apartado de metodología, se muestra en la **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.** el diagrama de flujo del modelado y cuantificación que se sigue con cada movimiento de la EFM-ES analizado.

El proceso de modelado consta de los siguientes pasos:

1. **Preparación del laboratorio:** disposición de los elementos requeridos para la adecuada realización de los movimientos.
2. **Calibración del sistema BTS-SMART-D:** se lleva a cabo el procedimiento de calibración de las cámaras infrarrojas y de vídeo del sistema BTS-SMART-D.
3. **Preparación del sujeto:** se posiciona al paciente en el área dispuesta para la ejecución del movimiento, se colocan los marcadores en la ES y se explica el movimiento a realizar.

4. **Captura de movimiento:** se realiza mediante el módulo *Smart Capture*.
5. **Etiquetado de marcadores:** se realiza la identificación de cada marcador detectado con su respectiva posición anatómica equivalente mediante el módulo *Smart Tracker*.
6. **Marcado de eventos:** se realiza la selección de los puntos de inicio y final del movimiento mediante el *Smart Analyzer*.
7. **Aplicación del protocolo:** se selecciona el modelo de marcadores y el protocolo de análisis de movimiento derecho o izquierdo, según corresponda, mediante el *Smart Analyzer*.
8. **Generación de modelos de referencia:** se realiza mediante el cálculo del movimiento patrón y los límites superior e inferior de los GdL involucrados en el movimiento.

El proceso de cuantificación consta de los siguientes pasos:

1. **Cálculo de métricas:** se realiza el cálculo de métricas ROM, RMSE, CC, IAM, suavidad y tiempo en los datos de movimiento de los sujetos sanos y de los pacientes.
2. **Obtención de parámetros de movimiento:** se obtienen los PMs de los sujetos sanos y de los pacientes. Los PMs de cada paciente se guardan en la base de datos del perfil disfuncional de cada paciente.
3. **Calcular media y desviación estándar** de los PMs por cada GdL de los sujetos sanos y de los pacientes.
4. **Identificación de diferencias** entre los PMs de los sujetos sanos y los pacientes: se realiza mediante el análisis estadístico de los PMs aplicando la prueba de U Mann-Whitney.

Figura 51 Diagrama de flujo del modelado y de la cuantificación de los movimientos de la EFM.

3.5. Resultados

Los resultados de este capítulo se presentan en 5 partes:

1. Selección de capturas de los movimientos de la EFM-ES
2. Definición de eventos de inicio y final de los movimientos
3. Generación de modelos de referencia de ejecución de los movimientos
4. Definición de la estructura de la base de datos del perfil disfuncional
5. Identificación de diferencias entre los PMs de sujetos sanos y pacientes

3.5.1. Selección de capturas de movimiento

3.5.1.1 Capturas de movimiento de sujetos sanos

La selección de capturas de los movimientos de la EFM-ES, ejecutados por parte de los sujetos sanos, se realiza con el fin de determinar el número de sujetos a incluir en la creación de los MRs y de este modo asegurar que son estadísticamente estables. Una vez ejecutados los movimientos se realiza la selección de las capturas de movimiento completas (sin pérdida de marcadores) y realizadas de manera adecuada (siguiendo las instrucciones de ejecución).

En esta investigación se realizan 588 capturas de movimiento de sujetos sanos. Estas capturas se obtienen a partir de la ejecución de los 14 movimientos de la EFM-ES

por parte de 42 sujetos sanos. Del total de las capturas de movimiento, 486 (82,65%) capturas no sufren la pérdida de marcadores y se realizan siguiendo las instrucciones de la EFM de manera adecuada. Sin embargo, de 102 (17,35%) capturas de movimiento, en 22 (3,75%) capturas los sujetos sanos no siguen de manera adecuada las instrucciones de ejecución de los movimientos y en 80 (13,60%) capturas se perdió 1 marcador durante la ejecución de uno de los movimientos.

La Tabla 11 muestra el número de capturas seleccionadas asociadas a los sujetos sanos incluidos en la creación de los MRs en cada movimiento. También muestra el número de capturas no seleccionadas asociadas a los sujetos sanos excluidos (a y b) de la creación de los MRs. La exclusión de los sujetos se debe: (a) no siguen de manera adecuada las instrucciones dadas para la ejecución de los movimientos de la EFM y (b) la pérdida de marcadores durante el procedimiento experimental.

Movimientos EFM-ES	Sujetos Incluidos	Sujetos excluidos (a)	Sujetos excluidos (b)
1. Sinergia flexora	31	8	3
2. Sinergia extensora	28	0	14
3. Mano a la columna lumbar	39	0	3
4. Flexión del hombro 0° - 90°	41	0	1
5. Pronación/supinación. Codo a 90°	36	2	4
6. Abducción del hombro 0° -90°	30	0	12
7. Flexión del hombro 90° - 180°	35	0	7
8. Pronación/supinación. Codo a 0°	27	0	15
9. Repetida dorsiflexión / flexión volar. Codo a 90°	39	1	2
10. Repetida dorsiflexión / flexión volar. Codo a 0°	30	0	12
11. Circunducción	28	11	3
12. Flexión dedos	40	0	2
13. Extensión dedos	41	0	1
14. Coordinación	41	0	1

Tabla 11 Sujetos sanos incluidos y excluidos (a y b) de los MRs

- (a) Sujetos sanos que no siguen adecuadamente las instrucciones de ejecución de los movimientos de la EFM-ES.
- (b) Sujetos sanos que pierden un marcador durante el procedimiento experimental.

Las razones (a) por las cuales los sujetos sanos se excluyen de los MRs en los diferentes movimientos son las siguientes:

- movimiento 1 (llevar la mano desde la rodilla del lado no afectado a la parte superior de la ojera del lado afectado): 8 sujetos realizan el movimiento de pronación del antebrazo en lugar de supinación al final del movimiento.

- movimiento 5 (pronación/supinación, codo a 90°, hombro a 0°): 2 sujetos realizan el movimiento de pronación en un rango limitado y no realizan la flexión del codo a 90°.
- movimiento 9 (repetida dorsiflexión/flexión volar, codo a 90°, antebrazo en pronación, hombro a 0°, ligera flexión de dedos): 1 sujeto no realiza la flexión del codo a 90°.
- movimiento 11(circunducción): 11 sujetos no realizaron la flexión del codo a 90°.

Las razones (b) por la cuales los sujetos sanos se excluyen de los MRs en los distintos movimientos son las siguientes:

- la pérdida de por lo menos un marcador durante el procedimiento experimental debido al:
 - solapamiento entre los marcadores
 - ocultamiento de los marcadores con la ropa
 - desprendimiento de los marcadores de la superficie de la piel (usualmente el marcador ubicado en la articulación III DIP)
 - posicionamiento del marcador ubicado en la articulación III DIP fuera del campo de visión de las cámaras del BTS-SMART-D.

3.5.1.2 Capturas de movimiento de sujetos con DCA

La selección de capturas de los movimientos de la EFM-ES, ejecutados por parte de los sujetos con DCA, se realiza con el fin de determinar el número de sujetos a evaluar de manera objetiva. Una vez ejecutados los movimientos se realiza la selección de las capturas de movimiento completas, es decir, aquellas capturas en las que no se pierde el registro de los marcadores.

Se realizaron 630 capturas de movimiento de sujetos con DCA. Estas capturas se obtienen a partir de los 3 intentos de ejecución de los 14 movimientos de la EFM-ES por parte de 15 pacientes. De dichas 630 capturas, se preseleccionan 210, que se corresponden con la captura en la que cada paciente ejecuta mejor un movimiento.

Por tanto, 199 (94,76%) capturas de movimiento de pacientes no sufren la pérdida de marcadores. Sin embargo, en 11 (5,24%) capturas se perdió 1 marcador durante la ejecución de uno o más movimientos ejecutados por 3 pacientes:

- El P2 perdió el marcador ubicado en la articulación III DIP en el movimiento 3. Esto se debe a que el marcador se desprendió de la superficie de la piel.
- El P6 perdió el marcador ubicado en la articulación esternocostoclavicular en el movimiento 11. Esto se debe a que el marcador quedó oculto por la camiseta del paciente.

- El P12 perdió el marcador ubicado en C7 en 9 movimientos desde el 6 hasta el 14. Esto se debe a que el marcador quedó oculto por la camiseta del paciente.

3.5.2. Definición de eventos de inicio y final de los movimientos

La definición de los eventos para la detección de los puntos de inicio y final de los movimientos facilita el marcado de eventos y por tanto el análisis de los movimientos de los sujetos sanos y los sujetos con DCA. La definición de eventos en cada movimiento se realiza debido a que cada uno de ellos es diferente y/o puede llegar a ser complejo al involucrar distintas articulaciones de la ES.

La definición de los eventos se realiza teniendo en cuenta las posiciones que la ES debe adoptar en cada uno de los movimiento de la EFM-ES (University of Gothenburg, 2015). El evento inicio se define por el cambio de velocidad desde 0, hasta cuando toma un valor diferente de 0. El evento final se define por el cambio de velocidad desde un valor diferente de 0, hasta cuando la velocidad es 0. El cambio de velocidad se mide en el marcador ubicado en III DIP. De esta manera cada movimiento ejecutado por un sujeto queda marcado por 2 eventos, inicial y final. Estos eventos se marcaron manualmente.

La Tabla 12 muestra las posiciones de inicio y final de cada movimiento de la EFM-ES y los eventos con los que se detectan.

Movimientos EFM-ES		Inicio	Detectado por	Final	Detectado por
A. Extremidad superior					
II Movimientos voluntarios dentro de las sinergias					
1	Sinergia flexora	Abandona la posición de reposo (mano sobre la pierna)	aumento de la velocidad del marcador III DIP	Sinergia flexora (mano en la parte superior de la oreja del lado afectado)	la velocidad del marcador III DIP es 0.
2	Sinergia extensora	Sinergia flexora	aumento de la velocidad del marcador III DIP	Mano sobre la pierna.	la velocidad del marcador III DIP es 0.
III Movimientos voluntarios de sinergias mixtas					
3	Mano a la columna lumbar	Abandona la posición de reposo	aumento de la velocidad del marcador III DIP	Mano en la columna lumbar	la velocidad del marcador III DIP es 0.
4	Flexión del hombro 0° - 90°	Abandona la posición de reposo	aumento de la velocidad del marcador III DIP	Mano sobre la pierna	la velocidad del marcador III DIP es 0.

5	Pronación – supinación. Codo a 90°.	pronación del antebrazo con codo a 90°	aumento de la velocidad del marcador III DIP	Mano sobre la pierna	la velocidad del marcador III DIP es 0.
IV Movimientos voluntarios con poca o sin sinergia					
6	Abducción del hombro 0° -90°	Abandona la posición de reposo	aumento de la velocidad del marcador III DIP	Mano sobre la pierna	la velocidad del marcador III DIP es 0.
7	Flexión del hombro 90° - 180°	Abandona la posición de reposo	aumento de la velocidad del marcador III DIP	flexión máxima del hombro	la velocidad del marcador III DIP es 0.
8	Pronación – supinación. Codo a 0°.	pronación del antebrazo con codo extendido	aumento de la velocidad del marcador III DIP	Mano sobre la pierna	la velocidad del marcador III DIP es 0.
B. Muñeca (ejecución sin soporte del codo)					
9	Repetida dorsiflexión / flexión volar. Codo a 90°.	la muñeca inicia la extensión con codo flexionado	aumento de la velocidad del marcador III DIP	Muñeca finaliza la flexión	la velocidad del marcador III DIP es 0.
10	Repetida dorsiflexión / flexión volar. Codo a 0°	la muñeca inicia la extensión con codo extendido	aumento de la velocidad del marcador III DIP	Muñeca finaliza la flexión	la velocidad del marcador III DIP es 0.
11	Circunducción	Abandona la posición de reposo	aumento de la velocidad del marcador III DIP	Mano sobre la pierna	la velocidad del marcador III DIP es 0.
C. Mano (ejecución sin soporte del codo)					
12	Flexión dedos	Inicio de flexión de dedos con codo flexionado a 90°	aumento de la velocidad del marcador III DIP	flexión dedos (puño)	la velocidad del marcador III DIP es 0.
13	Extensión dedos	Inicio de extensión de dedos con codo flexionado a 90°	aumento de la velocidad del marcador III DIP	Mano abierta y extensión de dedos	la velocidad del marcador III DIP es 0.
D. Coordinación/velocidad					
14	Tiempo	Abandona la posición de reposo	aumento de la velocidad del marcador III DIP	Mano sobre la pierna	la velocidad del marcador III DIP es 0.

Tabla 12 Puntos de inicio y final de los movimientos EFM-ES

3.5.3. Generación de modelos de referencia

Se ha generado un modelo de referencia por cada GdL de cada uno de los movimientos de la EFM-ES, es decir 46 MRs. Estos modelos se corresponden con los ítems-GdL definidos por la EFM (ver Tabla 5). Los MRs generados son bilaterales, por tanto, pueden ser usados en el análisis de movimientos ejecutados con la ES derecha y/o izquierda.

La Figura 52 muestra los 6 MRs del movimiento 1 y la descripción biomecánica de cada uno de ellos. En el ANEXO B se presentan los MRs de los movimientos 2 al 13.

	Modelo cinemático	Descripción Biomecánica
A	<p>Abducción del hombro</p>	<p>La figura de la abducción del hombro demostró un característico patrón de movimiento suave y en aumento progresivo con valor máximo al final del movimiento y valor mínimo (aducción) al inicio del mismo cuando el brazo está cerca del cuerpo.</p>
B	<p>Retracción del hombro</p>	<p>La retracción del hombro se caracteriza por un patrón de movimiento con ligero aumento y sin cambios marcados que alcanza el valor máximo al final del movimiento.</p>
C	<p>Elevación del hombro</p>	<p>La elevación del hombro se caracteriza por un patrón de movimiento con ligero aumento y sin cambios marcados que alcanza el valor máximo al final del movimiento.</p>

Figura 52 Modelos de referencia del movimiento 1, sinergia flexora

A continuación, se presentan por cada movimiento de la EFM-ES los siguientes resultados:

1. Descripción de la evolución biomecánica de los MRs.
2. Figura del movimiento patrón de los MRs. Cada figura representa la evolución angular asociada al modelo de cada GdL. Los ejes vertical (grados (°)) y horizontal (evolución angular) conservan los mismos valores en todas las figuras para facilitar la visualización y comparación entre ellas.
3. Tabla que muestra la media, la desviación estándar (DS) y el intervalo de confianza (IC) al 95% de los valores angulares del movimiento patrón por cada MR.

Movimiento 1

En la Figura 53 de sinergia flexora se puede observar un patrón simétrico entre los GdLs abdS y fexE con aumento progresivo hasta el valor máximo de abducción y flexión del codo al final del movimiento cuando alcanzan la posición requerida. Estos GdLs destacan la mayor amplitud en grados a lo largo de la evolución angular, siendo el GdL principal la fexE.

Figura 53 Movimiento patrón de los MRs del movimiento 1

La rotS externa alcanza el valor máximo en la mitad del movimiento. Los GdL retaS y eldS tienen un patrón con ligero aumento y sin cambios marcados, alcanzan el valor máximo de retracción y elevación al final del movimiento. La ponoE tiene un aumento continuado y alcanza una posición intermedia entre pronación y supinación al final del movimiento, en lugar de supinación (aproximadamente 150°) como lo proponen las indicaciones de ejecución de la EFM-ES.

		abdS	rotS	fexE	pronoE	retaS	eldS
Media	Max	61,2	10,1	135,8	78,1	29,4	29,4
	Min	4,2	-26,7	44,6	43,5	20,4	20,4
DS	Max	9,3	23,4	12,1	12,2	3,6	4,3
	Min	4,3	8,6	11,3	8,6	3,7	4,7
95% IC	Max	58,0-64,5	1,9-18,4	131-140	73,8-82,4	28,1-30,6	14,9-18
	Min	2,7-5,7	-30-23,6	40,6-48,6	40,4-46,5	19,1-21,7	9,7-13

Tabla 13 Media, DS e IC al 95% del movimiento 1

Movimiento 2

En la Figura 54 de sinergia extensora se puede observar una predominancia clara del GdL fexE (GdL principal) que inicia en flexión, le sigue una fase de extensión marcada con valor máximo en la mitad del movimiento (cuando toca con la mano del lado afectado la pierna contraria) y finaliza con una ligera flexión al posicionar la mano sobre la pierna. Existe un patrón simétrico entre fexE y abdS. Este último, inicia en abducción, alcanza el valor máximo de aducción en la mitad del movimiento y finaliza con una ligera abducción.

Figura 54 Movimiento patrón de los MRs del movimiento 2

La rotS se caracteriza por una rotación interna entre el 10 y 66% del ciclo para finalizar con una posición intermedia entre rotación interna y externa. El GdL pronoeE inicia en una posición intermedia entre pronación y supinación, en lugar de supinación (aproximadamente 150°) como lo proponen las indicaciones de ejecución de la EFM-ES, siguiendo un patrón en descenso para finalizar en pronación.

		abdS	rotS	fexE	pronoE
media	Max	61,4	7,8	133,8	75
	Min	5,1	-28,6	45,9	42,6
DS	Max	9,4	22,9	12,6	15
	Min	4,1	10,5	12,9	9
95% IC	Max	57,7-65	-1-16,6	129-139	69,2-80,7
	Min	3,5-6,7	-33- 24,6	40,9-50,9	39,2-46,1

Tabla 14 Media, DS e IC al 95% del movimiento 2

Movimiento 3

Figura 55 Movimiento patrón de los MRs del movimiento 3

En la Figura 55 se observa un patrón de movimiento simétrico entre fexS y rotS, siendo la fexS el GdL principal. Estos 2 GdLs inician en una posición de ligera flexión y rotación. Posteriormente ocurre un descenso a partir del 20% del ciclo para finalizar en extensión y rotación interna de hombro respectivamente cuando la mano alcanza la columna lumbar.

Se observa un patrón invertido entre abdS y fexE con valor máximo de abducción en la mitad del movimiento, cuando sobrepasa la cadera, y valor máximo de flexión del codo al final del movimiento, cuando la mano alcanza la columna lumbar.

		fexS	abdS	fexE	rotS
media	Max	70	61,3	134,5	6,2
	Min	14,9	4,6	47,5	-27,5
DS	Max	20,9	8,9	11,7	23,3
	Min	9,2	4,3	12,7	8,5
95% IC	Max	63,2-76,7	58,4-64,1	131-138	-1,3-13,7
	Min	12-17,9	3,2-6	43,4-51,6	-30-24,7

Tabla 15 Media, DS e IC al 95% del movimiento 3

Movimiento 4

En la Figura 56 de flexión de hombro 0-90°, se observa una predominancia del GdL fexS (GdL principal) que inicia y finaliza en ligera flexión (mano sobre la pierna) y en la mitad del movimiento alcanza el valor máximo de flexión, cuando se completa la posición requerida en este movimiento.

Figura 56 Movimiento patrón de los MRs del movimiento 4

Existe un patrón invertido entre fexS y fexE. Este último inicia y finaliza en ligera flexión de codo y alcanza el valor máximo de extensión en la mitad del movimiento. El GdL pronOE inicia y finaliza en pronación y alcanza una posición intermedia entre pronación y supinación en la mitad del movimiento. La abdS se caracteriza por un patrón estable de aducción a lo largo de la evolución angular.

		fexS	abdS	fexE	pronoE
media	Max	70	61,8	136,1	75,1
	Min	15,1	4,3	46,5	43,7
DS	Max	21,1	9	11,9	13,6
	Min	9,6	4,2	12,1	8,5
95% IC	Max	63,2-76,8	58,9-64,7	132-130	70,7-79,5
	Min	12-18,1	2,9-5,6	42,6-50,4	41-46,4

Tabla 16 Media, DS e IC al 95% del movimiento 4

Movimiento 5

En la Figura 57 se observa una predominancia clara del GdL pronOE (GdL principal) que inicia en una posición intermedia entre pronación y supinación. Entre el 20 y 30% del ciclo alcanza el valor máximo de pronación, en el 60% del ciclo alcanza el valor máximo de supinación y finaliza en pronación cuando posiciona la mano sobre la pierna.

Figura 57 Movimiento patrón de los MRs del movimiento 5

La flexión del codo se caracteriza por un patrón estable hasta el 75% del ciclo a partir del cual tiene un ligero descenso. La abdS tiene un ligero patrón de movimiento invertido a pronOE y sin cambios marcados. La fexS tiene un patrón estable en ligera flexión de hombro a lo largo de la evolución angular, en lugar de una posición intermedia entre flexión y extensión de hombro a 0° como lo proponen las indicaciones de la EFM-ES.

		fexS	abdS	fexE	pronOE
media	Max	67,5	61,7	136,2	75,3
	Min	13,9	4	46,5	44,6
DS	Max	21,4	9,4	11,3	13,2
	Min	9,3	4,2	12,1	8,5
95% IC	Max	60-74,9	58,5-65	132-140	70,7-79,9
	Min	10,7-17,1	2,6-5,5	42,3-50,7	41,6-47,6

Tabla 17 Media, DS e IC al 95% del movimiento 5

Movimiento 6

En la Figura 58 de abducción del hombro 0-90°, se observa una predominancia del GdL abdS (GdL principal) que inicia y finaliza en aducción (mano sobre la pierna) y en la mitad del movimiento, entre el 40 y 60% del ciclo, alcanza la posición requerida con valor máximo de abducción.

Existe un patrón invertido entre abdS y los GdL fexE y pronoE. La fexE inicia y finaliza con una flexión ligera de codo y alcanza el valor máximo de extensión en la mitad del movimiento. El GdL pronoE inicia y finaliza en pronación y en la mitad del movimiento alcanza el valor máximo de pronación.

Figura 58 Movimiento patrón de los MRs del movimiento 6

		abdS	fexE	pronoE
media	Max	62,6	136,7	73,8
	Min	4,3	47,8	44,2
DS	Max	9,1	12	12,8
	Min	4,4	13	8,8
95% IC	Max	59,3-65,9	132-141	69,1-78,4
	Min	2,7-5,9	43,1-52,6	41-47,4

Tabla 18 Media, DS e IC al 95% del movimiento 6

Movimiento 7

En la Figura 59 de flexión del hombro 90-180°, se observa una predominancia clara del GdL fexS (GdL principal) que inicia en ligera flexión (mano sobre la pierna) y aumenta progresivamente a lo largo de la evolución angular para finalizar con el valor máximo de flexión, cuando alcanza la posición requerida.

Figura 59 Movimiento patrón de los MRs del movimiento 7

La abdS inicia en aducción del hombro, desde el 10% del ciclo tiene un ligero aumento progresivo y a partir del 60% se estabiliza hasta finalizar el movimiento. La fexE inicia con una ligera flexión del codo, entre el 10% y 60% del ciclo tiene un descenso y posteriormente ocurre un leve aumento hasta el final del movimiento.

El GdL pronOE inicia en pronación y evoluciona en aumento continuado. En la mitad del movimiento (entre el 30 y 60% del ciclo) se estabiliza. Posteriormente continua en aumento hasta alcanzar una posición intermedia entre pronación y supinación al final del movimiento.

		fexS	abdS	fexE	pronoE
media	Max	67,4	61,4	136,1	76,6
	Min	13,8	3,8	45,7	43,2
DS	Max	21,2	9,1	11	13,1
	Min	9,2	4,2	11,5	7,9
95% IC	Max	60,1-74,7	58,2-64,5	132-140	72,1-81,2
	Min	10,6-17	2,3-5,3	41,7-49,7	40,4-45,9

Tabla 19 Media, DS e IC) al 95% del movimiento 7

Movimiento 8

En la Figura 60 se observa una predominancia clara del GdL pronOE (GdL principal) que inicia en pronación seguido de una posición intermedia entre pronación y supinación, posteriormente entre el 40 y 55% del ciclo alcanza el valor máximo de pronación, en el 70% del ciclo alcanza el valor máximo de supinación y finaliza en pronación cuando posiciona la mano sobre la pierna.

La fexE se caracteriza por un patrón que inicia y finaliza con una ligera flexión del codo. Durante la mayor parte del ciclo (10 – 90%) se intenta posicionar en extensión con un patrón invertido a pronOE y con ligeros cambios.

Figura 60 Movimiento patrón de los MRs del movimiento 8

El GdL fexE alcanza el valor máximo de extensión en la mitad del movimiento que coincide con la máxima pronación del antebrazo. La fexS inicia y finaliza con una ligera

flexión (mano sobre la pierna) y tiene un patrón estable de flexión desde el 25% hasta el 75% del ciclo.

		fexS	fexE	pronoE
media	Max	69,3	135,9	77,2
	Min	14,6	46,5	46
DS	Max	21,3	11,5	13,4
	Min	11,3	13,7	7,9
95% IC	Max	60,7-77,8	131-141	71,9-82,6
	Min	10,1-19,1	41-51,9	42,9-49,1

Tabla 20 Media, DS e IC al 95% del movimiento 8

Movimiento 9

En la Figura 61 se observa una predominancia clara del GdL fexW (GdL principal) que inicia en posición intermedia entre flexión y extensión de la muñeca, posteriormente la muñeca alcanza el valor máximo de extensión entre el 20 y 40% del ciclo. La muñeca alcanza el valor máximo de flexión entre el 70 y 80% del ciclo y posteriormente tiene un leve aumento poco antes de finalizar.

La fexE tiene un patrón estable en flexión con un ligero aumento en la mitad del movimiento que retoma su curso inicial al final del mismo. La abdS tiene un patrón estable en aducción del hombro a lo largo de la evolución angular.

La fexS tiene un patrón estable en ligera flexión de hombro a lo largo de la evolución angular, en lugar de una posición intermedia entre flexión y extensión de hombro a 0° como lo proponen las indicaciones de la EFM-ES.

Figura 61 Movimiento patrón de los MRs del movimiento 9

		fexS	abdS	fexE	fexW
media	Max	69,8	61,6	136	33,2
	Min	15	4,3	46,2	14,6
DS	Max	21,4	9,1	12	11,6
	Min	9,7	4,3	12,1	7,2
95% IC	Max	62,9-76,8	58,7-64,6	132-140	29,4-37
	Min	11,8-18,1	2,9-5,7	42,3-50,2	12,3-17

Tabla 21 Media, DS e IC al 95% del movimiento 9

Movimiento 10

En la Figura 62 se observa una predominancia clara del GdL *fexW* (GdL principal) que inicia en posición intermedia entre flexión y extensión de la muñeca, posteriormente la muñeca alcanza el valor máximo de extensión entre el 20 y 40% del ciclo. La muñeca alcanza el valor máximo de flexión entre el 70 y 80% del ciclo y posteriormente tiene un leve aumento poco antes de finalizar.

Los GdLs *abdS* y *fexS* tienen un patrón estable con una ligera abducción y una ligera flexión del hombro a lo largo de la evolución angular. La *fexE* se posiciona en extensión del codo con un ligero aumento en las 2 primeras partes del movimiento, disminuye hacia el 70% cuando ocurre la flexión de la muñeca y finaliza con otro ligero aumento.

Figura 62 Movimiento patrón de los MRs del movimiento 10

		fexS	abdS	fexE	fexW
media	Max	68,7	61,9	135	32,7
	Min	14,4	4,7	47,4	12,7
DS	Max	24,6	8,9	14,4	13,8
	Min	11	4,6	12,8	9,7
95% IC	Max	58,9-78,6	58,3-65,5	129-141	27,1-38,2
	Min	10-18,	2,9-6,6	42,3-52,6	8,9-16,6

Tabla 22 Media, DS e IC al 95% del movimiento 10

Movimiento 11

En la Figura 63 se observan dos fases diferenciadas, la primera entre 0 – 50% que coincide con los 3 giros de la muñeca en sentido horario y la segunda entre 51-100% que coincide con los 3 giros en sentido antihorario. También se observa una predominancia de los GdLs *fexW* y *divW*.

Figura 63 Movimiento patrón de los MRs del movimiento 11

El GdL fexW (GdL principal), en la primera fase inicia con una ligera extensión de la muñeca seguida de 3 picos de extensión (valores máximos) y 3 picos de flexión (valores mínimos). En la segunda fase, tiene el mismo comportamiento que en la primera y termina en extensión de la muñeca, cuando la mano está sobre la pierna.

El GdL divW, en la primera fase inicia con una ligera desviación radial de la muñeca seguida de 3 picos de desviación cubital (valores mínimos) y 3 picos de desviación radial (valores máximos). En la segunda fase, tiene el mismo comportamiento que en la primera fase y termina en una ligera desviación radial, cuando la mano está sobre la pierna.

		abdS	fexE	fexW	divW
media	Max	60,1	136,4	2,8	29,1
	Min	3,7	44,9	-4,7	20
DS	Max	8,2	12,3	5,1	3,6
	Min	3,7	9,1	5,3	3,5
95% IC	Max	57,1-63,1	132-141	1-4,7	27,8-30,4
	Min	2,3-5	41,6-48,2	-6,6- -2,7	18,8-21,3

Tabla 23 Media, DS e IC al 95% del movimiento 11

Movimiento 12

Figura 64 Movimiento patrón del MR del movimiento 12

En la Figura 64 se observa que fexF inicia con un patrón de movimiento estable de extensión de los dedos hasta el 50% del ciclo a partir del cual se inicia la flexión de los dedos para cerrar el puño.

		fexF
media	Max	0,9
	Min	-14,4
DS	Max	4,2
	Min	7,1
95% IC	Max	-0,5-2,3
	Min	-16,7- -12,1

Tabla 24 Media, DS e IC al 95% del movimiento 12

Movimiento 13

En la Figura 65 se observa que fexF inicia con los dedos en flexión (puño) que aumenta progresivamente hasta alcanzar el valor máximo que coincide con la extensión de los dedos.

Figura 65 Movimiento patrón del MR del movimiento 13

		fexF
media	Max	0,6
	Min	-14,7
DS	Max	4,4
	Min	7,3
95% IC	Max	-0,8-2,1
	Min	-17,1 - -12,4

Tabla 25 Media, DS e IC al 95% del movimiento 13

En el movimiento 14, la EFM-ES evalúa el tiempo de ejecución en lugar de los GdLs. Por tal motivo, no se presentan los MRs de los GdLs para este movimiento.

De los 46 MRs generados en esta investigación, 42 (91,3%) coinciden con las indicaciones de ejecución de la EFM-ES. Se detectan ligeras diferencias entre el MR y las indicaciones de ejecución de la EFM-ES en los siguientes 2 MRs (8,7%):

1. En la supinación del antebrazo en los movimientos 1 (sinergia flexora) y 2 (sinergia extensora). Esto se debe a que los sujetos sanos no ubicaron el dedo pulgar detrás de la oreja, como lo propone la EFM.
2. En la flexión del hombro en los movimientos 5 (pronación-supinación. Codo 90°) y 9 (repetida dorsiflexión /flexión volar. Codo a 90°). Esto se debe a que los sujetos sanos inician el movimiento con la mano apoyada sobre la pierna por lo que presentan una ligera flexión, en lugar de posicionarla en el plano sagital del cuerpo.

3.5.4. Estructura del perfil disfuncional

El perfil disfuncional se ha definido como un conjunto de tablas relacionadas para cada paciente que representan el estado de la función motora de la ES. A continuación, se muestran las tablas relacionadas en la base de datos donde se almacenan los datos en cada medición y que conforman el perfil disfuncional.

Tabla: Pacientes

La Tabla 26 representa la tabla pacientes que contiene los datos demográficos y los resultados de las escalas clínicas de cada paciente

Nombre del campo	Tipo de dato	Descripción del campo
Paciente_Id (CP)	Numérico	Clave primaria
Nombre	Alfanumérico	Nombre y apellido
Fecha_nacimiento	Fecha	
Género	Alfanumérico	Define si es hombre o mujer
Tipo_DCA	Alfanumérico	Tipo de daño cerebral adquirido
ES_afectada	Alfanumérico	Izquierda o derecha
Fecha_lesión	Fecha	
Evaluación Fugl-Meyer	Numérico	Evaluación de la función motora
Escala_Oxford	Numérico	Balance muscular general
Escala_Ashworth	Numérico	Nivel de espasticidad
Escala_rancho los amigos	Numérico	Funcionamiento cognitivo

Tabla 26 Pacientes de la base de datos perfil disfuncional

Tabla: Mediciones

La Tabla 27 representa la tabla mediciones que contiene la información de cada medición de los pacientes.

Nombre del campo	Tipo de dato	Descripción del campo
Medición_Id (CP)	Numérico	Clave primaria
Paciente_Id (CF)	Numérico	Clave foránea de la tabla pacientes
Fecha_medición	Fecha/hora	Fecha y hora programadas para la medición
Terapeuta	Alfanumérico	Nombre y apellido del terapeuta

Tabla 27 Mediciones de la base de datos perfil disfuncional

Tabla: Movimientos

La Tabla 28 representa la tabla movimientos que contiene la definición de los movimientos que realiza cada paciente.

Nombre del campo	Tipo de dato	Descripción del campo
Movimiento_Id (CP)	Numérico	Clave primaria
Medición_Id (CF)	Numérico	Clave foránea de la tabla mediciones
Tipo_Movimiento	Numérico	Los movimientos se representan con los números del 1 al 14

Tabla 28 Movimientos de la base de datos perfil disfuncional

Tabla: Marcadores

La Tabla 29 representa la tabla marcadores que contiene los nombres de los marcadores utilizados para capturar los movimientos que realiza cada paciente y la posición anatómica.

Nombre del campo	Tipo de dato	Descripción del campo
Marcador_Id (CP)	Numérico	Clave primaria
Nombre	Alfanumérico	Nombre y número
Posición_anatómica	Alfanumérico	Ubicación del marcador en la ES

Tabla 29 Marcadores de la base de datos perfil disfuncional

Tabla: Marcadores Movimientos

La Tabla 30 representa la tabla marcadores movimientos que contiene los datos de la posición x, y, z de cada marcador y la frecuencia.

Nombre del campo	Tipo de dato	Descripción del campo
Marcador_Movimiento_Id (CP)	Numérico	Clave primaria
Movimiento_Id (CF)	Numérico	Clave foránea de la tabla movimientos
Marcador_Id (CF)	Numérico	Clave foránea de la tabla marcador
Posición_X	Numérico	posición x del marcador
Posición_Y	Numérico	posición y del marcador
Posición_Z	Numérico	posición z del marcador
Frecuencia	Numérico	Frecuencia

Tabla 30 Marcadores movimientos de la base de datos perfil disfuncional

Tabla: GdL

La Tabla 31 representa la tabla GdL que contiene los números y nombres de los GdL de cada movimiento.

Nombre del campo	Tipo de dato	Descripción del campo
GdL_Id (CP)	Numérico	Cada GdL se representa con un número del 1 al 10: fexS – 1, abdS – 2, rotS – 3, fexE – 4, pronoE – 5, fexW – 6, divW – 7, retaC - 8, eldC – 9, fexF – 10.
Nombre	Alfanumérico	Nombre del grado de libertad

Tabla 31 Tabla grados de libertad de la base de datos perfil disfuncional

Tabla: GdL Movimientos

La Tabla 32 representa la tabla GdL movimientos que contiene los valores angulares de los GdL de cada movimiento.

Nombre del campo	Tipo de dato	Descripción del campo
GdL_Movimiento_Id (CP)	Numérico	Clave primaria
Movimiento_Id (CF)	Numérico	Clave foránea de la tabla movimientos
GdL_Id (CF)	Numérico	Cada GdL se representa con un número del 1 al 10: fexS – 1, abdS – 2, rotS – 3, fexE – 4, pronoE – 5, fexW – 6, divW – 7, retaC – 8, eldC – 9, fexF – 10.
Valor_Angular	Numérico	Angulo en grados

Tabla 32 GdL Movimientos de la base de datos perfil disfuncional

La Figura 66 muestra el diagrama entidad-relación de la base de datos del perfil disfuncional. Este diagrama representa las relaciones entre las tablas de la base de datos.

Figura 66 Diagrama entidad-relación de la base de datos del perfil disfuncional

3.5.5. Diferencias entre los PMs de sujetos sanos y pacientes

El análisis de las diferencias entre los PMs obtenidos para los sujetos sanos y para los pacientes se realiza en cada ítem (GdL, jerk o tiempo) de los 14 movimientos de la EFM-ES. En el caso de los GdLs, se analizan las diferencias estimadas en los 4 PMs obtenidos para el GdL principal de cada movimiento.

A continuación, se presentan por cada movimiento de la EFM-ES los siguientes resultados:

1. Figura que representa la evolución angular del GdL principal de Los sujetos sanos representados por el MR (color azul) y de los pacientes (color rosa). La línea central representa la media y las líneas de los bordes representan la desviación estándar.
2. Descripción de las características del movimiento realizado por los pacientes en contraste con el realizado por los sujetos sanos.
3. Diagrama de caja y bigotes de los PMs (ROM, RMSE, CC y IAM) de los sujetos sanos (color azul) y de los pacientes (color rosa) asociados al GdL principal.
4. Tabla del análisis de las diferencias entre los PMs sanos y patológicos tras aplicar la prueba de U Mann-Whitney.

En este punto de la presente investigación, se hace necesario aclarar los siguientes aspectos:

- En el estudio de las diferencias entre los PMs sanos y patológicos se analiza el GdL principal debido a que abarca el mayor rango angular en cada movimiento. Por tanto, se puede considerar que juega un papel imprescindible en la ejecución adecuada del mismo.
- Se elige el diagrama de caja y bigotes para representar las diferencias entre los PMs sanos y patológicos por que permite la visualización de los valores mínimo, máximo, los cuartiles Q1, Q2 o mediana y Q3. Además, proporciona una visión general de la simetría de la distribución de los datos y es útil para ver la presencia de valores atípicos

Movimiento 1: Sinergia flexora

Figura 67 Evolución angular de la flexión del codo del MR y de los pacientes en el movimiento 1.

En la Figura 67 se observa que, en el movimiento de sinergia flexora, la flexión del codo de los pacientes se caracteriza por tener un rango de movimiento similar al de los sujetos sanos. También se observa que los pacientes tienen una mayor variabilidad inter-sujeto, principalmente al final del movimiento cuando el paciente debe tocar la parte superior de la oreja del lado afectado. Este hecho indica que algunos pacientes no pueden posicionar el codo a la altura del hombro.

La Figura 68 muestra los diagramas de caja y bigotes que representan las diferencias entre los PMs de sujetos sanos y pacientes en la flexión del codo en el movimiento 1. La Tabla 33 muestra que se encuentran diferencias significativas en los PMs calculados de RMSE y CC. En los PMs calculados de ROM e IAM la diferencia no es significativa.

Figura 68 PMs de sujetos sanos y pacientes de la flexión del codo en el movimiento 1

	abdS	rotS	fexE	pronoE	retaS	eldS
ROM	0,000*	0,530	0,110	0,010*	0,120	0,320
RMSE	0,000*	0,040*	0,009*	0,000*	0,003*	0,230
CC	0,010*	0,004*	0,009*	0,312	0,071	0,005*
IAM	0,000*	0,000*	0,202	0,143	0,001*	0,276
INST_1						

Tabla 33 Correlación entre los PMs de sujetos sanos y pacientes en el movimiento 1

Movimiento 2: Sinergia extensora

En la Figura 69 se observa que, en el movimiento de sinergia extensora, la extensión del codo de los pacientes se caracteriza por tener un rango de movimiento similar al de los sujetos sanos, a excepción de la mitad del movimiento (entre el 40 y 80%, cuando el paciente debe tocar la rodilla del lado contrario) donde los pacientes presentan un rango con mayor dispersión. Este hecho indica que algunos pacientes no pueden extender el codo para tocar la rodilla del lado contrario.

Figura 69 Evolución angular de la extensión del codo del MR y de los pacientes en el movimiento 2

La Figura 70 muestra los diagramas de caja y bigotes que representan las diferencias entre los PMs de sujetos sanos y pacientes en la extensión del codo en el movimiento 2. La Tabla 34 muestra que se encuentran diferencias significativas en los PMs calculados de ROM, RMSE e IAM. En los PMs calculados de CC la diferencia no es significativa.

Figura 70 PMs de sujetos sanos y pacientes de la extensión del codo en el movimiento 2

	abdS	rotS	fexE	pronoE
ROM	0,000*	0,110	0,006*	0,180
RMSE	0,005*	0,251	0,043*	0,004*
CC	0,013*	0,001*	0,139	0,100
IAM	0,008*	0,037	0,001*	0,139
INST_1				

Tabla 34 Correlación entre los PMs de sujetos sanos y pacientes en el movimiento 2

Movimiento 3: Mano a la columna lumbar

En la Figura 71 se observa que, en el movimiento de mano a la columna lumbar, la flexión del hombro de los pacientes se caracteriza por tener un rango de movimiento con mayor dispersión que los sujetos sanos al final del movimiento, lo que indica que algunos pacientes no pueden alcanzar con el puño la columna lumbar por detrás del cuerpo.

Figura 71 Evolución angular de la flexión del hombro del MR y de los pacientes en el movimiento 3

La Figura 72 muestra los diagramas de caja y bigotes que representan las diferencias entre los PMs de sujetos sanos y pacientes en la flexión del hombro en el movimiento 3. La Tabla 35 muestra que se encuentran diferencias significativas en los PMs calculados de RMSE y CC. En el PM calculado de ROM e IAM la diferencia no es significativa.

Figura 72 PMs de sujetos sanos y pacientes de la flexión del hombro en el movimiento 3

	fexS	abdS	rotS	fexE
ROM	0,630	0,400	0,040*	0,110
RMSE	0,016*	0,053	0,104	0,809
CC	0,008*	0,086	0,003*	0,160
IAM	0,079	0,234	0,480	0,074
INST_1				
IAM	0,086	0,001*	0,017*	0,952
INST_2				

Tabla 35 Correlación entre los PMs de sujetos sanos y pacientes en el movimiento 3

Movimiento 4: Flexión del hombro 0° - 90°

En la Figura 73 se observa que, el movimiento de flexión del hombro 0° - 90° de los pacientes se caracteriza por tener un rango de movimiento con mayor dispersión que los sujetos sanos en la mitad del movimiento, lo que indica que algunos pacientes tienen un rango limitado y por tanto no pueden flexionar el hombro hasta 90°.

Figura 73 Evolución angular de la flexión del hombro del MR y de los pacientes en el movimiento 4

La Figura 74 muestra los diagramas de caja y bigotes que representan las diferencias entre los PMs de sujetos sanos y pacientes en la flexión del hombro en el movimiento 4. La Tabla 36 muestra que se encuentran diferencias significativas en los 4 PMs asociados a la fexS.

Figura 74 PMs de sujetos sanos y pacientes de la flexión del hombro en el movimiento 4

	fexS	abdS	fexE	pronoE
ROM	0,000*	0,047*	0,002*	0,063
RMSE	0,001*	0,004*	0,000*	0,009*
CC	0,000*	0,014*	0,000*	0,001*
IAM				
INST_1	0,296	0,003*	0,146	0,624
IAM	0,001*	0,051	0,000*	0,157
INST_2				
IAM	0,000*	0,304	0,000*	0,122
INST_3				

Tabla 36 Correlación entre los PMs de sujetos sanos y pacientes en el movimiento 4

Movimiento 5: Pronación – supinación. Codo a 90°

Figura 75 Evolución angular de la pronosupinación del antebrazo del MR y de los pacientes en el movimiento 5

En la Figura 75 se observa que, el movimiento de pronosupinación del antebrazo con el codo a 90° de los pacientes, se caracteriza por tener un rango de movimiento con mayor dispersión que los sujetos sanos en la primera parte del movimiento (15-40%), lo que indica que algunos pacientes tienen un rango limitado en la pronación del antebrazo.

Posteriormente se observa que el cambio de pronación a supinación tiene un retraso, a lo que se suma un rango limitado en la supinación del antebrazo (60-90%).

La Figura 76 muestra los diagramas de caja y bigotes que representan las diferencias entre los PMs de sujetos sanos y pacientes en la pronosupinación del antebrazo con el

codo a 90° en el movimiento 5. La Tabla 37 muestra que se encuentran diferencias significativas en los 4 PMs asociados a la pronoE.

Figura 76 PMs de sujetos sanos y pacientes de la pronosupinación del antebrazo en el movimiento 5

	fexS	abdS	fexE	pronoE
ROM	0,967	0,024*	0,321	0,002*
RMSE	0,035	0,019*	0,003*	0,000*
CC	0,082	0,57	0,000*	0,000*
IAM				
INST_1	0,011*	0,039*	0,788	0,469
IAM INST_2	0,020*	0,852	0,331	0,000*

Tabla 37 Correlación entre los PMs de sujetos sanos y pacientes en el movimiento 5

Movimiento 6: Abducción del hombro 0° -90°

En la Figura 77 se observa que, el movimiento de abducción del hombro 0° - 90° de los pacientes se caracteriza por tener un rango de movimiento limitado y con mayor dispersión que los sujetos sanos, principalmente en la mitad del movimiento. Esto indica que los pacientes no pueden abducir el hombro hasta los 90°.

Figura 77 Evolución angular de la abducción del hombro del MR y de los pacientes en el movimiento 6

La Figura 78 muestra los diagramas de caja y bigotes que representan las diferencias entre los PMs de sujetos sanos y pacientes en abducción del hombro 0° - 90° en el movimiento 6. La Tabla 38 muestra que se encuentran diferencias significativas en los 4 PMs asociados a la abdS.

Figura 78 PMs de sujetos sanos y pacientes de la abducción del hombro en el movimiento 6

	abdS	fexE	pronoE
ROM	0,000*	0,000*	0,762
RMSE	0,000*	0,000*	0,002*
CC	0,000*	0,000*	0,001*
IAM INST_1	0,047	0,801	0,257
IAM INST_2	0,000*	0,000*	0,332
IAM INST_3	0,000*	0,000*	0,743

Tabla 38 Correlación entre los PMs de sujetos sanos y pacientes en el movimiento 6

Movimiento 7: Flexión del hombro 90° - 180°

Figura 79 Evolución angular de la flexión del hombro del MR y de los pacientes en el movimiento 7

En la Figura 79 se observa que, el movimiento de flexión del hombro 90° - 180° de los pacientes se caracteriza por tener un rango de movimiento limitado y con mayor dispersión, con respecto a los sujetos sanos, durante la mayor parte del movimiento, principalmente al final del mismo. Esto indica que algunos pacientes no pueden flexionar el hombro hasta donde los sujetos sanos si logran flexionarlo.

La Figura 80 muestra los diagramas de caja y bigotes que representan las diferencias entre los PMs de sujetos sanos y pacientes en flexión del hombro 90° - 180° en el movimiento 7. La Tabla 39 muestra que se encuentran diferencias significativas en los 4 PMs asociados a fexS.

Figura 80 PMs de sujetos sanos y pacientes de la flexión del hombro en el movimiento 7

	fexS	abdS	fexE	pronoE
ROM	0*	0,65	0,288	0,465
RMSE	0,000*	0,001*	0,000*	0,14
CC	0,001*	0,14	0,001*	0,27
IAM				
INST_1	0,077	0,005*	0,000*	0,084
IAM	0,000*	0,019*	0,000*	0,192
INST_2				
IAM	0,000*	0,032*	0,002*	0,376
INST_3				

Tabla 39 Correlación entre los PMs de sujetos sanos y pacientes en el movimiento 7

Movimiento 8: Pronación – supinación. Codo a 0° **Figura 81 Evolución angular de la pronosupinación del antebrazo del MR y de los pacientes en el movimiento 8**

En la Figura 81 se observa que, el movimiento de pronosupinación del antebrazo con el codo extendido de los pacientes, se caracteriza por tener un rango de movimiento con mayor dispersión con respecto a los sujetos sanos durante todo el movimiento. Esto indica que algunos pacientes tienen un rango limitado en la pronación y supinación del antebrazo. También se puede observar en la figura que el movimiento de los pacientes es atáxico lo que indica que lo realizan con poca suavidad.

La Figura 82 muestra los diagramas de caja y bigotes que representan las diferencias entre los PMs de sujetos sanos y pacientes en la pronosupinación del antebrazo con el codo extendido en el movimiento 8. La Tabla 40 muestra que se encuentran diferencias significativas en los PMs calculados de RMSE y CC asociados a pronoE.

Figura 82 PMs de sujetos sanos y pacientes de la pronosupinación del antebrazo en el movimiento 8

	fexS	fexE	pronoE
ROM	0,011*	0,165	0,294
RMSE	0,001*	0,000*	0,000*
CC	0,000*	0,000*	0,000*
IAM			
INST_1	0,031*	0,000*	0,478
IAM	0,000*	0,000*	0,173
INST_2			

Tabla 40 Correlación entre los PMs de sujetos sanos y pacientes en el movimiento 8

Movimiento 9: Repetida dorsiflexión / flexión volar. Codo a 90°

En la Figura 83 se observa que, el movimiento de repetida dorsiflexión / flexión volar de la muñeca con el codo a 90° de los pacientes, se caracteriza por tener un rango de movimiento limitado en la extensión de la muñeca (15-45%) y con mayor dispersión durante la mayor parte del movimiento. Esto indica que algunos pacientes no pueden extender ni flexionar la muñeca como lo pueden hacer los sujetos sanos.

Figura 83 Evolución angular de la dorsiflexión y flexión volar de la muñeca del MR y de los pacientes en el movimiento 9

La Figura 84 muestra los diagramas de caja y bigotes que representan las diferencias entre los PMs de sujetos sanos y pacientes en la repetida dorsiflexión / flexión volar de la muñeca con el codo a 90° en el movimiento 9. La Tabla 41 muestra que se encuentran diferencias significativas en los 4 PMs asociados a fexW.

Figura 84 PMs de sujetos sanos y pacientes de la dorsiflexión y flexión volar de la muñeca en el movimiento 9

	fexS	abdS	fexE	fexW
ROM	0,000*	0,001*	0,038*	0,000*
RMSE	0,055	0,038*	0,010*	0,000*
CC	0,724	0,672	0,621	0,008*
IAM				
INST_1	0,040*	0,152	0,146	0,000*
IAM INST_2	0,050	0,046*	0,687	0,164

Tabla 41 Correlación entre los PMs de sujetos sanos y pacientes en el movimiento 9

Movimiento 10: Repetida dorsiflexión / flexión volar. Codo a 0°

Figura 85 Evolución angular de la dorsiflexión y flexión volar de la muñeca del MR y de los pacientes en el movimiento 10

En la Figura 85 se observa que, el movimiento de repetida dorsiflexión / flexión volar de la muñeca con el codo extendido de los pacientes se caracteriza por tener un rango de movimiento limitado en la extensión de la muñeca (15-45%) y con mayor dispersión durante la mayor parte del movimiento. Esto indica que algunos pacientes no pueden extender la muñeca como lo pueden hacer los sujetos sanos. Como se puede observar en la figura de la izquierda, el movimiento de los pacientes presenta ataxia lo que indica que lo realizan con poca suavidad.

La Figura 86 muestra los diagramas de caja y bigotes que representan las diferencias entre los PMs de sujetos sanos y pacientes en la repetida dorsiflexión / flexión volar de la muñeca con el codo extendido en el movimiento 10. La Tabla 42 muestra que se encuentran diferencias significativas en los 4 PMs asociados a fexW.

Figura 86 PMs de sujetos sanos y pacientes de la dorsiflexión y flexión volar de la muñeca en el movimiento 10

	fexS	abdS	fexE	fexW
ROM	0,133	0,001*	0,074	0,00*
RMSE	0,031*	0,036*	0,000*	0,000*
CC	0,126	0,371	0,959	0,000*
IAM				
INST_1	0,031*	0,031*	0,000*	0,000*
IAM	0,011*	0,012*	0,000*	0,659
INST_2				

Tabla 42 Correlación entre los PMs de sujetos sanos y pacientes en el movimiento 10

Movimiento 11: Circunducción

Figura 87 Evolución angular de la flexión y extensión de muñeca del MR y de los pacientes en el movimiento 11

En la Figura 87 se observa que en la fase 1 del movimiento de circunducción (0-50%) y la fase 2 (50-100%) no se diferencian con claridad en el movimiento realizado por los pacientes. El cambio de dirección desde el sentido horario al anti horario (50% aproximadamente) tampoco se diferencia.

La primera fase del movimiento de los pacientes se caracteriza por tener 4 picos de extensión (valores máximos) y flexión (valores mínimos) no muy bien definidos, a diferencia de los sujetos sanos quienes tienen 3 picos. La segunda fase del movimiento tiene un comportamiento similar al primero, pero los picos no se encuentran definidos con claridad.

El rango de movimiento de la extensión de la muñeca es limitado. Esto indica que algunos pacientes no pueden extender la muñeca como lo hacen los sujetos sanos. Como se puede observar en la figura de la flexión y extensión de muñeca, el movimiento de los pacientes se caracteriza por que es atáxico lo que indica que lo realizan con poca suavidad.

La Figura 88 muestra los diagramas de caja y bigotes que representan las diferencias entre los PMs de sujetos sanos y pacientes en la circunducción de la muñeca en el movimiento 11. La Tabla 43 muestra que se encuentran diferencias significativas en los PMs calculados de ROM, RMSE y CC asociados a fexW.

Figura 88 PMs de sujetos sanos y pacientes de la flexión y extensión de la muñeca en el movimiento 11

	abdS	fexE	fexW	divW
ROM	0,006*	0,14	0,022*	0,010*
RMSE	0,018*	0,028*	0,037*	0,559
CC	0,001	0,000*	0,000*	0,008*
IAM				
INST_1	0,055	0,824	0,173	0,636
IAM	0,21	0,781	0,148	0,469
INST_2				
IAM	0,133	0,759	0,126	0,045*
INST_3				
IAM	0,041*	0,487	0,07	0,148
INST_4				

Tabla 43 Correlación entre los PMs de sujetos sanos y pacientes en el movimiento 11

Figura 89 Índice de suavidad de los sujetos sanos y pacientes en el movimiento 11

La Figura 89 muestra el diagrama de caja y bigotes que representa las diferencias entre el índice de suavidad de los sujetos sanos y de los pacientes en el movimiento 11.

La Tabla 44 muestra el índice de suavidad y el número de picos de velocidad de los sujetos sanos, de los pacientes y la correlación entre ellos en el movimiento 11. Existen diferencias significativas entre el índice de suavidad de los sujetos sanos y los pacientes en dicho movimiento.

	sanos	pacientes	<i>P</i> -value
Índice de Suavidad	104,1(22,9)	14,9(17,7)	0.002*
Número de picos de velocidad	11.5(2.2)	19(12.5)	0.00*

Tabla 44 Índice de suavidad y número de picos de velocidad de sujetos sanos, de pacientes y la correlación.

Movimiento 12: Flexión de dedos

En la Figura 90 se observa que, el movimiento de flexión de dedos de los pacientes se caracteriza por tener un rango de movimiento limitado y con mayor dispersión que los sujetos sanos durante la mayor parte del movimiento. Esto indica que algunos pacientes no tienen bien extendidos los dedos al inicio del movimiento, y posteriormente no pueden flexionar los dedos hasta cerrar el puño.

Figura 90 Evolución angular de flexión de dedos del MR y de los pacientes en el movimiento 12

La Figura 91 muestra los diagramas de caja y bigotes que representan las diferencias entre los PMs de sujetos sanos y pacientes en la flexión de dedos en el movimiento 12. La Tabla 45 muestra que se encuentran diferencias significativas en los PMs calculados de RMSE y CC asociados a la flexión de dedos.

Figura 91 PMs de sujetos sanos y pacientes de flexión de dedos en el movimiento 12

	fexF
ROM	0,622
RMSE	0,000*
CC	0,000*
IAM	
INST_1	0,89
IAM	0,906
INST_2	

Tabla 45 Correlación entre los PMs de sujetos sanos y pacientes en el movimiento 12

Movimiento 13: Extensión de dedos

Figura 92 Evolución angular de la extensión de dedos del MR y de los pacientes en el movimiento 13

En la Figura 92 se observa que el movimiento de extensión de dedos de los pacientes se caracteriza por tener un rango de movimiento limitado con mayor dispersión que los sujetos sanos durante todo el movimiento. Esto indica que algunos pacientes no tienen bien cerrado el puño, al inicio del movimiento, y posteriormente no pueden extender por completo los dedos.

La Figura 93 muestra los diagramas de caja y bigotes que representan las diferencias entre los PMs de sujetos sanos y pacientes en la extensión de dedos en el movimiento 13. La Tabla 46 muestra que se encuentran diferencias significativas en los PMs calculados de RMSE, CC e IAM asociados a la extensión de dedos.

Figura 93 PMs de sujetos sanos y pacientes de la extensión de dedos en el movimiento 13

	fexF
ROM	0,12
RMSE	0,008*
CC	0,046*
IAM	
INST_1	0,031*
IAM	0,262
INST_2	

Tabla 46 Correlación entre los PMs de sujetos sanos y pacientes en el movimiento 13

Movimiento 14: Coordinación

La Figura 94 muestra el diagrama de caja y bigotes que representa las diferencias entre el tiempo de ejecución de los sujetos sanos y de los pacientes.

Figura 94 Tiempo de ejecución del movimiento 14 de sujetos sanos y de pacientes.

La Tabla 47 muestra el tiempo de ejecución del movimiento 14 de los sujetos sanos, de los pacientes y la correlación entre ellos. En el tiempo de ejecución del movimiento de coordinación no se encuentran diferencias significativas entre los sujetos sanos y pacientes.

	sanos	pacientes	P-value
Tiempo	7,4(1,7)	9,9(3,86)	0.213

Tabla 47 Tiempo de ejecución del movimiento 14 de sujetos sanos, de pacientes y correlación entre ellos.

En resumen, en los 46 GdLs analizados en los 14 movimientos se encontraron diferencias entre los PMs de los sujetos sanos y los pacientes. En 44GdLs (95,65%) se encontraron diferencias significativas en por lo menos 1 PM. Solo en 2 GdLs (4,35%), fexE y pronoE de los movimientos 3 y 7 respectivamente, no se encontraron diferencias significativas en los PM.

En los 14 GdLs principales analizados en los movimientos, se encontraron diferencias significativas en todos los PMs calculados de la métrica RMSE. En 8 GdLs principales, se encontraron diferencias significativas en el PM calculados de las métricas ROM. En 13 GdLs principales, se encontraron diferencias significativas en el PM calculados de las métricas CC. En 8 GdLs principales, se encontraron diferencias significativas en el PM calculados de las métricas IAM.

En la correlación entre el índice de suavidad y el número de picos de velocidad de los sujetos sanos y los pacientes, se encontraron diferencias significativas. Sin embargo, en la correlación entre el tiempo de ejecución de los sujetos sanos y los pacientes no se encontraron diferencias significativas.

3.6. Discusión

En este capítulo se han propuesto las dos primeras fases del proceso de evaluación objetiva: 1) el modelado de los movimientos de la EFM en neurorrehabilitación física de la ES y 2) la definición de métricas para cuantificar el movimiento de sujetos sanos y pacientes, en el que también se realizan la definición del perfil disfuncional y el cálculo de las diferencias entre los PMs de los sujetos sanos y los pacientes. En este capítulo se presentan los modelos de referencia de ejecución de los movimientos de la evaluación generados, los PMs sanos y patológicos obtenidos, la estructura de la base de datos del perfil disfuncional y las diferencias encontradas entre los PMs sanos y patológicos. Los resultados de este capítulo sugieren que: 1) la definición formal de los movimientos de la EFM-ES permite generar modelos de referencia cinemáticos útiles en el análisis del movimiento patológico. 2) El cálculo de métricas permite obtener PMs para la definición de perfiles disfuncionales y la discriminación entre movimientos sanos y patológicos.

Una de las ventajas de la metodología propuesta es la independencia del sistema de captura de movimiento utilizado. Por tanto, es posible utilizar otros sistemas de captura. En esta investigación se ha utilizado el sistema de captura de movimiento optoelectrónico BTS-smart D, para todos los movimientos de los sujetos sanos y pacientes. Este tipo de sistema es el método de captura más estable para el análisis cinemático (Murphy et al., 2015).

Otra ventaja de la metodología de modelado propuesta para los 14 movimientos de la EFM-ES en este estudio, es que puede ser extendida a los restantes movimientos de la EFM. También es posible adicionar más GdLs al modelo biomecánico de la ES utilizado. Por lo tanto, por cada nuevo GdL adicionado, sería posible generar un nuevo modelo de referencia.

Las contribuciones de este estudio pueden considerarse como una respuesta a las siguientes necesidades: 1) modelar los movimientos de la EFM-ES para la automatización de la EFM (Villán-Villán et al., 2015). 2) Crear modelos de referencia de ejecución de los movimientos de la EFM-ES para su uso posterior en comparaciones entre datos de movimiento sanos y patológicos (Villán-Villán et al., 2015). 3) Cuantificar de manera detallada el desarrollo del movimiento sano y patológico (Levin et al., 2009) durante la ejecución de la EFM-ES. 4) Identificar diferencias cinemáticas para discriminar entre movimientos sanos y patológicos (Murphy et al., 2015). 5) Generar perfiles disfuncionales para caracterizar las alteraciones de cada paciente con DCA (Pérez-Rodríguez et al., 2014).

Las cinco principales contribuciones de este capítulo son:

- 1) La **aplicación de la metodología de modelado a la EFM-ES convencional** (University of Gothenburg, 2015). Esta es la escala clínica más utilizada en la literatura científica y en la práctica clínica de rehabilitación (Murphy et al., 2015).

La EFM-ES se encuentra validada para la evaluación de pacientes con daño neurológico debido a ACV (Fugl-Meyer et al., 1975). En esta investigación son incluidos pacientes con ACV y TCE con el objetivo de ampliar el alcance de este estudio a los pacientes con TCE. Los resultados obtenidos muestran que los pacientes con TCE también pueden beneficiarse de la metodología propuesta.

- 2) La **creación de 46 MRs de ejecución** correspondientes a los 46 GdLs especificados por la EFM-ES (University of Gothenburg, 2015). Los MRs son construidos a partir del análisis cinemático del movimiento de sujetos sanos. El análisis cinemático es uno de los métodos que permite un análisis detallado del movimiento (Murphy et al., 2015). Por tanto, los MRs describen en detalle el movimiento realizado por sujetos sanos y pueden ser usados como línea base para el análisis de movimientos patológicos (Villán-Villán et al., 2015).

Una de las ventajas de los MRs generados en esta investigación es que pueden ser usados en el análisis de movimientos ejecutados con la ES derecha y/o izquierda. Esto se debe a que el sistema de coordenadas local de cada articulación de la ES se define de acuerdo con las recomendaciones propuestas por la Sociedad Internacional de Biomecánica (Wu et al., 2015). Así mismo, el movimiento de cada articulación de la ES se define por la evolución angular de 1 a 3 GdLs y cada GdL se corresponde con un MR.

La metodología de modelado propuesta difiere de las metodologías presentadas en la literatura científica (Olesh et al., 2014; Otten et al., 2015; J. Wang et al., 2014; Yu et al., 2016), en que éstas hacen uso de sistemas automáticos y aplican modelos de caja negra y no permiten un análisis detallado del movimiento.

Los MRs generados coinciden con las indicaciones de ejecución de la EFM-ES en la mayoría de los casos (42 GdLs – 91,3%). Se han detectado diferencias en 2 GdLs (8,7%): pronación del antebrazo (movimiento1 - sinergia flexora y movimiento 2 - sinergia extensora) y flexión del hombro (movimientos 5 - pronación-supinación, codo 90° y movimiento 9 - repetida dorsiflexión/flexión volar, codo a 90°) las cuales no interfieren en el análisis cinemático realizado, ni modifican la forma de ejecución del movimiento principal. Esto se debe a que dichos GdLs se caracterizan por dar soporte al movimiento y no por ser los responsables de su ejecución.

El movimiento patrón de los MRs creados fue bastante similar para todos los GdLs en los distintos movimientos de la EFM-ES. Algunas de las discrepancias morfológicas aparecieron con ligeras diferencias debidas a la variabilidad inter-sujeto. Sin embargo, es necesario clarificar que los MRs pueden variar en el caso de

incluir, excluir o reemplazar uno o varios sujetos sanos. En cualquiera de estos casos los límites superior, inferior y el movimiento patrón podrían no ser los mismos. También podrían variar si la población de estudio estuviese conformada solo por hombres, mujeres o niños.

- 3) La **cuantificación de los movimientos de la EFM-ES**. Las métricas utilizadas para cuantificar los movimientos de la EFM-ES permiten obtener parámetros que discriminan entre movimientos sanos y patológicos. En la literatura científica las métricas han sido aplicadas en AVDs (Costa Boned, 2014; Pérez-Rodríguez, 2012), movimientos de alcance (Murphy et al., 2011) y no en los movimientos de la EFM-ES.

A pesar de que la EFM es una medida garantizada para la evaluación de la ES en investigación y en la práctica clínica, existe la necesidad de mejorar y evaluar otras medidas de la función motora de uso común, junto con medidas que evalúan otros aspectos del deterioro del paciente, como la fuerza y el rango de movimiento (Murphy et al., 2015). En esta investigación se han calculado 6 métricas que aportan datos objetivos a los terapeutas y permiten ampliar el conocimiento sobre el deterioro de la ES de los pacientes con DCA. Cinco de las métricas se han adaptado de la literatura científica (ROM, RMSE, CC, índice de suavidad y tiempo de ejecución) y una, IAM ha sido creada para esta investigación. Tras el cálculo de dichas métricas se han obtenido parámetros que caracterizan el movimiento y permiten describirlo en términos de rango de movimiento, similitud, desviación, índice de suavidad y tiempo de ejecución de los movimientos de la EFM. La métrica IAM ha permitido obtener la configuración biomecánica de la ES en aquellos instantes especificados por la EFM.

- 4) La **identificación de las diferencias entre los datos de movimiento de sujetos sanos y pacientes**. En los 46 GdLs analizados durante la ejecución de los 14 movimientos de la EFM-ES se han encontrado diferencias entre los PMs sanos y patológicos. La mayoría han sido significativas (44GdL – 95,65%) en por lo menos 1 PM. Solo en 2 GdLs (4,35%), fexE y pronoE de los movimientos 3 y 7 respectivamente, las diferencias no han sido significativas. Esto no afecta la adecuada ejecución de los movimientos debido a que son GdLs de soporte y no principales.

En los resultados obtenidos para la métrica índice de suavidad, se han encontrado diferencias significativas entre los sujetos sanos y pacientes durante la ejecución de la circunducción (movimiento 11). Los pacientes se caracterizan por un movimiento brusco de la muñeca, mientras que los sanos siguen un patrón de movimiento suave. Estos resultados están en línea con los resultados de investigaciones centradas en la cuantificación de la suavidad del movimiento de la ES de pacientes con daño neurológico. Estas investigaciones demostraron perfiles

de velocidad oscilatoria con múltiples picos en este tipo de pacientes (de los Reyes-Guzmán et al., 2016; Murphy et al., 2011; Rohrer et al., 2002).

- 5) La **definición del perfil disfuncional** a partir de parámetros que caracterizan el movimiento de cada paciente. Se ha definido la estructura de la base de datos del PD que contiene los PMs, los cuales pueden ser actualizados cada vez que el paciente ejecute uno o varios movimientos de la EFM. El hecho de que el perfil pueda ser actualizado favorece el seguimiento de la evolución de los pacientes de forma controlada.

Cabe resaltar que es posible agregar más campos a la base de datos del perfil disfuncional. Estos campos podrían contener nuevos PM, medidas antropométricas, entre otras. La definición de nuevos campos dependerá de la investigación y análisis que se desee realizar.

Con respecto a la pérdida del registro de los marcadores durante las capturas de movimiento, se consideran las siguientes recomendaciones:

- Ampliar el área de trabajo definida en la calibración del sistema BTS-SMART-D, para evitar la pérdida de marcadores debido al posicionamiento fuera del campo de visión de las cámaras del BTS-SMART-D.
- Usar una camiseta de tirantes finos y revisar en el *Smart-capture* el registro de todos los marcadores antes iniciar el registro de las capturas, para evitar la pérdida de marcadores debido al ocultamiento con la ropa.
- Reforzar la unión entre el marcador y el dedo con una cinta adhesiva alrededor de la base del marcador, para evitar la pérdida del registro debido al desprendimiento de la superficie de la piel.

En este capítulo, se presentó la metodología de modelado y cuantificación de los movimientos de la EFM-ES para generar modelos de referencia de ejecución, caracterizar el movimiento patológico e identificar diferencias cinemáticas entre los movimientos sanos y patológicos.

Los modelos generados, que representan los movimientos de la EFM-ES de sujetos sanos, se presentan especialmente útiles en procesos de evaluación de movimientos llevados a cabo por pacientes con alteraciones disfuncionales. Tal y como se mostrará en el Capítulo 4, el uso de los modelos de referencia es la base utilizada para determinar la función motora de la ES (evaluación de movimiento) asociado a un paciente. De esta forma, este trabajo de modelado y cuantificación supone el punto inicial para alcanzar una rehabilitación más personalizada, basada en la evidencia, que favorezca la precisión en el diagnóstico clínico, la óptima planificación terapéutica y el seguimiento de la evolución de la función motora.

CAPÍTULO 4. EVALUACIÓN MOTORA OBJETIVA

4.1 Introducción

Los métodos de evaluación del movimiento de la ES convencionales dependen de la experiencia y la subjetividad de los médicos o terapeutas evaluadores. Las evaluaciones de la función motora de la ES se centran en pruebas clínicas que dependen en gran medida de los criterios del examinador (Middleton et al., 2014) y requieren que un terapeuta califique a los pacientes mientras estos realizan tareas y actividades específicas.

Las evaluaciones estandarizadas son fundamentales para avanzar en la rehabilitación clínica, sin embargo, los scores de evaluación a menudo brindan poca información para la planificación (Veloza et al., 2011) y la personalización de los tratamientos de rehabilitación. Una de las razones es, que los métodos de evaluación convencionales no son lo suficientemente sensibles y están influenciados por un efecto techo (Hsueh et al., 2008). Debido a esto se hace difícil detectar con exactitud la mejora de los pacientes en la ejecución de movimientos.

Un componente importante en los tratamientos de rehabilitación es la posibilidad de realizar una evaluación cuantitativa y sensible a la evolución del paciente. Sin embargo, la mayoría de las escalas clínicas de evaluación son test bien establecidos y basados en la observación que utilizan scores ordinales (Levin et al., 2009). Entre las desventajas de dichas escalas clínicas se encuentran la imposibilidad para capturar completamente las estrategias de compensación motora y la información detallada sobre la realización del movimiento (Levin et al., 2009). Otra desventaja es que las puntuaciones ordinales no son confiables si el paciente no evoluciona. Esto podría dificultar la medición de la calidad del tratamiento de rehabilitación.

En este capítulo de la Tesis Doctoral se abordan las fases de valoración e interpretación de la evaluación motora objetiva. Se propone una metodología para estimar de manera automática los scores objetivos de los movimientos de la EFM y un

score objetivo global. También se propone la interpretación de los scores estimados para el análisis de los movimientos patológicos.

4.2 Estado del arte

La demanda de nuevas técnicas de evaluación de la ES automatizadas surge debido al creciente número de pacientes con DCA, a los tratamientos avanzados tras el ictus, a la cantidad de tiempo de administración de la EFM y al tiempo limitado que los médicos pueden dedicar en las intervenciones de cada paciente (Hou et al., 2012; Olesh et al. 2014; Otten et al., 2015; Prochazka et al., 2015; Wang et al., 2014; Yu et al., 2016).

En el trabajo de investigación propuesto por (Yu et al., 2016) se desarrolla un método para predecir los scores de la EFM a partir de un sistema cuantitativo remoto implementado con una red de sensores portátiles. Veinticuatro sujetos sanos participaron en este estudio, quienes desarrollaron 7 ejercicios que reemplazan los 33 ítems de la EFM-ES. La predicción de los scores se realiza por el entrenamiento de un sistema automático (paradigma de la caja negra en el cual las metodologías para la creación de modelos de referencia, no aplica), el cual no permite la interpretación de los scores.

En la investigación propuesta por (Olesh et al., 2014) se crea un método para calcular el score de 8 pacientes con hemiparesia crónica de manera automática. En este estudio, los pacientes desarrollan 10 movimientos de la EFM-ES que incluyen el hombro, el codo y la muñeca. En la evaluación, la ES sana de los pacientes se usa como referencia para el análisis de los movimientos de ES afectada, en lugar de usar sujetos sanos para crear modelos de referencia de ejecución de los movimientos. Los scores son calculados mediante un sistema automático.

En el trabajo propuesto por (Otten et al., 2015) se crea un método para calcular automáticamente el score de 2 sujetos con ACV. Esta investigación propone un sistema para automatizar 25 movimientos de la EFM-ES. Los datos registrados de 8 sujetos sanos se usan para evaluar la precisión de este sistema. Los sujetos desarrollan cada movimiento de manera impecable, parcial, y sin movimiento; proporcionando unos resultados de 0, 1 y 2. La evaluación de la ES se desarrolla mediante el entrenamiento de un sistema automático.

En el trabajo de investigación propuesto por (Wang et al., 2014) se desarrolla un método donde se estima automáticamente los scores de 4 movimientos del hombro y codo de la EFM-ES (mano a la columna lumbar, flexión del hombro entre 0° - 90°,

pronosupinación y abducción del hombro entre 0° - 90°). En este estudio participaron 24 sujetos. Un método de selección de características se emplea para simplificar el cálculo de los scores y mejorar el rendimiento del modelo.

En la investigación propuesta por (Hou et al., 2012) se desarrolla un sistema de pruebas de adaptación computarizada de la EFM (CAT-FM). El CAT adapta las pruebas de evaluación al nivel de la función motora de cada paciente, de modo que sólo se administran las pruebas útiles (es decir, ni demasiado difícil ni demasiado fácil para un paciente). En la simulación de este estudio participaron 301 pacientes con ACV y en el estudio de campo participaron 41 pacientes. El modelo Rasch se usa como referencia para comparar los movimientos de los sujetos con ACV, lo que impide la interpretación de los scores.

4.2.1. Análisis crítico del estado del arte

Tras la revisión bibliográfica se puede observar que las metodologías anteriormente mencionadas se caracterizan por:

- 6) El cálculo de scores de movimientos centrado en la precisión y la similitud con los puntajes dados por los terapeutas. Estas metodologías no consideran la identificación de alteraciones específicas de la ES en cada movimiento evaluado.
- 7) El uso de sistemas automáticos y fórmulas específicas para calcular los scores que se basan en el paradigma de la caja negra, que no permiten la interpretación de los resultados de la evaluación de la ES (scores).

Las principales razones para considerar nuevos métodos de evaluación motora objetiva de la ES se comentan a continuación:

- 1) La necesidad de un análisis más detallado de la realización de los movimientos de la ES de los pacientes, que permita estudiar alteraciones específicas y detectar cambios en la evolución.
- 2) La necesidad de obtener datos objetivos para la interpretación de los resultados de la EFM.
- 3) La necesidad de reducir el tiempo de administración de la EFM.
- 4) La necesidad de medir objetivamente los resultados del tratamiento de rehabilitación.

Por tanto, el objetivo principal de este Capítulo es proponer una nueva metodología de evaluación de la ES basada en la EFM, que permita estimar scores de manera automática y detectar variaciones de pequeña escala en los movimientos. Esta

metodología proporciona datos objetivos para la identificación de las alteraciones de los movimientos de la ES y facilita la interpretación de los resultados obtenidos.

4.3 Metodología

En este apartado se describe la metodología de evaluación motora objetiva de los movimientos de la EFM y la interpretación del score objetivo global.

4.3.1. Algoritmo de evaluación motora objetiva

Se ha definido un algoritmo de evaluación motora objetiva (OMA, del inglés *objective motor assessment*) para la estimación automática de los scores de los movimientos de la EFM-ES y un score objetivo (SO) global (Villán-Villán et al., 2018; Villán-Villán et al., 2015), utilizando los mismos criterios de puntuación que la evaluación convencional (University of Gothenburg, 2015). Este algoritmo se puede utilizar al inicio, durante o al final del proceso de rehabilitación física.

Figura 95. Visión esquemática del algoritmo de evaluación motora objetiva.

La Figura 95 muestra la visión esquemática del algoritmo OMA con un bloque principal y una salida. El bloque principal consiste en los PMs de los sujetos sanos y de los pacientes (calculados en Capítulo 3), el cálculo del score por ítem y el cálculo del score por movimiento. La salida representa el SO global que indica el nivel de la función motora de la ES de cada sujeto evaluado.

4.3.1.1 Puntuación de los parámetros de movimiento

Como se comentó en el Capítulo 3, los PMs son el resultado de calcular las métricas (ROM, RMSE, CC, IAM, índice de suavidad y tiempo) y permiten identificar la similitud que existe entre los modelos de referencia de ejecución de los movimientos de la EFM-ES y los movimientos realizados por los pacientes.

La Tabla 48 muestra las métricas empleadas para la obtención de los PMs para los ítems-GdL, el rango (R) para puntuar los PMs y los significados de las puntuaciones de los PMs. El significado se puede aplicar a cada uno de los GdLs. Los GdLs siempre se analizan con respecto al MR correspondiente en cada caso.

Métricas	Rango	Puntuaciones	Significado
ROM y IAM	$R1: LI \leq PM \leq LS$	[2]	Dentro del rango
	$R2: LS < PM < LI$	$(0, 1.9)^a$	Fuera del rango
CC	$R1: 0.67 \leq PM \leq 1$	[2]	Alta similitud morfológica
	$R2: 0.34 \leq PM < 0.67$	$[1, 1.9)^a$	media similitud morfológica
	$^b R3: -1 \leq PM < 0.34$		baja similitud morfológica:
	$LI \leq PM \leq LS$	[1]	• dentro PM
	$LS < PM < LI$	$(0, 1.9)^a$	• fuera PM
RMSE	$R1: PM \leq T$	[2]	Poca diferencia
	$R2: T < PM \leq 2x T$	$(1, 1.9]^a$	media diferencia
	$R3: PM > 2 x T$	(0)	alta diferencia

LS: límite superior. LI: límite inferior. ^a el valor del PM disminuye hasta el valor más bajo del intervalo, a medida que se aleja del patrón de movimiento siguiendo una función lineal cuya pendiente depende del GdL evaluado. ^b la variación (V) de la evolución angular del GdL (diferencia entre el inicio y el final) y la posición del punto medio (M) del GdL con respecto al patrón de movimiento se usaron para asignar las puntuaciones de los PMs.

Tabla 48 Métricas, rangos, valores y significados utilizados para la puntuación de los PMs

A continuación, se da una explicación más detallada del cálculo de las puntuaciones de los PMs.

La Figura 96 muestra los valores que puede obtener un PM de rango. Los PMs de rango, obtenidos a partir del cálculo del ROM, son puntuados de acuerdo con el MR asociado a cada GdL:

- si el PM calculado está dentro de los límites del MR (dentro de las líneas punteadas de la Figura 96), es decir, en el intervalo de normalidad, el valor del PM se establece en 2.
- si el valor del PM está fuera del modelo (fuera de las líneas punteadas de la Figura 96), el valor irá decreciendo hasta 0 a medida que se aleja del MR siguiendo una función lineal cuya pendiente depende del GdL evaluado.

Figura 96 Valores para los PMs de rango

Los PMs adaptados al ítem, obtenidos a partir del cálculo de IAM, son puntuados considerando los instantes descritos en la Tabla 7. El criterio de puntuación para los PMs adaptados al ítem siguen la misma definición que la descrita para los PMs de rango. Cuando un movimiento es evaluado en más de un instante, los valores de los PMs de todos los instantes son promediados en cada GdL.

Los PMs de similitud, obtenidos a partir del cálculo del CC, son puntuados considerando 3 rangos. Los valores del CC varían entre $[-1, 1]$, por lo tanto, un sujeto puede estar en:

- Rango 1: cuando el valor del PM está dentro del rango $[0.67, 1]$, se asigna una puntuación de 2 (correlación positiva perfecta). Esto indica que el movimiento tiene similitud morfológica alta con respecto al MR.
- Rango 2: cuando el valor del PM está dentro del rango $[0.34, 0.66]$, se asigna una puntuación entre 1.9 y 1 (correlación positiva pero no perfecta). Esto indica que el movimiento tiene similitud morfológica media con respecto al MR.
- Rango 3: cuando el valor del PM está dentro del rango $[-1, 0.34]$, se asigna una puntuación entre 1 y 0. Para establecer las puntuaciones en este rango son utilizados: la variación (V) de la evolución angular (diferencia entre el inicio y final del GdL) y la posición media del GdL con respecto al MR. Si la variación y el punto medio del GdL están fuera del MR, se asigna un valor entre 0 y 0.9. Esto indica que el movimiento desarrollado tiene similitud morfológica baja con respecto al MR. Si la variación y el punto medio del GdL están dentro del MR, se considera estable y se asigna un valor de 1 (similitud morfológica media). El hecho de que, a un valor de PM, correspondiente a similitud baja, se le pueda asignar una puntuación de 1 puede ocurrir cuando el CC obtiene un valor positivo o negativo. Esto sucede porque el CC mide la relación lineal entre 2

variables y un resultado negativo indica que un incremento en una variable está asociada a un decremento en la otra variable.

La Figura 97 **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.** A. muestra un ejemplo del GdL rotación externa del hombro de un paciente quien ha obtenido un PM de similitud = 0.12 (positivo) en el movimiento 1. La **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.** B. muestra un ejemplo del GdL de la elevación del hombro de un paciente quien obtiene un PM de similitud = -0.79 (negativo) en el movimiento 1. A pesar de que los 2 pacientes tienen los valores de PM en rango 3, la variación y la posición del punto medio de rotS y el dS están dentro del MR. Por esta razón, un valor del PM de similitud = 1 puede ser asignado en ambos casos.

Figura 97 A. Rotación externa del hombro de un paciente con PM de similitud positivo = 0.12. B. Elevación del hombro de un paciente con PM de similitud negativo = - 0.79

La Figura 98 muestra los valores que puede obtener un PM de desviación. Los PMs de desviación, obtenidos a partir del cálculo del RMSE, son puntuados considerando 3 rangos. Los valores numéricos de los rangos se derivan del umbral de desviación angular obtenido como la media del RMSE medido entre los límites superior e inferior del MR. Estos rangos varían dependiendo del GdL, por lo tanto, un sujeto puede estar en:

- Rango 1: cuando el valor del PM es menor o igual que el umbral (línea punteada en la Figura 98), se asigna un valor de 2. Esto indica que existe poca diferencia con respecto al MR.
- Rango 2: cuando el valor del PM es mayor que el umbral y menor o igual que el doble del umbral, el valor del PM irá decreciendo desde 1.9 hasta 1 a medida que se aleja del MR siguiendo una función lineal cuya pendiente depende del

GdL evaluado. Esto indica que el movimiento ejecutado tiene una diferencia media con respecto al MR.

- Rango 3: cuando el valor del PM es mayor que el doble del umbral, se asigna un valor de 0. Esto indica que existe una gran diferencia con respecto al MR.

Figura 98 Valores para los PMs de desviación

4.3.1.2 Cálculo del score objetivo global

Como se comentó en el capítulo anterior, los 14 movimientos de la EFM-ES evalúan 21 ítems, los cuales se valoran usando los mismos criterios de la evaluación convencional (escala de calificación de 3 puntos: 0, 1 ó 2). Por lo tanto, 42 es el SO global máximo que un sujeto puede obtener al ejecutar los 14 movimientos.

El cálculo del score objetivo global consiste en 3 etapas: 1) score por ítem, 2) score por movimiento y 3) score global.

1. Score por ítem: es estimado considerando una de las siguientes posibilidades.
 - 1.1 Ítem-GdL: cálculo del promedio de las puntuaciones de los 4 PMs (ROM, IAM, CC y RMSE).
 - 1.2 Ítem-jerk: para el cálculo del movimiento atáxico de la muñeca en el movimiento 11 (circunducción).
 - 1.3 Ítem-tiempo: para el cálculo del tiempo de ejecución del movimiento 14 (coordinación).

En el cálculo del score por ítem, los ítem-jerk (1.2) e ítem-tiempo (1.3) requieren consideraciones especiales.

Cuando un paciente realiza el movimiento de circunducción con un movimiento atáxico de la muñeca, es decir con poca suavidad, puede obtener un score máximo de 1

(University of Gothenburg, 2015). Por tanto, en el movimiento 11 hay dos posibilidades para calcular el score con respecto al MR:

- Cuando el movimiento de la muñeca es considerado suave (dentro de los límites del MR), se promedian los scores de los ítem-GdL para calcular el score.
- Cuando el movimiento de la muñeca es considerado atáxico, se promedian los scores de los ítem-GdL para calcular el score y se aplica la siguiente condición de movimiento atáxico (fuera de los límites del patrón de movimiento):
 - ✓ Si el score del movimiento es < 1 , entonces la puntuación será el score del movimiento.
 - ✓ Si el score del movimiento es > 1 , entonces la puntuación será 1.

El score para el ítem-tiempo (1.3) es calculado siguiendo los rangos de tiempo propuestos por la EFM-ES (University of Gothenburg, 2015) (ec.5). Para esto, el límite superior del tiempo de ejecución de los sujetos sanos se usa como referencia. Por tanto, se realiza el cálculo de la *diferencia* entre dicho límite y el tiempo de ejecución del paciente.

$$SOs - tiempo = \begin{cases} 6 \leq diferencia, & SO = 0 \\ 2 \leq diferencia \leq 5, & SO = 1 \\ diferencia < 2, & SO = 2 \end{cases} \quad (5)$$

Cuando el sujeto realiza el movimiento al menos 6 segundos más lento que la diferencia, se asigna un score= 0. Cuando el sujeto realiza el movimiento de 2 a 5 segundos más lento que la diferencia, se asigna un score= 1. Cuando el sujeto realiza el movimiento con menos de 2 segundos que la diferencia, se asigna un score= 2.

2. Score por movimiento (ec.6): es estimado considerando los siguientes rangos.

$$SOs = \begin{cases} 0 \leq item < 0.5, & SO = 0 \\ 0.5 \leq item < 1.5, & SO = 1 \\ 1.5 \leq item \leq 2.0, & SO = 2 \end{cases} \quad (6)$$

Cuando el score de un movimiento está entre 0 y 0,5 se asigna un SO = 0. Cuando el score de un movimiento está entre 0,5 y 1,5 se asigna un SO = 1. Cuando el score de un movimiento está entre 1,5 y 2 se asigna un SO = 2.

La Tabla 49 muestra el score máximo que puede obtener un sujeto al ejecutar cada movimiento de la EFM-ES (University of Gothenburg, 2015) seguido del número de ítems evaluados en cada movimiento, mencionado entre paréntesis.

Movimientos EFM-ES	Score máximo (n.ítems evaluados)
A. Extremidad superior	
II Movimientos voluntarios dentro de las sinergias	
1. Sinergia flexora	12 (6) , donde cada uno de los 6 ítems (eldH, retaH, abdH, roth, fexC, pronA) es puntuado individualmente con un score máximo de 2.
2. Sinergia extensora	6 (3) , donde abdH y roth interna son promediados y evaluados como un solo ítem, fexC y pronA son puntuados individualmente con un score máximo de 2.
III Movimientos voluntarios de sinergias mixtas	
3. Mano a la columna lumbar	2 (1) , todos los scores de los ítems (fexH, abdH, fexC, roth) son promediados.
4. Flexión del hombro 0° - 90°	2 (1) , todos los scores de los ítems (fexH, abdH, fexC, pronA) son promediados.
5. Pronación – supinación. Codo a 90°	2 (1) , todos los scores de los ítems (fexH, abdH, fexC, pronA) son promediados.
IV Movimientos voluntarios con poca o sin sinergia	
6. Abducción del hombro 0° -90°	2 (1) , todos los scores de los ítems (abdH, fexC, pronC) son promediados.
7. Flexión del hombro 90° - 180°	2 (1) , todos los scores de los ítems (fexH, abdH, fexC, pronC) son promediados.
8. Pronación – supinación. Codo a 0°.	2 (1) , todos los scores de los ítems (fexH, fexC, pronC) son promediados.
B. Muñeca	
9. Repetidas dorsiflexion / flexión volar. Codo a 90°.	2 (1) , todos los scores de los ítems (fexH, abdH, fexC, fexM) son promediados.
10. Repetidas dorsiflexion / flexión volar. Codo a 0°.	2 (1) , todos los scores de los ítems (fexH, abdH, fexC, fexM) son promediados.
11. Circunducción	2 (1) , hay 2 posibilidades para calcular el score (ver cálculo del score por ítem). Ítems (abdH, fexC, fexM, divM, jerk).
C. Mano	
12. Flexión dedos	2 (1) , el ítem fexD es puntuado.
13. Extensión dedos	2 (1) , el ítem fexD es puntuado.
D. Coordinación/velocidad.	
14. Tiempo	2 (1) , el ítem tiempo es puntuado.

Tabla 49 Score máximo por cada movimiento de la EFM-ES.

3. Score global: es estimado por la sumatoria de todos los SOs de los movimientos de la EFM-ES.

El SO global puede ser calculado a partir de uno o de todos los movimientos ejecutados por un sujeto. En todos los casos es posible conocer cuál o cuáles movimientos fueron evaluados.

4.3.2. Interpretación del score objetivo global

La interpretación del SO global se realiza mediante la comparación entre los MR y los movimientos de los pacientes. La interpretación del SO global se realiza en 3 niveles y permite un análisis granular de los scores (Figura 99). Estos niveles se corresponden con las tres etapas consecutivas del cálculo del SO global.

Figura 99 Niveles de abstracción para la interpretación del score objetivo global

En los niveles 3 y 2, el SO global y el SO de cada movimiento se interpretan de la misma manera que lo propone la EFM-ES. En el nivel 1, se interpretó el score de cada ítem. Es importante tener en cuenta que los scores de los ítems (GdL, jerk y tiempo) se analizan según el movimiento evaluado (University of Gothenburg, 2015).

La Figura 100 muestra la interpretación de los scores de los ítems. Cada ítem-GdL se analiza desde el punto de vista de rango de movimiento, configuración biomecánica de la ES especificado por la EFM (University of Gothenburg, 2015), similitud y desviación del movimiento. En el ítem-jerk, se analiza si el movimiento de la muñeca es suave o atáxico y en el ítem-tiempo, se analiza el tiempo de ejecución del movimiento de coordinación.

Figura 100 Interpretación de los scores de los ítems

El cálculo de las puntuaciones de los PMs y de los scores objetivos por ítem, movimiento y global se realizaron con la herramienta matemática MATLAB® r2013a.

4.4 Estudio experimental

En este apartado se toman como punto de partida los resultados obtenidos en el Capítulo 3. (modelos de referencia y parámetros de movimiento) con el objetivo de dar continuidad a la investigación mediante la aplicación del algoritmo OMA para evaluar de manera objetiva los movimientos ejecutados por los pacientes con DCA.

Por tanto, los sujetos sanos, los pacientes con DCA, el sistema de captura de movimiento utilizado y el posicionamiento de los marcadores son los mismos. Al procedimiento descrito en el capítulo anterior se le adiciona el juicio de dos terapeutas (T1 y T2), quienes evaluaron a los pacientes durante la realización de los movimientos de la evaluación simultáneamente con las capturas de movimiento, pero de manera independiente. Los terapeutas usaron la EFM-ES convencional (University of Gothenburg, 2015) para evaluar a los pacientes.

4.4.1. Validación

La validación del algoritmo OMA se lleva a cabo en 2 fases debido a la necesidad de:

- 1) confirmar la consistencia y estabilidad de los MR como línea base para el análisis de los movimientos de la ES de los sujetos con DCA

- 2) confirmar la correspondencia entre los SOs de los pacientes calculados por el algoritmo y los scores dados por los terapeutas.

En la primera fase, el algoritmo OMA se aplica a los sujetos sanos quienes participaron en la generación de los MRs. Para esto, se realiza el procedimiento de 7 veces la validación cruzada, ya que minimiza el sesgo asociado al muestreo aleatorio del conjunto de datos de entrenamiento.

En este método, los datos se dividen al azar en 7 subconjuntos mutuamente excluyentes y de igual tamaño. Cada subconjunto se divide en 2 subconjuntos, uno de entrenamiento y otro de prueba, de tal manera que el algoritmo es entrenado y probado 7 veces.

El subconjunto de entrenamiento incluye todos los datos pertenecientes al dominio del problema y se utiliza en la fase de la creación de los MRs. El subconjunto de prueba se utiliza durante el proceso de evaluación para comprobar la respuesta del sistema (los SOs) para los datos no entrenados. Hoy en día no existen reglas matemáticas para la determinación de los tamaños requeridos de los subconjuntos de datos.

En la segunda fase, el algoritmo OMA se aplica a los sujetos con DCA. Para esto, se calcula la correspondencia entre los scores dados por los terapeutas evaluadores y por el algoritmo OMA.

4.4.2. Análisis estadístico

En el análisis estadístico se aplican métodos no paramétricos, dadas las características de los datos ordinales utilizados en esta investigación. El coeficiente de correlación de Spearman se calcula para determinar la correspondencia entre las puntuaciones dadas por cada terapeuta y las estimadas por el algoritmo OMA.

La correlación se calcula para los scores de los 15 pacientes evaluados en cada movimiento de la EFM-ES. Los datos se analizan utilizando el paquete estadístico SPSS para Windows (versión 19.0) (SPSS Inc, Chicago, IL, USA).

Para finalizar este apartado de metodología, se muestra en la Figura 101 los diagramas de flujo de la evaluación motora objetiva y la interpretación del score global. El proceso de evaluación motora objetiva consta de los siguientes pasos:

1. **Puntuación de los parámetros de movimiento:** se realiza dependiendo de la métrica de la cual se ha obtenido el PM.

2. **Calculo del score por ítem:** se realiza dependiendo del tipo de ítem (GdL, jerk o tiempo).
3. **Calculo del score por movimiento:** se realiza asignando un score de 0, 1 ó 2 a cada movimiento evaluado.
4. **Calculo del score global:** se realiza con la sumatoria de los scores por movimiento.
5. **Validación del algoritmo** con sujetos sanos para confirmar la consistencia de los modelos de referencia como línea base en el análisis de los movimientos patológicos.
6. **Validación del algoritmo** con pacientes y terapeutas para confirmar la correspondencia entre los scores estimados por el algoritmo y los scores dados por los terapeutas.

El proceso de interpretación del score global consta de los siguientes pasos:

1. **Análisis del score por ítem:** se realiza dependiendo del tipo de ítem (GdL, jerk y tiempo) y del movimiento evaluado.
2. **Análisis del score por movimiento:** se realiza de la misma manera que lo propone la EFM-ES.
3. **Análisis del score global:** se realiza de la misma manera que lo propone la EFM-ES.
4. **Interpretación clínica** de la función motora de la ES: se realiza a partir del análisis de los scores.

Figura 101 Diagramas de flujo de la Evaluación Motora Objetiva y de la interpretación del Score Global

4.5 Resultados

Los resultados de este capítulo se dividen en 2 fases:

1. Fase 1: validación del algoritmo con sujetos sanos
2. Fase 2: validación del algoritmo con pacientes con DCA

4.5.1 Fase 1: validación con sujetos sanos

El algoritmo permite evaluar los movimientos de la ES de los sujetos sanos y calcular el SO global. Todos los sujetos incluidos en la creación de los MRs han obtenido el máximo score posible en el SO global (42), lo que indica que son valorados como sanos. Cada uno de los movimientos de la ES ejecutados por los sujetos sanos fueron evaluados como sanos. Por esta razón, los MRs son usados como línea base para el análisis de los movimientos de los pacientes.

4.5.2 Fase 2: validación con pacientes

Todos los movimientos realizados por los pacientes fueron evaluados adecuadamente por el algoritmo. Las figuras (Figura 102 - Figura 115) muestran los SO para todos los movimientos calculados por el algoritmo OMA y los scores asignados por los terapeutas (T1 y T2) para todos los pacientes (P). La Figura 116 muestran los SO globales calculados por el algoritmo OMA y los scores asignados por T1 y T2 para todos los P.

Figura 102 Scores de los pacientes en el movimiento 1

Figura 103 Scores de los pacientes en el movimiento 2

Figura 104 Scores de los pacientes en el movimiento 3

Figura 105 Scores de los pacientes en el movimiento 4

Figura 106 Scores de los pacientes en el movimiento 5

Figura 107 Scores de los pacientes en el movimiento 6

Figura 108 Scores de los pacientes en el movimiento 7

Figura 109 Scores de los pacientes en el movimiento 8

Figura 110 Scores de los pacientes en el movimiento 9

Figura 111 Scores de los pacientes en el movimiento 10

Figura 112 Scores de los pacientes en el movimiento 11

Figura 113 Scores de los pacientes en el movimiento 12

Figura 114 Scores de los pacientes en el movimiento 13

Figura 115 Scores de los pacientes en el movimiento 14

La Figura 116 muestra el SO global de todos los pacientes calculados por el algoritmo OMA y los scores asignados por los terapeutas (T1 y T2).

Figura 116 Score objetivo global de los pacientes

La Tabla 50 muestra el análisis de la correlación entre los scores dados por el algoritmo OMA y cada terapeuta T1 y T2.

	Movimientos EFM-ES	OMA y T1	OMA y T2
1	Sinergia flexora	0,251	0,590*
2	Sinergia extensora	0,435	0,071
3	Mano a la columna lumbar	0,709**	0,838**
4	Flexión del hombro 0° - 90°	0,441	0,672**
5	Pronación – supinación. Codo a 90°	0,420	0,369
6	Abducción del hombro 0° -90°	0,672**	0,706**
7	Flexión del hombro 90° - 180°	0,837**	0,896**
8	Pronación – supinación. Codo a 0°	0,725**	0,803**
9	Repetida dorsiflexión / flexión volar. Codo a 90°	0,493	0,612*
10	Repetida dorsiflexión / flexión volar. Codo a 0°	0,798**	0,804**
11	Circunducción	0,631*	0,806**
12	Flexión dedos	0,597*	0,621*
13	Extensión dedos	0,981**	0,916**
14	Tiempo	0,669**	0,710**
	SO Global	0,783**	0,938**

* La correlación es significativa en el nivel 0.005. ** La correlación es significativa en el nivel 0.01.

Tabla 50 Análisis de correlación entre los scores calculados por el algoritmo OMA y los scores dados por los terapeutas

La correlación de Spearman se calculó entre los scores dados por el algoritmo OMA y cada terapeuta para detectar las correspondencias entre ellos. El SO global y los scores dados por los terapeutas están significativamente correlacionados (T1 $r = 0.783$, $p < 0.01$ y T2 $r = 0.938$, $p < 0.01$, respectivamente). Los SOs de 9 (64.3%) movimientos y los scores dados por el terapeuta 1 están significativamente correlacionados. Los SOs de 12 (85.7%) movimientos y los scores dados por el terapeuta 2 están significativamente correlacionados. El movimiento 13, extensión de dedos, obtuvo el mayor coeficiente de correlación ($r = 0.981$, $p < 0.01$). El movimiento 2, sinergia extensora, obtuvo el menor coeficiente de correlación ($r = 0,071$).

4.6 Discusión

En este capítulo se ha propuesto una nueva metodología de evaluación objetiva para los movimientos de la EFM-ES realizados por pacientes con DCA en neurorrehabilitación física. Los SOs de los movimientos y un score global se estimaron mediante el algoritmo OMA. Se ha realizado la validación del algoritmo con sujetos

sanos, para confirmar la consistencia de los MRs y con pacientes para confirmar la correlación entre los SOs y las puntuaciones otorgadas por 2 terapeutas.

Los resultados muestran que los MRs pueden ser usados como línea base para el análisis del movimiento patológico. Los SOs globales se correlacionaron significativamente con las puntuaciones dadas por los terapeutas. Los SOs por cada movimiento se correlacionaron con los scores dados por los terapeutas. Los resultados del estudio sugieren que es posible evaluar objetivamente la ejecución de los movimientos de la ES de los pacientes con DCA utilizando el algoritmo automático OMA.

Las contribuciones de este estudio pueden considerarse como una respuesta a las siguientes necesidades: capturar la información detallada sobre el rendimiento del movimiento y las estrategias de compensación motora (Levin et al., 2009) para detectar exactamente la mejora en el movimiento usualmente influenciado por un efecto techo (Hsueh et al., 2008) y para proporcionar información para la planificación de tratamientos de rehabilitación (Veloza et al., 2011).

Las tres principales contribuciones de este Capítulo son:

1) La **ampliación del alcance de la EFM-ES a los pacientes con TCE**. La EFM se ha validado para la evaluación del movimiento de la ES de pacientes con ACV (Fugl-Meyer et al., 1975). En este estudio, se han incluido pacientes con ACV y TCE con el objetivo de ampliar el alcance de la EFM-ES a los pacientes con TCE. Por tanto, se muestra que los pacientes con TCE también pueden beneficiarse de la metodología OMA.

1. La **confirmación de la consistencia de los MRs** que acredita el uso de los modelos como línea base para el análisis de los movimientos de la EFM-ES realizados por pacientes con DCA. En la validación del algoritmo con sujetos sanos, todos ellos obtuvieron el máximo SO global posible (42).
2. La **identificación cuantitativa de las alteraciones de los movimientos de la EFM-ES**. Los SOs de cada movimiento se estimaron siguiendo los mismos criterios de evaluación de la EFM convencional (University of Gothenburg, 2015). Los SOs globales se calcularon sumando los SOs de todos los movimientos de EFM-ES realizados para cada paciente.

Por lo tanto, los terapeutas podrían beneficiarse del uso de esta nueva metodología que facilita la evaluación de la ES de los pacientes. Debido a que no es necesario que los terapeutas aprendan un nuevo método de evaluación; existe una alta probabilidad de disminuir la resistencia al cambio para la implementación de nuevos métodos de evaluación en rehabilitación objetiva.

3. La **interpretación de los SOs globales** en 3 niveles (global, movimiento e ítem). Esto se debe a que la comparación de los movimientos de la ES se realizó entre los MRs y los pacientes (Villán-Villán et al., 2015). El uso de los MRs permite un análisis granular de la función motora del ES de los pacientes y por tanto facilita la identificación de alteraciones específicas con un análisis más detallado (detecta variaciones a pequeña escala).

El hecho de que el cálculo del SO se realice en 3 niveles permite obtener una cantidad considerable de datos objetivos, que no están disponibles en las evaluaciones convencionales de la función motora de la ES. Estos datos objetivos que ofrece el algoritmo OMA pueden ofrecer información útil al terapeuta, favoreciendo los tratamientos personalizados para cada paciente. Por lo tanto, la interpretación de los SO ofrece la posibilidad de una mayor aceptación clínica. En el nivel 1, se analiza el comportamiento de cada ítem-GdL en términos de similitud, desviación, rango de movimiento y configuración biomecánica, con respecto al MR en cada movimiento realizado. Se analizaron ítems específicos para los movimientos atáxicos (ítem-jerk) y el tiempo de ejecución (ítem-tiempo) siguiendo el protocolo de la EFM-ES (University of Gothenburg, 2015). El SO en los niveles 2 (para cada movimiento) y 3 (global) se interpretaron de la misma manera en que propone la evaluación convencional.

La interpretación del SO propuesta en esta investigación es novedosa y difiere de los estudios relacionados con la automatización de la EFM-ES encontrados en la literatura (Olesh et al., 2014; Otten et al., 2015; J. Wang et al., 2014; Yu et al., 2016), los cuales se basan en métodos que usan modelos de caja negra o fórmulas específicas. Aunque obtuvieron puntuaciones similares a las de los clínicos, estos modelos no permiten un estudio detallado ni la interpretación de la función motora de la ES para cada ítem de los movimientos evaluados.

Los mejores ejemplos de análisis detallado realizado por el algoritmo OMA son el movimiento 1 y 2. La sinergia flexora (con 6 GdLs, el mayor número de GdLs evaluados en un movimiento de la EFM-ES) evaluado en la posición final requerida, es decir, la mano desde la rodilla contraria hasta tocar la parte superior de la oreja del lado afectado. La sinergia extensora (con 4 GdLs, el segundo con el mayor número de GdLs), evaluado en la posición final requerida, es decir, la mano desde la oreja del lado afectado hasta la rodilla contralateral.

Es difícil llevar a cabo la cuantificación de las alteraciones por cada GdL de los movimientos 1 y 2 solo mediante el uso de retroalimentación visual. No es fácil para el ojo humano detectar variaciones de pequeña escala del movimiento de la ES; sin embargo, estas variaciones son identificadas por el algoritmo OMA debido a que proporciona un análisis minucioso del rendimiento del movimiento (por GdL).

El algoritmo OMA proporcionó un análisis más detallado del comportamiento de cada GdL y un mayor número de variaciones de pequeña escala en los movimientos 1 y 2, en comparación con las variaciones observadas por los terapeutas. Estas son las razones por las que el movimiento 2, seguido del movimiento 1, obtuvieron los valores de correlación más bajos entre los scores estimados por el algoritmo y los dados por los terapeutas. Sin embargo, es necesario un análisis más exhaustivo con una muestra de pacientes y terapeutas más amplia para corroborar estos resultados.

En este capítulo, se ha propuesto una nueva metodología de evaluación motora objetiva para estimar automáticamente los scores de 14 movimientos de la EFM-ES, así como un score global. La información proporcionada por el algoritmo OMA permitió un análisis granular y la identificación automática de las alteraciones específicas del movimiento de la ES en los pacientes.

Nuestro propósito fue proporcionar una nueva herramienta de evaluación como soporte para los terapeutas en el cuidado de pacientes con DCA. Esto podría ser un paso hacia la estandarización de la evaluación cuantitativa de la ES. No obstante, un mayor número de pacientes y terapeutas aumentaría la precisión de los resultados y permitiría confirmar la utilidad clínica de la herramienta de evaluación propuesta.

CAPÍTULO 5. CONCLUSIONES Y TRABAJOS FUTUROS

5.1 Discusión de las hipótesis

A continuación se exponen las hipótesis que fueron recogidas en el Capítulo 2 de la Tesis y se discute si son rechazadas o aceptadas en función de los resultados y del trabajo expuesto a lo largo de la memoria de investigación.

H1. El uso de metodologías para la definición y formalización de los movimientos de la evaluación Fugl-Meyer de la extremidad superior podría permitir la creación de modelos de referencia de ejecución para el análisis de los movimientos realizados por pacientes con DCA.

La metodología de modelado propuesta permite formalizar la definición de la EFM-ES. Esta es la escala clínica para la valoración de la recuperación motora más utilizada en la literatura científica y en la práctica clínica de rehabilitación y tiene una utilidad clínica aceptable y comparable.

La metodología de modelado se basa en la definición de los movimientos de la ES a partir del análisis cinemático del movimiento de sujetos sanos. El análisis cinemático permite realizar un análisis detallado del movimiento de la ES. A raíz de esto la metodología permite la creación de MR de ejecución, desde el punto de vista cinemático.

El uso de la metodología de modelado propuesta en el Capítulo 3 ha permitido la generación de 46 MRs asociados a los GdLs involucrados en la ejecución de los 14 movimientos de la EFM-ES analizados. Se ha definido un intervalo de normalidad que representa la evolución angular de cada uno de los GdLs compuesto por 3 expresiones: movimiento patrón y límites superior e inferior. También se ha realizado la descripción biomecánica del patrón de movimiento de cada MR.

Gran parte del potencial de los MRs radica en que es posible realizar una descripción minuciosa de los movimientos de la EFM-ES realizados por sujetos sanos. Este hecho permite que los MRs puedan ser usados como línea base para el análisis de movimientos patológicos.

Los resultados de la primera fase de la validación del algoritmo OMA presentados en el Capítulo 4, han permitido confirmar la utilidad de los MRs. Esta afirmación se fundamenta en que todos los sujetos sanos valorados por el algoritmo han obtenido el máximo SO global posible (42). A raíz de esto, es posible confirmar que los MRs pueden ser usado como línea base para el análisis de los movimientos de la EFM-ES realizados por pacientes con DCA y confirmar la hipótesis de investigación.

H2. Es posible definir un perfil disfuncional de un paciente con daño cerebral adquirido a partir de un conjunto de parámetros obtenidos en el cálculo de métricas de caracterización del movimiento de la extremidad superior.

La cuantificación de los movimientos de la EFM-ES basada en la definición y cálculo de métricas, aporta datos objetivos, actualmente no disponibles para los terapeutas, y permite ampliar el conocimiento sobre el deterioro de la ES de los pacientes con DCA.

En el capítulo 3 se ha propuesto la definición de 6 métricas, 5 de ellas basadas en la literatura científica (ROM, RMSE, CC, índice de suavidad y tiempo de ejecución) y una, IAM, creada específicamente para esta investigación. Tras el cálculo de las métricas se han obtenido parámetros que caracterizan el movimiento y permiten describirlo en términos de rango de movimiento, similitud, desviación, índice de suavidad y tiempo de ejecución de los movimientos de la EFM. La métrica IAM ha permitido medir la configuración biomecánica de la ES en aquellos instantes especificados por la EFM-ES.

A partir de los parámetros de movimiento de los pacientes se han creado perfiles disfuncionales individuales para cada uno de ellos, definidos como una matriz de datos que caracteriza las alteraciones físicas de la ES. Tras el análisis estadístico de los PMs sanos y patológicos se ha podido confirmar que dichos parámetros permiten discriminar entre movimientos sanos y patológicos. Este hecho sumado a que se han encontrado diferencias entre todos los PMs sanos y patológicos y la mayoría de ellos han sido significativas permiten confirmar la hipótesis de investigación.

H3. La necesidad de objetivar los movimientos de la evaluación Fugl-Meyer para lograr una rehabilitación física más personalizada, requiere la definición de un algoritmo de evaluación motora objetiva de la extremidad superior.

En el Capítulo 4 se describen las 3 etapas implementadas en el algoritmo OMA para el cálculo de los SO por ítem, por movimiento y global. El algoritmo ha permitido la estimación automática del score de cada uno de los 14 movimientos de la EFM-ES y un score global.

El algoritmo de evaluación ha permitido la identificación cuantitativa de las alteraciones del movimiento de la ES de los pacientes con DCA, durante la ejecución de la EFM. También ha permitido identificar variaciones de pequeña escala del movimiento de la ES (por cada GdL), difícilmente detectables solo mediante el uso de retroalimentación visual.

Tras la validación del algoritmo se ha confirmado la correspondencia entre los SOs globales calculados por el algoritmo y las puntuaciones dadas por los terapeutas. El algoritmo valora el movimiento de la ES de los pacientes como movimientos con alteraciones. La correlación entre los SOs globales dados por el algoritmo y los asignados por los terapeutas ha sido significativa.

El cálculo de los SOs permite obtener un conjunto de medidas objetivas, que no están disponibles en las evaluaciones convencionales de la función motora de la ES. La cantidad de datos objetivos ofrece información útil al terapeuta favoreciendo la personalización de los tratamientos.

Existe una alta probabilidad de que esta herramienta de evaluación pueda ser implementada en rutina clínica debido a que, basándose en los mismos criterios de puntuación que la evaluación convencional, aporta una mayor cantidad de datos cuantificables acerca de la función motora de la ES de cada paciente. Así mismo este hecho le otorga una ventaja en su implementación clínica.

Por tanto, los terapeutas podrían beneficiarse del uso del algoritmo OMA como una herramienta que facilita la evaluación de la ES y aumenta la precisión en el diagnóstico logrando de esta manera una rehabilitación física más personalizada y potencialmente efectiva de los pacientes con DCA. Estos hechos permiten confirmar la hipótesis de investigación.

H4. Es posible realizar un análisis detallado de la función motora de la extremidad superior de los pacientes con daño cerebral a partir de la evaluación proporcionada por el algoritmo de evaluación motora objetiva.

El resultado final de la evaluación objetiva, el SO global, se ha interpretado en 3 niveles diferentes (ítem, movimiento y global) permitiendo un análisis granular de la función motora de la ES de los pacientes. Este hecho se debe a que el resultado de la evaluación objetiva se obtiene a partir de la comparación entre los MRs, generados en el Capítulo 3, y los datos de movimientos de la EFM-ES de cada paciente.

En el capítulo 4 se ha propuesto cómo pueden ser interpretados los scores de cada uno de los 3 niveles. Cabe resaltar que la novedad de la interpretación se encuentra presente en el nivel 1. En este nivel, se analiza el comportamiento de cada ítem-GdL en términos de similitud, desviación, rango de movimiento y configuración biomecánica, con respecto al MR en cada movimiento realizado. También se analizaron ítems específicos para los movimientos atáxicos (ítem-jerk) y el tiempo de ejecución (ítem-tiempo) siguiendo el protocolo de la EFM-ES. El SO en los niveles 2 (para cada movimiento) y 3 (global) se interpretaron de la misma manera en que la EFM-ES lo determina.

Los resultados de la evaluación proporcionada por el algoritmo OMA permiten la interpretación de los SOs y facilitan el análisis detallado (variaciones de pequeña escala) de las alteraciones específicas del movimiento de la ES de los pacientes. Estos hechos permiten confirmar la hipótesis de investigación.

5.2 Contribuciones principales de la tesis

Una vez discutidas las hipótesis de investigación a continuación se exponen las principales contribuciones que ha supuesto la presente Tesis Doctoral.

5.2.1. Aportaciones

1. Una metodología de modelado de los movimientos de la evaluación Fugl-Meyer que permite formalizar modelos de ejecución de estos y generar experimentalmente patrones de movimiento.
2. Un modelo cinemático de referencia de ejecución de los movimientos de la EFM-ES por cada grado de libertad analizado en cada uno de ellos. Los modelos permiten el análisis cinemático de los movimientos realizados por los pacientes.
3. Una metodología de cuantificación del movimiento de sujetos sanos y de pacientes que permite medir el rango de movimiento, la similitud, la desviación, la configuración biomecánica de la ES en aquellos instantes especificados por la EFM-ES, la suavidad del movimiento y el tiempo de ejecución.
4. La definición del perfil disfuncional que permite caracterizar el movimiento de los pacientes a partir de parámetros de movimiento.
5. Una base de datos del perfil disfuncional que permite almacenar los datos de las ejecuciones de los movimientos de los pacientes, entre otras, para su uso posterior
6. Un algoritmo de evaluación motora objetiva de los movimientos de la EFM-ES. El algoritmo permite estimar automáticamente scores asociados a la función motora de la ES de los pacientes con DCA.
7. Una metodología de interpretación de los SOs globales en 3 niveles (ítem, movimiento y global) que permite un análisis detallado de la función motora de la ES de los pacientes con DCA.

5.2.2. Publicaciones

Las publicaciones que reflejan el trabajo realizado en la presente Tesis Doctoral son las siguientes:

5.2.2.1 Revistas

1. Villán-Villán, M. A., Pérez-Rodríguez, R., Martín, C., Sánchez-González, P., Soriano, I., Opisso, E., Tormos, J., Medina, J., & Gómez, E. J. (2018). Objective motor assessment for personalized rehabilitation of upper extremity in brain injury patients. *NeuroRehabilitation*, (aceptado).
2. Villán-Villán, M. A., Pérez-Rodríguez, R., Gómez, C., Opisso, E., Tormos, J., Medina, J., & Gómez, E. J. (2015). A first step for the automation of fugl-meyer assessment scale for stroke subjects in upper limb physical neurorehabilitation. *Studies in Health Technology and Informatics* (pp. 45–48).

5.2.2.2 Congresos internacionales

1. Villán-Villán, M. A., Pérez-Rodríguez, R., Gómez, C., Opisso, E., Tormos, J. M., Medina, J., & Gómez, E. J. (2015). Automated Fugl-Meyer assessment for ABI subjects in upper limb physical neurorehabilitation. In *International conference on recent advances in neurorehabilitation (ICRAN)*. Valencia, Spain, 11-12 June 2015.
2. Villán-Villán, M. A., Pérez-Rodríguez, R., Gómez, C., Opisso, E., Tormos, J. M., Medina, J., & Aguilera, E. J. G. (2014). Dysfunctional profile for patients in physical Neurorehabilitation of Upper Limb. In *XIII Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing 2013* (pp. 1775–1778). Springer, Cham. Sevilla, Spain, 2013.

5.2.2.3 Congresos nacionales

1. M.A. Villán-Villán, C. Gómez, R. Pérez Rodríguez, E. Opisso, J.M. Tormos, J. Medina, E.J. Gómez. Valoración del control motor de la extremidad superior de sujetos con DCA basada en la automatización del test Fugl-Meyer en neurorrehabilitación funcional. XXXIII Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica. Madrid 4-6 de noviembre, 2015.

2. M.A. Villán-Villán, R. Pérez Rodríguez, C. Gómez, E. Opisso, J.M. Tormos, J. Medina, E.J. Gómez. Automatización de la evaluación Fugl-Meyer en Neurorrehabilitación funcional de extremidad superior. XXXII Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica. Barcelona 26-28 de noviembre, 2014.
3. M.A. Villán-Villán, R. Pérez-Rodríguez, U. Costa Boned, C. Cáceres Taladriz, J.M. Tormos, J. Medina, E.J. Gómez Aguilera. Clasificación de sujetos según el control motor de la extremidad superior en neurorrehabilitación funcional. In CASEIB 2012, Proceedings of the XXX Annual Congress of the Spanish Biomedical Engineering Society, San Sebastian, Spain 2012.
4. M.A. Villán-Villán, R. Pérez-Rodríguez, U. Costa Boned, C. Gómez Pérez, E. Opisso Salleras, J.M. Tormos Muñoz, J. Medina Casanovas, E.J. Gómez Aguilera. Comparación del movimiento de alcance entre sujetos sanos y patológicos en neurorrehabilitación funcional de extremidad superior. En el libro de actas del XXIX Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica. Cáceres, España, 16-18 de noviembre, 2011.

5.3 Trabajos futuros

Los principales trabajos futuros que se pretenden llevar a cabo una vez finalizado el presente trabajo de investigación son los siguientes:

5.3.1. Metodología de modelado de la evaluación Fugl-Meyer

1. Generación de modelos de referencia que tengan en consideración las medidas antropométricas de los sujetos sanos.
2. Realización de nuevas capturas de movimiento de sujetos sanos para continuar con la definición formal de los movimientos de la EFM-ES. Concretamente de los 9 movimientos no seleccionados para el desarrollo de esta investigación: actividad refleja (1 movimiento), estabilidad a 15 ° de dorsiflexión palmar y tolerancia a la resistencia de la muñeca con el codo a 0° (extensión) y 90° (2 movimientos), cinco tipos de agarres y pinzas (5 movimientos) y en el movimiento de coordinación temblor y dismetría (1 movimiento).

3. Definición de una metodología de automatización del preprocesamiento y calidad de datos para el modelado que incluya el filtrado de los datos de movimiento, el marcado de eventos de inicio y final de cada movimiento y la selección de capturas completas y realizadas adecuadamente.
4. Diseño e implementación de nuevos dispositivos mecatrónicos que permitan el modelado de los movimientos que valoran fuerza y agarres. Estos dispositivos deben adaptarse a la morfología de la mano y contener sensores específicos que permitan evaluar los distintos tipos de agarres y los aspectos dinámicos de los movimientos como la resistencia.
5. Aplicación de la metodología de modelado de la EFM a otros test clínicos enfocados en la evaluación de la función motora de la ES. Este trabajo podría permitir asociar movimientos similares entre diferentes test y así poder medir test diferentes a partir de movimientos comunes entre ellos. También podría permitir la comparación entre test clínicos previamente modelados.

5.3.2. Cuantificación de los movimientos

1. Definición de nuevas métricas que permitan cuantificar aspectos dinámicos en aquellos movimientos de la EFM-ES que lo precisen.
2. Definición de nuevas métricas que permitan identificar estrategia de compensación común entre pacientes con DCA.
3. Definición de nuevos campos para la estructura del perfil disfuncional que contengan las medidas antropométricas y nuevos parámetros que caractericen el movimiento de los pacientes y que permitan ampliar el análisis detallado del movimiento.
4. Diseño formal de una base de datos que facilite el análisis de la información asociada al perfil disfuncional de cada paciente y permita el seguimiento objetivo de la evolución de la función motora, la personalización de los tratamientos de rehabilitación física de la ES y la evaluación de la efectividad de los tratamientos.
5. Aplicación de técnicas de minería de datos en las bases de datos asociadas a cada perfil disfuncional que permitan descubrir patrones asociados a las alteraciones en el movimiento de los pacientes y abrir la posibilidad de la generación de perfiles comunes de disfuncionalidad que puedan evolucionar en el tiempo.

5.3.3. Evaluación motora objetiva

1. Diseño y creación de un módulo de verificación de los SOs de los ítems-GdL estimados por el algoritmo OMA que permita garantizar que los scores de un mismo GdL medido en varios movimientos, es consistente en todos ellos.
2. Extensión de la validación de la metodología de evaluación motora objetiva de la ES basada en:
 - a. Los 23 movimientos de la EFM de la ES, es decir la evaluación completa.
 - b. Un mayor número de pacientes con DCA y diferentes tipos de pronóstico de recuperación (severa, moderado, medio), valorados en varios momentos durante el tratamiento de rehabilitación, para comprobar la eficacia del algoritmo para medir la evolución de la función motora de la ES de los pacientes.
 - c. Un mayor número de terapeutas que evalúen a los pacientes con el método convencional para calcular la variabilidad entre los scores dados por los diferentes terapeutas a un mismo paciente.
 - d. Otros sistemas de captura de movimiento de bajo coste como cámaras de profundidad, sensores inerciales, entre otros; para facilitar la inclusión de la evaluación objetiva en la práctica clínica
3. Validación del algoritmo para el seguimiento automático de la evolución de los pacientes a partir de la medición de los cambios en la función motora de la ES durante el periodo de rehabilitación.
4. Estudio exhaustivo de la validez y la reproducibilidad de la metodología de evaluación motora objetiva para su implementación en la práctica clínica e incorporación dentro de las actividades genéricas de rehabilitación como ejercicio individual. Esta implementación representará un gran beneficio para el futuro, ya que reduce el tiempo de evaluación y facilita el seguimiento de la evolución de los pacientes en el tratamiento de rehabilitación física.

5.3.4. Interpretación del score objetivo global

1. Diseño e implementación de un módulo automático para el análisis e interpretación del SO global, teniendo en cuenta los 3 niveles para la interpretación, pero enfocado principalmente en el nivel 1 relacionado con el score de los ítems.

2. Diseño e implementación de una metodología de análisis y explotación de datos que incluya los resultados de la evaluación motora objetiva de la ES para la:
 - a. Categorización automática de pacientes
 - b. Personalización de sesiones de rehabilitación teniendo en cuenta la funcionalidad de la ES de cada paciente.
 - c. Planificación terapéutica según la evolución de cada paciente
 - d. Optimización del tiempo de dedicación de los terapeutas a cada paciente.
 - e. Generación de nuevo conocimiento que beneficie la investigación clínica.
 - f. Identificación y propuesta de estrategias de mejora del proceso de rehabilitación física de la ES.

5.3.5.Integración de la metodología OMA con nuevas tecnologías aplicadas a la rehabilitación.

1. Diseño y desarrollo de entornos virtuales de evaluación objetiva de la ES para pacientes con DCA que permita el guiado y la asistencia audiovisual, ofreciendo una realimentación al paciente sin el contacto directo con un terapeuta sino mediante comandos que el paciente debe seguir para realizar de manera adecuada cada movimiento. Esto abrirá la posibilidad de incorporar nuevos dispositivos a la rehabilitación física.
2. Diseño e implementación de entornos de evaluación objetiva de la ES para terapeutas que permita la visualización de las ejecuciones de los movimientos y las medidas cinemáticas de cada paciente. Una vez un paciente realice uno o varios movimientos, el terapeuta podría obtener de manera automática el resultado de la evaluación. El terapeuta podría tener el control de la evaluación en tiempo real o posterior a ella, en relación con los movimientos a realizar y el tiempo.
3. Incremento del uso de tecnologías basadas en entornos de realidad virtual, para ser utilizadas en la rehabilitación motora de pacientes con DCA, que permita realizar un registro computarizado de la intervención terapéutica, aumentar la motivación de los pacientes y ofrecer un marco metodológico para el diseño de futuros entornos y métodos de interacción de realidad virtual en rehabilitación funcional. Este trabajo está siendo actualmente llevado a cabo por el doctorando Julio Ontiveros del GBT.

4. Diseño e implementación de una aplicación web de evaluación en línea que permita la monitorización, el guiado y evaluación objetiva del movimiento de la ES de pacientes con DCA. Esta aplicación podría ser utilizada en hospitales de rehabilitación y/o en el domicilio del paciente mediante el uso de una conexión a internet y un sistema de captura de movimiento de bajo coste.

BIBLIOGRAFÍA

- Aisen, M. L., Krebs, H. I., Hogan, N., McDowell, F., & Volpe, B. T. (1997). The effect of robot-assisted therapy and rehabilitative training on motor recovery following stroke. *Archives of Neurology*, 54(4), 443-446.
- Aizawa, J., Masuda, T., Koyama, T., Nakamaru, K., Isozaki, K., Okawa, A., & Morita, S. (2010). Three-dimensional motion of the upper extremity joints during various activities of daily living. *Journal of Biomechanics*, 43(15), 2915-2922.
- Álvaro, L. C., López-Arbeloa, P., & Cozar, R. (2009). Hospitalizations for acute cerebrovascular accidents and transient ischemic attacks in Spain: Temporal stability and spatial heterogeneity, 1998-2003. *Revista de calidad asistencial: Organo de la Sociedad Española de Calidad Asistencial*, 24(1), 16-23.
- Aprile, I., Rabuffetti, M., Padua, L., Di Sipio, E., Simbolotti, C., & Ferrarin, M. (2014). Kinematic Analysis of the Upper Limb Motor Strategies in Stroke Patients as a Tool towards Advanced Neurorehabilitation Strategies: A Preliminary Study. *BioMed Research International*.
- Arboix, A., Díaz, J., Pérez-Sempere, A., & Álvarez-Sabín, J. I. (2006). Tipos etiológicos y criterios diagnósticos. Guía para el diagnóstico y el tratamiento del ictus. *Barcelona: Prous Science*, 1-23.
- Arfanakis, K., Haughton, V. M., Carew, J. D., Rogers, B. P., Dempsey, R. J., & Meyerand, M. E. (2002). Diffusion tensor MR imaging in diffuse axonal injury. *American Journal of Neuroradiology*, 23(5), 794-802.
- Aziz, N. A., Leonardi-Bee, J., Phillips, M. F., Gladman, J., Legg, L. A., & Walker, M. (2008). Therapy-based rehabilitation services for patients living at home more than one year after stroke. *The Cochrane Library*.
- Baker, K., Cano, S. J., & Playford, E. D. (2011). Outcome Measurement in Stroke. *Stroke*, 42(6), 1787-1794.
- Bamford, J., Sandercock, P., Dennis, M., Warlow, C., & Burn, J. (1991). Classification and natural history of clinically identifiable subtypes of cerebral infarction. *The Lancet*, 337(8756), 1521-1526.
- Bard, G., & Hirschberg, G. G. (1965). Recovery of voluntary motion in upper extremity following hemiplegia. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 46, 567.
- Barnes, M. P., & Good, D. C. (2013). Traumatic and nontraumatic brain injury. En *Neurological Rehabilitation* (pp. 110, 401).
- Barreca, S. R., Stratford, P. W., Lambert, C. L., Masters, L. M., & Streiner, D. L. (2005). Test-retest reliability, validity, and sensitivity of the Chedoke arm and hand

- activity inventory: a new measure of upper-limb function for survivors of stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 86(8), 1616-1622.
- Bartfai, A., Markovic, G., Landahl, K. S., & Schult, M. L. (2014). The protocol and design of a randomised controlled study on training of attention within the first year after acquired brain injury. *BMC Neurology*, 14(1), 102.
- Bernabeu, M., & Roig, T. (2002). Unidad de daño cerebral en el Instituto Guttmann. *Hospital de Neurorrehabilitación. Minusval Especial Rehabilitación del Daño Cerebral*, 76-81.
- BIAUSA, B. I. A. of A. (2017). No Title. Recuperado a partir de <http://www.biausa.org>
- Bolognini, N., Pascual-Leone, A., & Fregni, F. (2009). Using non-invasive brain stimulation to augment motor training-induced plasticity. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 6(1), 8. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-6-8>
- Bonnechere, B., Jansen, B., Salvia, P., Bouzahouene, H., Omelina, L., Moiseev, F., & Jan, S. V. S. (2014). Validity and reliability of the Kinect within functional assessment activities: comparison with standard stereophotogrammetry. *Gait & Posture*, 39(1), 593-598.
- Bosecker, C., Dipietro, L., Volpe, B., & Igo Krebs, H. (2012). Kinematic robot-based evaluation scales and clinical counterparts to measure upper limb motor performance in patients with chronic stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 24(1), 62-69.
- BROEKS, G. J., Lankhorst, G. J., Rumping, K., & Prevo, A. J. H. (1999). The long-term outcome of arm function after stroke: results of a follow-up study. *Disability and Rehabilitation*, 21(8), 357-364.
- BTS, B. (2018). BTS Bioengineering. Recuperado 4 de julio de 2017, a partir de <http://www.btsbioengineering.com/>
- Caballero Hernandez, R. Gómez Pérez, C., Cáceres Taladriz, C. García Rudolph, A., Vidal Samsó, J., & Bernabeu Guitart, M., ... & Gómez Aguilera, E. J. (2011). Modelado de Procesos de Neurorrehabilitación. En *Libro de actas del XXIX Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica*.
- Carroll, D. (1965). A quantitative test of upper extremity function. *Journal of Chronic Diseases*, 18(5), 479-491.
- Casellato, C., Ferrante, S., Gandolla, M., Volonterio, N., Ferrigno, G., & Baselli, G., ... & Pedrocchi, A. (2010). Simultaneous measurements of kinematics and fMRI: compatibility assessment and case report on recovery evaluation of one stroke patient. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 7(1), 49.
- Celik, O., O'Malley, M. K., Boake, C., Levin, H. S., Yozbatiran, N., & Reistetter, T. A. (2010). Normalized movement quality measures for therapeutic robots strongly correlate with clinical motor impairment measures. *IEEE Transactions on Neural*

- Systems and Rehabilitation Engineering*, 18(4), 433-444.
- Chang, Y. J., Chen, S. F., & Huang, J. D. (2011). A Kinect-based system for physical rehabilitation: A pilot study for young adults with motor disabilities. *Research in Developmental Disabilities*, 32(6), 2566-2570.
- Charalambous, C. P. (2014). Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity. *In Classic Papers in Orthopaedics*, 415-417.
- Chedoke Arm and Hand Activity Inventory (CAHAI). (2017). No Title. Recuperado a partir de <http://www.cahai.ca/>
- Chen, H. F., Wu, C. Y., Lin, K. C., Jang, Y., Lin, S. C., & Cheng, J. W., ... & Yan, Y. (2014). Measurement properties of streamlined wolf motor function test in patients at subacute to chronic stages after stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 28(9), 839-846.
- Cirstea, M. C., & Levin, M. F. (2000). Compensatory strategies for reaching in stroke. *Brain*, 123(5), 940-953.
- Clark, D. L., Boutros, N. N., & Méndez, M. F. (2012). *El cerebro y la conducta: neuroanatomía para psicólogos*. El Manual Moderno.
- Clark, R. A., Bower, K. J., Mentiplay, B. F., Paterson, K., & Pua, Y. H. (2013). Concurrent validity of the Microsoft Kinect for assessment of spatiotemporal gait variables. *Journal of Biomechanics*, 46(15), 2722-2725.
- Clark, R. A., Pua, Y. H., Bryant, A. L., & Hunt, M. A. (2013). Validity of the Microsoft Kinect for providing lateral trunk lean feedback during gait retraining. *Gait & Posture*, 38(4), 1064-1066.
- Clark, R. A., Pua, Y. H., Fortin, K., Ritchie, C., Webster, K. E., Denehy, L., & Bryant, A. L. (2012). Validity of the Microsoft Kinect for assessment of postural control. *Gait & Posture*, 36(3), 372-377.
- Colombo, R., Sterpi, I., Mazzone, A., Delconte, C., Minuco, G., & Pisano, F. (2010). Measuring changes of movement dynamics during robot-aided neurorehabilitation of stroke patients. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 18(1), 75-85.
- Colombo, R., Sterpi, I., Mazzone, A., Delconte, C., & Pisano, F. (2012). Taking a lesson from patients' recovery strategies to optimize training during robot-aided rehabilitation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 20(3), 276-285.
- Conesa, L., Costa, Ú., Morales, E., Edwards, D. J., Cortes, M., & León, D., ... & Medina, J. (2012). An observational report of intensive robotic and manual gait training in sub-acute stroke. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 9(1), 13.
- Costa, U., Opisso, E., Pérez, R., Tormos, J. M., & Medina, J. (2010). 3D motion analysis of activities of daily living: implication in neurorehabilitation. En *International Gait*

- and Clinical Movement Analysis Conference. Vol. 153. Miami.*
- Costa Boned, U. (2014). Tesis Doctoral: *Modelado del proceso de neurorrehabilitación de la extremidad superior del ictus mediante un nuevo sistema de valoración cinemático*. Universidad Autónoma de Barcelona.
- Cuadrado, A. (2009). Rehabilitación del ACV: evaluación, pronóstico y tratamiento. *Rehabilitation of the stroke: evaluation, prognosis and treatment. GaliciaclinicalInfo*, 70(3), 1-40.
- de la Guía, G. D. T. (2005). de Pràctica Clínica de l'Ictus. *Guia de pràctica clínica de l'ictus, Barcelona: Agència d'Avaluació de Tecnologia i Recerca Mèdiques*.
- de los Reyes-Guzmán, A., Dimbwadyo-Terrer, I. Trincado-Alonso, F. Monasterio-Huelin, F. Torricelli, D., & Gil-Agudo, A. (2014). Quantitative assessment based on kinematic measures of functional impairments during upper extremity movements: A review. *Clinical Biomechanics*, 29(7), 719-727.
- de los Reyes-Guzmán, A., Dimbwadyo-Terrer, I., Pérez-Nombela, S. Monasterio-Huelin, F. Torricelli, D., Pons, J. L., & Gil-Agudo, A. (2016). Novel kinematic indices for quantifying movement agility and smoothness after cervical Spinal Cord Injury. *NeuroRehabilitation*, 38(2), 199-209.
- de los Reyes-Guzmán, A., Gil-Agudo, A., Peñasco-Martín, B., Solís-Mozos, M., del Ama-Espinosa, A., & Pérez-Rizo, E. (2010). Kinematic analysis of the daily activity of drinking from a glass in a population with cervical spinal cord injury. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 7(1), 41.
- Defensor del pueblo. (2006). DAÑO CEREBRAL SOBREVENIDO EN ESPAÑA: UN ACERCAMIENTO EPIDEMIOLÓGICO Y SOCIOSANITARIO. Recuperado a partir de [http://www.adaceclm.org/DocumentosInteres/Documentosdañocerebral/Documents/Daño cerebral Sobrevenido en España. Un acercamiento epidemiológico y sociosanitario.pdf](http://www.adaceclm.org/DocumentosInteres/Documentosdañocerebral/Documents/Daño%20cerebral%20sobrevenido%20en%20España.%20Un%20acercamiento%20epidemiológico%20y%20sociosanitario.pdf)
- DGTech Engineering Solutions. (2013). DG5 VHand 3.0 OEM. Recuperado a partir de http://www.dg-tech.it/vhand3/files/DG5VHAND3_Datasheet.pdf
- Díez Tejedor, E., & Soler, R. (1999). Manual de enfermedades vasculares cerebrales. *Barcelona: Prous Science*, 2.
- Duarte, E., Alonso, B., Fernández, M. J., Fernández, J. M., Flórez, M., & García-Montes, I., ... & Vidal, J. (2010). Rehabilitación del ictus: modelo asistencial. Recomendaciones de la Sociedad Española de Rehabilitación y Medicina Física, 2009. *Rehabilitación*, 44(1), 60-68.
- Eastlack, M. E., Arvidson, J., Snyder-Mackler, L., Danoff, J. V., & McGarvey, C. L. (1991). Interrater reliability of videotaped observational gait-analysis assessments. *Physical Therapy*, 71(6), 465-472.
- Evans, A., Perez, I., Harraf, F., Melbourn, A., Steadman, J., Donaldson, N., & Kalra, L. (2001). Can differences in management processes explain different outcomes

- between stroke unit and stroke-team care?. *The Lancet*, 358(9293), 1586-1592.
- Fregni, F., & Pascual-Leone, A. (2006). Hand motor recovery after stroke: tuning the orchestra to improve hand motor function. *Cognitive and Behavioral Neurology*, 19(1), 21-33.
- Fugl-Meyer, A. R., Jääskö, L., Leyman, I., Olsson, S., & Steglind, S. (1975). The post-stroke hemiplegic patient. 1. a method for evaluation of physical performance. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 7(1), 13-31.
- Gajdosik, R. L., & Bohannon, R. W. (1987). Clinical measurement of range of motion: review of goniometry emphasizing reliability and validity. *Physical Therapy*, 67(12), 1867-1872.
- García-Molina, A. (2011). Tesis Doctoral: *Validez ecológica de la telerehabilitación cognitiva para el tratamiento de la disfunción ejecutiva en el Traumatismo Craneoencefálico moderado y grave*. Universidad Autónoma de Barcelona.
- GBT. (2018). Grupo de Bioingeniería y Telemedicina. Recuperado a partir de <http://www.gbt.tfo.upm.es/>
- Gladstone, D. J., Danells, C. J., & Black, S. E. (2002). The Fugl-Meyer assessment of motor recovery after stroke: a critical review of its measurement properties. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 16(3), 232-240.
- GoodwinGM, M. D., & Matthews, P. B. C. (1972). The contribution of muscle afferents to kinesthesia shown by vibration induced illusions of movement and by the effects of paralysing joint afferents. *Brain*, 95, 705-748.
- Green, J., Forster, A., Bogle, S., & Young, J. (2002). Physiotherapy for patients with mobility problems more than 1 year after stroke: a randomised controlled trial. *The Lancet*, 359(9302), 199-203.
- Green, J., Young, J., Forster, A., Collen, F., & Wade, D. (2004). Combined analysis of two randomized trials of community physiotherapy for patients more than one year post stroke. *Clinical Rehabilitation*, 18(3), 249-252.
- Hingtgen, B., McGuire, J. R., Wang, M., & Harris, G. F. (2006). An upper extremity kinematic model for evaluation of hemiparetic stroke. *Journal of Biomechanics*, 39(4), 681-688.
- Hingtgena, B., McGuireb, J. R., Wanga, M., & Harris, G. F. (2006). An upper extremity kinematic model for evaluation of hemiparetic stroke. *Journal of Biomechanics*, 39(4), 681-688.
- Hogan, N., Krebs, H. I., Charnnarong, J., Srikrishna, P., & Sharon, A. (1992). MIT-MANUS: a workstation for manual therapy and training. I. En *Robot and Human Communication, 1992. Proceedings., IEEE International Workshop on* (pp. 161-165).
- Hou, W. H., Shih, C. L., Chou, Y. T., Sheu, C. F., Lin, J. H., Wu, H. C., ... Hsieh, C. L. (2012).

- Development of a computerized adaptive testing system of the Fugl-Meyer motor scale in stroke patients. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 93(6), 1014-1020.
- Hsueh, I. P., Hsu, M. J., Sheu, C. F., Lee, S., Hsieh, C. L., & Lin, J. H. (2008). Psychometric comparisons of 2 versions of the Fugl-Meyer Motor Scale and 2 versions of the Stroke Rehabilitation Assessment of Movement. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 22(6), 737-744.
- Hyder, A. A., Wunderlich, C. A. Puvanachandra, P., Gururaj, G., & Kobusingye, O. C. (2007). The impact of traumatic brain injuries: a global perspective. *NeuroRehabilitation*, 22(5), 341-353.
- Institut Guttmann. (2018). Hospital de Neurorrehabilitació. Recuperado a partir de <https://www.guttmann.com/>
- Jaspers, E., Desloovere, K., Bruyninckx, H., Klingels, K., Molenaers, G., & Aertbeliën, E., ... & Feys, H. (2011). Three-dimensional upper limb movement characteristics in children with hemiplegic cerebral palsy and typically developing children. *Research in Developmental Disabilities*, 32(6), 2283-2294.
- Johnston, S. C., Mendis, S., & Mathers, C. D. (2009). Global variation in stroke burden and mortality: estimates from monitoring, surveillance, and modelling. *The Lancet Neurology*, 8(4), 345-354.
- Kalra, L., & Langhorne, P. (2007). Facilitating recovery: evidence for organized stroke care. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 39(2), 97-102.
- Kalsi-Ryan, S., Beaton, D., Curt, A., Duff, S., Popovic, M. R., Rudhe, C., ... Verrier, M. C. (2012). The graded redefined assessment of strength sensibility and prehension: reliability and validity. *Journal of Neurotrauma*, 29(5), 905-914.
- Kalsi-Ryan, S., Curt, A., Verrier, M. C., & Fehlings, M. G. (2012). Development of the Graded Redefined Assessment of Strength, Sensibility and Prehension (GRASSP): reviewing measurement specific to the upper limb in tetraplegia. *Journal of Neurosurgery: Spine*, 17(1), 65-76.
- Kapandji, A. I. (2006). *Fisiología articular. Tomo 1 Hombro, Codo, Pronosupinación, Muñeca y Mano*. Médica Panamericana.
- Kawamura, C. M., de Moraes Filho, M. C., Barreto, M. M., de Paula Asa, S. K., Juliano, Y., & Novo, N. F. (2007). Comparison between visual and three-dimensional gait analysis in patients with spastic diplegic cerebral palsy. *Gait & Posture*, 25(1), 18-24.
- Kim, H., Miller, L. M., Fedulow, I., Simkins, M., Abrams, G. M., Byl, N., & Rosen, J. (2013). Kinematic Data Analysis for Post-Stroke Patients Following Bilateral Versus Unilateral Rehabilitation With an Upper Limb Wearable Robotic System. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 21(2), 153-164.
- Kim, K., Song, W. K., Lee, J., Lee, H. Y., Park, D. S., Ko, B. W., & Kim, J. (2014). Kinematic

- analysis of upper extremity movement during drinking in hemiplegic subjects. *Clinical Biomechanics*, 29(3), 248-256.
- Kolb, B., & Whishaw, I. Q. (2009). *Kolb B, Whishaw I. Fundamentals of Human Neuropsychology, sixth edition. New York: Worth Publishers, cop. 2009. Macmillan.*
- Kowalczewski, J., Ravid, E., & Prochazka, A. (2011). Fully-automated test of upper-extremity function. En *Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC, 2011 Annual International Conference of the IEEE* (pp. 7332-7335).
- Krebs, D. E., Edelstein, J. E., & Fishman, S. (1985). Reliability of observational kinematic gait analysis. *Physical Therapy*, 65(7), 1027-1033.
- Kwakkel, G., van Peppen, R., Wagenaar, R. C., Dauphinee, S. W., Richards, C., Ashburn, A., & Langhorne, P. (2004). Effects of augmented exercise therapy time after stroke. *Stroke*, 35(11), 2529-2539.
- Lamers, I., Kelchtermans, S., Baert, I., & Feys, P. (2014). Upper limb assessment in multiple sclerosis: a systematic review of outcome measures and their psychometric properties. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 95(6), 1184-1200.
- Lange, B., Chang, C. Y., Suma, E., Newman, B., Rizzo, A. S., & Bolas, M. (2011). Development and evaluation of low cost game-based balance rehabilitation tool using the Microsoft Kinect sensor. En *Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC, 2011 Annual International Conference of the IEEE* (pp. 1831-1834).
- Langhorne P, Bernhardt, J., & Kwakkel, G. (2011). Stroke rehabilitation. *Lancet*, 377(9778), 1693-1702.
- Langhorne, P., Stott, D. J., Robertson, L., & MacDonald, J. (2000). Medical complications after stroke: a multicenter study. *Stroke*, 31(6), 1223-1229.
- Leoné, A. P., & Muñoz, J. M. T. (2010). Caracterización y modulación de la plasticidad del cerebro humano. *Monografías de la Real Academia Nacional de Farmacia*.
- Levin, M. F., Kleim, J. A., & Wolf, S. L. (2009). What do motor «recovery» and «compensation» mean in patients following stroke?. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 23(4), 313-319.
- Liepert, J., Bauder, H., Miltner, W. H., Taub, E., & Weiller, C. (2000). Treatment-induced cortical reorganization after stroke in humans. *Stroke*, 31(6), 1210-1216.
- Lyle, R. C. (1981). A performance test for assessment of upper limb function in physical rehabilitation treatment and research. *International Journal of Rehabilitation Research*, 4(4), 483-492.
- Mackay, J., & Mensah, G. A. (2004). The atlas of heart disease and stroke. *World Health Organization*.
- Mackey, A. H., Walt, S. E., Lobb, G. A., & Stott, N. S. (2005). Reliability of upper and

- lower limb three-dimensional kinematics in children with hemiplegia. *Gait & Posture*, 22(1), 1-9.
- Magermans, D. J., Chadwick, E. K. J., Veeger, H. E. J., & Van Der Helm, F. C. T. (2005). Requirements for upper extremity motions during activities of daily living. *Clinical Biomechanics*, 20(6), 591-599.
- Marsden, C. D., Merton, P. A., & Morton, H. B. (1971). Servo action and stretch reflex in human muscle and its apparent dependence on peripheral sensation. *The Journal of Physiology*, 216(1), 21P-22P.
- Martínez-Martín, P., Fernández-Mayoralas, G., Frades-Payo, B., Rojo-Pérez, F., Petidier, R., Rodríguez-Rodríguez, V., & Cuesta, P. (2009). Validation of the functional independence scale. *Gaceta Sanitaria*, 23(1), 49-54.
- Martínez Matheus, M., & Ríos Rincón, A. (2006). La tecnología en rehabilitación: una aproximación conceptual. *Revista Ciencias de la Salud*, 4(2).
- Mathiowetz, V., Volland, G., Kashman, N., & Weber, K. (1985). Adult norms for the Box and Block Test of manual dexterity. *American Journal of Occupational Therapy*, 39(6), 386-391.
- MathWorks. (2018). Matlab Central. Recuperado a partir de <http://es.mathworks.com/matlabcentral/>
- Medina, J. (2005). Tesis Doctoral: *Efectes de l'entrenament assistit sobre la funcionalitat i el patró de marxa en persones amb gran discapacitat física d'origen neurològic*. Universidad de Barcelona.
- Meng, W., Liu, Q., Zhou, Z., Ai, Q., Sheng, B., & Xie, S. S. (2015). Recent development of mechanisms and control strategies for robot-assisted lower limb rehabilitation. *Mechatronics*, 31, 132-145.
- Microsoft. (2018). Hardware de kinect. Recuperado a partir de <https://developer.microsoft.com/es-es/windows/kinect/hardware>
- Middleton, A., Fritz, S. L., Liuzzo, D. M., Newman-Norlund, R., & Herter, T. M. (2014). Using clinical and robotic assessment tools to examine the feasibility of pairing tDCS with upper extremity physical therapy in patients with stroke and TBI: a consideration-of-concept pilot study. *NeuroRehabilitation*, 35(4), 741-754.
- Mousavi Hondori, H., & Khademi, M. (2014). A review on technical and clinical impact of microsoft kinect on physical therapy and rehabilitation. *Journal of Medical Engineering*.
- Murase, N., Duque, J., Mazzocchio, R., & Cohen, L. G. (2004). Influence of interhemispheric interactions on motor function in chronic stroke. *Annals of Neurology*, 55(3), 400-409.
- Murgia, A., Kyberd, P., & Barnhill, T. (2010). The use of kinematic and parametric information to highlight lack of movement and compensation in the upper

- extremities during activities of daily living. *Gait & Posture*, 31(3), 300-306.
- Murphy, M. A., Resteghini, C., Feys, P., & Lamers, I. (2015). An overview of systematic reviews on upper extremity outcome measures after stroke. *BMC Neurology*, 15(1), 29.
- Murphy, M. A., Sunnerhagen, K. S., Johnels, B., & Willén, C. (2006). Three-dimensional kinematic motion analysis of a daily activity drinking from a glass: a pilot study. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 3(1), 18.
- Murphy, M. A., Willén, C., & Sunnerhagen, K. S. (2011). Kinematic variables quantifying upper-extremity performance after stroke during reaching and drinking from a glass. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 25(1), 71-80.
- Murphy, M. A., Willén, C., & Sunnerhagen, K. S. (2013). Responsiveness of upper extremity kinematic measures and clinical improvement during the first three months after stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 27(9), 844-853.
- Musicco, M., Emberti, L., Nappi, G., Caltagirone, C., & Patients, I. M. S. on O. of R. of N. (2003). Early and long-term outcome of rehabilitation in stroke patients: the role of patient characteristics, time of initiation, and duration of interventions. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 84(4), 551-558.
- Mutlu, A., Livanelioglu, A., & Gunel, M. K. (2007). Reliability of goniometric measurements in children with spastic cerebral palsy. *Medical Science Monitor*, 13(7), CR323-CR329.
- Nakayama, H., Jørgensen, H. S., Raaschou, H. O., & Olsen, T. S. (1994). Recovery of upper extremity function in stroke patients: the Copenhagen Stroke Study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 75(4), 394-398.
- Namdari, S., Yagnik, G., Ebaugh, D. D., Nagda, S., Ramsey, M. L., Williams, G. R., & Mehta, S. (2012). Defining functional shoulder range of motion for activities of daily living. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 21(9), 1177-1183.
- Odriozola, F. A., Ibararán, M. I., Gorostidi, Á. M., Murgialdai, A., & Garde, P. M. (2009). Pronóstico de las secuelas tras la lesión cerebral. *Medicina Intensiva*, 33(4), 171-181.
- Olesh, E. V., Yakovenko, S., & Gritsenko, V. (2014). Automated assessment of upper extremity movement impairment due to stroke. *PloS One*, 9(8), e104487.
- Olsen, T. S. (1990). Arm and leg paresis as outcome predictors in stroke rehabilitation. *Stroke*, 21(2), 247-251.
- Organización Mundial de la Salud. (1983). Neuroplasticity and repair in the central nervous system: implications for health care. Recuperado a partir de http://apps.who.int/iris/bitstream/10665/39279/1/WHO_OFFSET_73.pdf
- Organización Mundial de la Salud. (2006). Neurological disorders: public health challenges. Recuperado a partir de

- http://www.who.int/mental_health/neurology/neurological_disorders_report_web.pdf
- Organización Mundial de la Salud. (2017). Stroke, Cerebrovascular accident. Recuperado a partir de http://www.who.int/topics/cerebrovascular_accident/en/
- Organización Mundial de la Salud; Violence Injury Prevention & World Health Organization. (2013). Global status report on road safety 2013: supporting a decade of action. *World Health Organization*.
- Osu, R., Ota, K., Fujiwara, T., Otaka, Y., Kawato, M., & Liu, M. (2011). Quantifying the quality of hand movement in stroke patients through three-dimensional curvature. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 8(62).
- Otten, P., Kim, J., & Son, S. H. (2015). A framework to automate assessment of upper-limb motor function impairment: A feasibility study. *Sensors*, 15(8), 20097-20114.
- Oxford University Press. (2014). *Stroke and Cerebrovascular Disease*. (B. Norrving, Ed.). Oxford: Oxford University Press.
- Parker, V. M., Wade, D. T., & Hewer, R. L. (1986). Loss of arm function after stroke: measurement, frequency, and recovery. *International Rehabilitation Medicine*, 8(2), 69-73.
- Pascual-Leone, A., Amedi, A., Fregni, F., & Merabet, L. B. (2005). The plastic human brain cortex. *Annu. Rev. Neurosci*, 28, 377-401.
- Pastor, I., Hayes, H. A., & Bamberg, S. J. (2012). A feasibility study of an upper limb rehabilitation system using kinect and computer games. En *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2012 Annual International Conference of the IEEE* (pp. 1286-1289).
- Peeters, W., van den Brande, R., Polinder, S., Brazinova, A., Steyerberg, E. W. Lingsma, H. F., & Maas, A. I. (2015). Epidemiology of traumatic brain injury in Europe. *Acta Neurochirurgica*, 157,(10), 1683-1696.
- Penta, M., Tesio, L., Arnould, C., Zancan, A., & Thonnard, J. L. (2001). The ABILHAND questionnaire as a measure of manual ability in chronic stroke patients. *Stroke*, 32(7), 1627-1634.
- Pérez-Rodríguez, R. (2012). Tesis Doctoral: *Metodologías de modelado, monitorización y asistencia robótica en neurorrehabilitación funcional de extremidad superior*. Universidad Politécnica de Madrid.
- Pérez-Rodríguez, R., Rodríguez, C., Costa, Ú., Cáceres, C., Tormos, J. M., Medina, J., & Gómez, E. J. (2014). Anticipatory assistance-as-needed control algorithm for a multijoint upper limb robotic orthosis in physical neurorehabilitation. *Expert Systems with Applications*, 41(8), 3922-3934.
- Pérez, R., Costa, Ú., Torrent, M., Solana, J., Opisso, E., Cáceres, C., ... Gómez, E. J. (2010). Upper limb portable motion analysis system based on inertial technology

- for neurorehabilitation purposes. *Sensors*, 10(12), 10733-10751.
- Pérez Fernández de Velasco, J. A. (2017). *Gestión por procesos*. (Esic, Ed.)
- Persson, H. C., Parziali, M., Danielsson, A., & Sunnerhagen, K. S. (2012). Outcome and upper extremity function within 72 hours after first occasion of stroke in an unselected population at a stroke unit. A part of the SALGOT study. *BMC Neurology*, 12(1), 162.
- Petuskey, K., Bagley, A., Abdala, E., James, M. A., & Rab, G. (2007). Upper extremity kinematics during functional activities: three-dimensional studies in a normal pediatric population. *Gait & Posture*, 25(4), 573-579.
- PhaseSpace. (2018). Motion Capture. Recuperado a partir de <http://www.phasespace.com/impulse-motion-capture.html>
- Platz, T., Pinkowski, C., van Wijck, F., Kim, I. H., Di Bella, P., & Johnson, G. (2005). Reliability and validity of arm function assessment with standardized guidelines for the Fugl-Meyer Test, Action Research Arm Test and Box and Block Test: a multicentre study. *Clinical Rehabilitation*, 19(4), 404-411.
- Plow, E. B., Cunningham, D. A., Varnerin, N., & Machado, A. (2015). Rethinking stimulation of the brain in stroke rehabilitation: why higher motor areas might be better alternatives for patients with greater impairments. *The Neuroscientist*, 21(3), 225-240.
- Pollock, A., Farmer, S. E., Brady, M. C., Langhorne, P., Mead, G. E., Mehrholz, J., & van Wijck, F. (2013). Interventions for improving upper limb function after stroke. *The Cochrane Database of Systematic Reviews*, 11.
- Prochazka, A., & Kowalczewski, J. (2015). A fully automated, quantitative test of upper limb function. *Journal of Motor Behavior*, 47(1), 19-28.
- Qualisys. (2018). Qualisys. Recuperado a partir de <http://www.qualisys.com/applications/human-biomechanics/gait-rehab/>
- Rab, G., Petuskey, K., & Bagley, A. (2002). A method for determination of upper extremity kinematics. *Gait & Posture*, 15(2), 113-119.
- Real Academia Española. (2018). Diccionario de la lengua española. Recuperado a partir de <http://dle.rae.es/?id=UFbxsxz>
- Robertson, G., Caldwell, G., Hamill, J., Kamen, G., & Whittlesey, S. (2013). *Research Methods in Biomechanics*, 2E. (Human Kinetics, Ed.).
- Rohrer, B., Fasoli, S., Krebs, H. I., Hughes, R., Volpe, B., & Frontera, W. R., ... & Hogan, N. (2002). Movement smoothness changes during stroke recovery. *Journal of Neuroscience*, 22(18), 8297-8304.
- Salter, K., Jutai, J. W., Teasell, R., Foley, N. C., & Bitensky, J. (2005). Issues for selection of outcome measures in stroke rehabilitation: ICF Body Functions. *Disability and Rehabilitation*, 27(4), 191-207.

- Salter, K., Jutai, J. W., Teasell, R., Foley, N. C., Bitensky, J., & Bayley, M. (2005). Issues for selection of outcome measures in stroke rehabilitation: ICF activity. *Disability and Rehabilitation*, 27(6), 315-340.
- Shelton, F. D. N., Volpe, B. T., & Reding, M. (2001). Motor impairment as a predictor of functional recovery and guide to rehabilitation treatment after stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 15(3), 229-237.
- Siegelbaum, S. A., & Hudspeth, A. J. (2000). *Principles of neural science*. (E. R. Kandel, J. H. Schwartz, & T. M. Jessell, Eds.) (4.^a ed.). New York: McGraw-hill.
- Sonoda, S., Saitoh, E., Nagai, S., Kawakita, M., & Kanada, Y. (2004). Full-time integrated treatment program, a new system for stroke rehabilitation in Japan: comparison with conventional rehabilitation. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 83(2), 88-93.
- Stone, E. E., & Skubic, M. (2011). Passive in-home measurement of stride-to-stride gait variability comparing vision and Kinect sensing. En *Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC, 2011 Annual International Conference of the IEEE* (pp. 6491-6494).
- Sulter, G., Steen, C., & De Keyser, J. (1999). Use of the Barthel index and modified Rankin scale in acute stroke trials. *Stroke*, 30(8), 1538-1541.
- Susser, M., & Susser, E. (1996). Choosing a future for epidemiology: I. Eras and paradigms. *American Journal of Public Health*, 86(5), 668-673.
- Tagliaferri, F., Compagnone, C., Korsic, M., Servadei, F., & Kraus, J. (2006). A systematic review of brain injury epidemiology in Europe. *Acta Neurochirurgica*, 148(3), 255-268.
- Teasell, R., Foley, N., Salter, K., Bhogal, S., Jutai, J., & Speechley, M. (2009). Evidence-based review of stroke rehabilitation: executive summary. *Topics in Stroke Rehabilitation*, 16(6), 463-488.
- Trialists, O. S. (2004). Rehabilitation therapy services for stroke patients living at home: systematic review of randomised trials. *The Lancet*, 363(9406), 352-356.
- Twitchell, T. E. (1951). The restoration of motor function following hemiplegia in man. *Brain*, 74(4), 443-480.
- University of Gothenburg, R. M. (2015). FUGL-MEYER ASSESSMENT UPPER EXTREMITY (FMA-UE PROTOCOL). Recuperado a partir de http://neurophys.gu.se/digitalAssets/1520/1520773_fma-ue-protocol-english-updated-20150315.pdf
- Van Andel, C. J., Wolterbeek, N. Doorenbosch, C. A., Veeger, D. H., & Harlaar, J. (2008). Complete 3D kinematics of upper extremity functional tasks. *Gait & Posture*, 27(1), 120-127.
- Van Der Heide, J. C., Fock, J. M., Otten, B., Stremmelaar, E., & Hadders-Algra, M.

- (2005). Kinematic characteristics of reaching movements in preterm children with cerebral palsy. *Pediatric Research*, 57(6), 883-889.
- Van der Lee, J. H., Beckerman, H., Lankhorst, G. J., & Bouter, L. M. (2001). The responsiveness of the Action Research Arm test and the Fugl-Meyer Assessment scale in chronic stroke patients. *J Rehab Med*, 33, 110–113.
- Velozo, C. A., & Woodbury, M. L. (2011). Translating measurement findings into rehabilitation practice: an example using Fugl-Meyer Assessment-Upper Extremity with patients following stroke. *J Rehabil Res Dev*, 48(10), 1211-1222.
- Vicon. (2018). Clinical science. Recuperado a partir de <https://www.vicon.com/motion-capture/life-sciences>
- Villán-Villán, M. A., Pérez-Rodríguez, R., Gómez, C., Opisso, E., Tormos, J. M., Medina, J., & Aguilera, E. J. G. (2014). Dysfunctional profile for patients in physical Neurorehabilitation of Upper Limb. En *XIII Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing 2013* (pp. 1775-1778). Springer, Cham.
- Villán-Villán, M. A., Pérez-Rodríguez, R., Gómez, C., Opisso, E., Tormos, J., Medina, J., & Gómez, E. J. (2015). A first step for the automation of fugl-meyer assessment scale for stroke subjects in upper limb physical neurorehabilitation. *Studies in Health Technology and Informatics*, 213, 45-48.
- Villán-Villán, M. A., Pérez-Rodríguez, R., Martín, C., Sánchez-González, P. Soriano, I., Opisso, E., Tormos, J., Medina, J., & Gómez, E. J. (2018). Objective motor assessment for personalized rehabilitation of upper extremity in brain injury patients. *NeuroRehabilitation* (aceptado).
- Villán-Villán, M. A., Pérez Rodríguez, R., Gómez, C., Opisso, E., Tormos, J. M., Medina, J., & Gómez, E. J. (2015). Automated Fugl-Meyer assessment for ABI subjects in upper limb physical neurorehabilitation. En *International conference on recent advances in neurorehabilitation (ICRAN)* (Vol. 1, pp. 26-28).
- Wade, D. T., Collen, F. M., Robb, G. F., & Warlow, C. P. (1992). Physiotherapy intervention late after stroke and mobility. *BMJ*, 304(6827), 609-613.
- Wagner, J. M., Rhodes, J. A., & Patten, C. (2008). Reproducibility and minimal detectable change of three-dimensional kinematic analysis of reaching tasks in people with hemiparesis after stroke. *Physical Therapy*, 88(5), 652-663.
- Wang, J., Yu, L., Wang, J., Guo, L., Gu, X., & Fang, Q. (2014). Automated Fugl-Meyer assessment using SVR model. En *2014 IEEE International Symposium on Bioelectronics and Bioinformatics (ISBB)* (pp. 1-4).
- Wang, Q., Markopoulos, P., Yu, B., Chen, W., & Timmermans, A. (2017). Interactive wearable systems for upper body rehabilitation: a systematic review. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 14(1), 20.
- Wiederhold, B., & Riva, G. (2012). Balance recovery through virtual stepping exercises using Kinect skeleton tracking: a followup study with chronic stroke patients. En

- Annual Review of Cybertherapy and Telemedicine 2012: Advanced Technologies in the Behavioral, Social and Neurosciences*, 181 (pp. 108-112).
- Wilson, D. J., Baker, L. L., & Craddock, J. A. (1984). Functional test for the hemiparetic upper extremity. *American Journal of Occupational Therapy*, 38(3), 159-164.
- Wilson, J. L., Pettigrew, L. E., & Teasdale, G. M. (1998). Structured interviews for the Glasgow Outcome Scale and the extended Glasgow Outcome Scale: guidelines for their use. *Journal of Neurotrauma*, 15(8), 573-585.
- Wu, G., Van der Helm, F. C., Veeger, H. D., Makhsous, M., Van Roy, P., Anglin, C., ... Werner, F. W. (2015). ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of Biomechanics*, 38(5), 981-992.
- Yang, N., Zhang, M., Huang, C., & Jin, D. (2002). Motion quality evaluation of upper limb target-reaching movements. *Medical Engineering & Physics*, 24(2), 115-120.
- Yu, L., Xiong, D., Guo, L., & Wang, J. (2016). A remote quantitative Fugl-Meyer assessment framework for stroke patients based on wearable sensor networks. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 128, 100-110.
- Zariffa, J., Kapadia, N., Kramer, J. L., Taylor, P., & Alizadeh-Meghbrazi, M. Zivanovic, V., ... & Popovic, M. R. (2012). Relationship between clinical assessments of function and measurements from an upper-limb robotic rehabilitation device in cervical spinal cord injury. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 20(3), 341-350.
- Zheng, H., Black, N. D., & Harris, N. D. (2005). Position-sensing technologies for movement analysis in stroke rehabilitation. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 43(4), 413-420.

ANEXO A. DIAGRAMAS DE FLUJO

A1. Diagrama de flujo del proceso de modelado de la evaluación Fugl-Meyer con sujetos sanos

Figura 117 Diagrama de flujo del proceso de modelado de la evaluación Fugl-Meyer con sujetos sanos

A2. Diagrama de flujo del proceso de modelado de la evaluación Fugl-Meyer con pacientes

Figura 118 Diagrama de flujo del proceso de modelado de la evaluación Fugl-Meyer con pacientes con DCA

ANEXO B. MODELOS DE REFERENCIA

B1. Movimiento 2: Sinergia extensora

	Modelo de referencia	Descripción Biomecánica
A	Aducción del hombro 	<p>La aducción del hombro alcanza el valor máximo hacia la mitad del movimiento y el valor mínimo (abducción) al inicio del mismo cuando el brazo está en sinergia flexora.</p>
	Rotación interna del hombro 	
C	Extensión del codo 	<p>El codo alcanza su máxima extensión en la mitad del movimiento cuando toca con la mano del lado afectado la pierna contraria. El valor mínimo, teniendo como referencia la extensión, sucede al inicio del movimiento (flexión). Finaliza con una ligera flexión al posicionar la mano sobre la pierna.</p>

Figura 119 Modelos cinemáticos del movimiento 2, sinergia extensora

B2. Movimiento 3: Mano a la columna lumbar

	Modelo de referencia	Descripción Biomecánica
A	<p>Flexoextensión del hombro</p>	<p>Al inicio del movimiento el hombro tiene una ligera flexión. A medida que este GdL evoluciona, el hombro se extiende hasta alcanzar el valor máximo poco antes de finalizar el movimiento.</p>
B	<p>Abducción del hombro</p>	<p>La abducción del hombro alcanza el valor máximo hacia la mitad del movimiento cuando la mano sobrepasa la cadera. El valor mínimo (aducción) sucede al inicio y final del movimiento.</p>
C	<p>Rotación interna del hombro</p>	<p>La <i>rotación</i> interna del hombro (con la mano detrás) alcanza el valor máximo al final del movimiento cuando la mano se posiciona en la columna lumbar.</p>
D	<p>Flexión del codo</p>	<p>El codo inicia el movimiento con una ligera flexión que se mantiene estable hasta el 40% del ciclo. Posteriormente ocurre un aumento progresivo hasta que el codo alcanza el valor máximo de flexión al final del movimiento.</p>

Figura 120 Modelos cinemáticos del movimiento 3, mano a la columna lumbar

B3. Movimiento 4: Flexión del hombro 0° - 90°

	Modelo de referencia	Descripción Biomecánica
A	<p>Flexión del hombro</p>	<p>La flexión del hombro alcanza el valor máximo hacia la mitad del movimiento, cuando alcanza la posición requerida. El hombro inicia y finaliza en ligera flexión cuando la mano está sobre la pierna.</p>
B	<p>Aducción del hombro</p>	<p>La figura de la aducción del hombro demostró un característico patrón de movimiento suave y estable que se mantiene sin variaciones durante todo movimiento indicando que el brazo está cerca del cuerpo.</p>
C	<p>Flexión del codo</p>	<p>El codo inicia con una ligera flexión, alcanza el valor máximo de extensión en la mitad del movimiento y finaliza de nuevo con una ligera flexión.</p>
D	<p>Pronosupinación codo</p>	<p>El antebrazo inicia y finaliza en pronación y en la mitad del movimiento alcanza una posición intermedia entre pronación y supinación.</p>

Figura 121 Modelos cinemáticos del movimiento 4, flexión del hombro 0° - 90°

B4. Movimiento 5: Pronación – supinación. Codo a 90º

	Modelo de referencia	Descripción Biomecánica
A	<p>Flexoextensión hombro</p>	<p>El hombro se posiciona de manera estable en una ligera flexión a lo largo de la evolución angular.</p>
B	<p>Aducción del hombro</p>	<p>La aducción del hombro tiene un comportamiento estable a lo largo de la evolución angular con una ligera abducción en la primera mitad del movimiento.</p>
C	<p>Flexión del codo</p>	<p>El codo se posiciona en flexión durante el inicio y mitad del movimiento, al finalizar (el último 25% del ciclo) tiene un ligero descenso.</p>
D	<p>Pronosupinación codo</p>	<p>El antebrazo inicia en una posición intermedia entre pronación y supinación, alcanza el valor máximo de pronación entre el 20 y 30% del ciclo, posteriormente alcanza el valor máximo de supinación en el 60% del ciclo y finaliza en pronación cuando posiciona la mano sobre la pierna.</p>

Figura 122 Modelos cinemáticos del movimiento 5, Pronación - supinación con codo a 90º

B5. Movimiento 6: Abducción del hombro 0° -90°

	Modelo de referencia	Descripción Biomecánica
A	<p>Abducción del hombro</p>	<p>El hombro inicia en aducción (mano sobre la pierna), en la mitad del movimiento alcanza el valor máximo de abducción y finaliza de nuevo en aducción.</p>
	<p>Extensión del codo</p>
C	<p>Pronación del antebrazo</p>	<p>El antebrazo inicia y finaliza en pronación y en la mitad del movimiento alcanza el valor máximo de pronación.</p>

Figura 123 Modelos cinemáticos del movimiento 6, Abducción del hombro 0° - 90°

B6. Movimiento 7: Flexión del hombro 90° - 180°

	Modelo de referencia	Descripción Biomecánica
A	<p>Flexión del hombro</p>	<p>El hombro inicia en ligera flexión (mano sobre la pierna) y aumenta progresivamente a lo largo de la evolución angular para finalizar con el valor máximo de flexión.</p>
B	<p>Aducción del hombro</p>	<p>El hombro inicia en posición de aducción, desde el 10% del ciclo tiene un ligero aumento progresivo y a partir del 60% se estabiliza hasta finalizar el movimiento.</p>
C	<p>Extensión del codo</p>	<p>El codo inicia con una ligera flexión, tiene un descenso entre el 10% y 60% del ciclo y posteriormente ocurre un leve aumento hasta el final del movimiento.</p>
D	<p>Pronosupinación del antebrazo</p>	<p>El antebrazo inicia en pronación y evoluciona en aumento continuado. En la mitad del movimiento (entre el 30 y 60% del ciclo) se estabiliza. Posteriormente continua en aumento hasta alcanzar una posición intermedia entre pronación y supinación al final del movimiento.</p>

Figura 124 Modelos cinemáticos del movimiento 7, Flexión del hombro 90° - 180°

B7. Movimiento 8: Pronación – supinación. Codo a 0°

	Modelo de referencia	Descripción Biomecánica
A	<p>Flexión del hombro</p>	<p>El hombro inicia y finaliza con una ligera flexión (mano sobre la pierna) y alcanza el valor máximo de flexión a partir del 25% del ciclo en el que se mantiene con un patrón estable hasta el 75% del ciclo.</p>
	<p>Extensión del codo</p>
C	<p>Pronosupinación del antebrazo</p>	<p>El antebrazo inicia en pronación seguido de una posición intermedia entre pronación y supinación. Entre el 40 y 55% del ciclo alcanza el valor máximo de pronación y en el 70% del ciclo alcanza el valor máximo de supinación. Finaliza en pronación cuando posiciona la mano sobre la pierna.</p>

Figura 125 Modelos cinemáticos del movimiento 8, pronación - supinación con codo a 0°

B8. Movimiento 9: Repetida dorsiflexión / flexión volar. Codo a 90º

	Modelo de referencia	Descripción Biomecánica
A	<p>Flexoextensión hombro</p>	El hombro tiene un patrón estable en una ligera flexión a lo largo de la evolución angular.
B	<p>Aducción del hombro</p>	El hombro tiene un patrón estable en aducción a lo largo de la evolución angular.
C	<p>Flexión del codo</p>	El codo tiene un patrón estable en flexión con un ligero aumento en la mitad del movimiento que retoma su curso inicial al final del mismo.
D	<p>Flexoextensión Muñeca</p>	La muñeca inicia en posición intermedia entre flexión y extensión. Alcanza el valor máximo de extensión entre el 20 y 40% del ciclo y el valor máximo de flexión entre el 70 y 80% del ciclo. Posteriormente tiene un leve aumento poco antes de finalizar.

Figura 126 Modelos cinemáticos del movimiento 9, repetida dorsiflexión / flexión volar - codo a 90º

B9. Movimiento 10: Repetidas dorsiflexión / flexión volar. Codo a 0°.

	Modelo de referencia	Descripción Biomecánica
A	<p>Flexión del hombro</p>	El hombro tiene un patrón estable con una ligera flexión a lo largo de la evolución angular.
B	<p>Abducción del hombro</p>	El hombro tiene un patrón estable con una ligera abducción a lo largo de la evolución angular.
C	<p>Extensión del codo</p>	El codo se posiciona en extensión con un ligero aumento en las 2 primeras partes del movimiento que disminuye hacia el 70% y finaliza con otro ligero aumento.
D	<p>Flexoextensión Muñeca</p>	La muñeca inicia en posición intermedia entre flexión y extensión. Posteriormente la muñeca alcanza el valor máximo de extensión entre el 20 y 40% del ciclo y el valor máximo de flexión entre el 70 y 80% del ciclo. Seguidamente, la muñeca tiene un leve aumento poco antes de finalizar.

Figura 127 Modelos cinemáticos del movimiento 10, repetidas dorsiflexión / flexión volar - codo a 0°

B10. Movimiento 11: Circunducción

	Modelo de referencia	Descripción Biomecánica
A	<p>Aducción del hombro</p>	<p>El hombro en aducción tiene un patrón estable a lo largo de la evolución angular con un ligero aumento entre el 10 y el 90% del ciclo.</p>
B	<p>Flexión del codo</p>	<p>El codo inicia y finaliza con una ligera flexión cuando la mano está sobre la pierna. Durante el 10 y el 90% del ciclo la flexión del codo tiene un patrón que sigue los movimientos de la muñeca con cambios poco marcados.</p>
C	<p>Flexoextensión Muñeca</p>	<p>En la primera fase, la muñeca inicia con una ligera extensión seguida de 3 picos de extensión (valores máximos) y 3 picos de flexión (valores mínimos). En la segunda fase, la muñeca tiene el mismo comportamiento que en la primera y termina en extensión de la muñeca cuando la mano está sobre la pierna. En las dos fases los picos representan cambios marcados.</p>
D	<p>Desviación radio-cubital de muñeca</p>	<p>En la primera fase, la muñeca inicia con una ligera desviación radial seguida de 3 picos de desviación cubital (valores mínimos) y 3 picos de desviación radial (valores máximos). En la segunda fase, la muñeca tiene el mismo comportamiento que en la primera fase y termina con una ligera desviación radial cuando la mano está sobre la pierna. En las dos fases los picos representan cambios marcados.</p>

Figura 128 Modelos cinemáticos del movimiento 11, circunducción

B11. Movimiento 12: Flexión de los dedos

	Modelo de referencia	Descripción Biomecánica
A	<p>Flexión de dedos</p> <p>El gráfico muestra la flexión de los dedos en grados (°) en función de la evolución angular (0 a 100). Las líneas roja, azul y verde representan diferentes modelos cinemáticos. Todas las líneas comienzan cerca de 0° y permanecen estables hasta el 50% del ciclo. Después, todas las líneas muestran una flexión progresiva, alcanzando valores entre -30° y -40° al final del ciclo.</p>	<p>Los dedos inician con un patrón de movimiento estable de extensión hasta el 50% del ciclo a partir del cual se inicia la flexión de los dedos para cerrar el puño.</p>

Figura 129 Modelos cinemáticos del movimiento 12, flexión de dedos

B12. Movimiento 13: Extensión de los dedos

	Modelo de referencia	Descripción Biomecánica
A	<p>Extensión de dedos</p> <p>El gráfico muestra la extensión de los dedos en grados (°) en función de la evolución angular (0 a 100). Las líneas roja, azul y verde representan diferentes modelos cinemáticos. Todas las líneas comienzan en flexión (entre -30° y -40°) y aumentan progresivamente hasta alcanzar valores cercanos a 0° al final del ciclo.</p>	<p>Los dedos inician en flexión (puño). Posteriormente el GdL aumenta progresivamente hasta alcanzar el valor máximo que coincide con la extensión de los dedos.</p>

Figura 130 Modelos cinemáticos del movimiento 13, extensión de dedos