



Modelado del proceso de
neurorehabilitación del ictus
mediante un nuevo sistema
de valoración cinemático

TESIS DOCTORAL

Ursula Costa Boned

2014

Dirigida por:
Dr. Josep Medina Casanovas
Dr. Joaquim Coll Daroca



**Universitat Autònoma
de Barcelona**

Facultat de Medicina

Departament de Medicina

**MODELADO DEL PROCESO DE
NEUROREHABILITACIÓN DE LA EXTREMIDAD
SUPERIOR DEL ICTUS MEDIANTE UN NUEVO SISTEMA
DE VALORACIÓN CINEMÁTICO**

TESIS DOCTORAL

Úrsula Costa Boned

Director

Josep Medina Casanovas

Tutor

Joaquim Coll Daroca

Barcelona, 2014

“ A veces lo que quieres no es siempre lo que consigues, pero al final,
lo que consigues es siempre mucho mejor que lo que querías

El director, Dr. JOSEP MEDINA CASANOVAS, Doctor en Psicología, director del servicio de Rehabilitación Funcional del Institut Guttmann.

El tutor, Prof. Dr JOAQUIM COLL DAROCA, Catedrático de Medicina, jefe de servicio de medicina interna del Hospital del Mar.

CERTIFICAN:

Que la presente Tesis Doctoral titulada

MODELADO DEL PROCESO DE NEUROREHABILITACIÓN DE LA EXTREMIDAD SUPERIOR
DEL ICTUS MEDIANTE UN NUEVO SISTEMA DE VALORACIÓN CINEMÁTICO

ha sido realizada bajo su dirección/tutorización por la diplomada en fisioterapia Ursula Costa Boned.

Y para que así conste a todos los efectos, se extiende la presente certificación en

Barcelona a

Dr Josep Medina Casanovas

Dr Joaquim Coll Daroca

AGRADECIMIENTOS

Este es un momento muy emotivo para mí, es la culminación de un sueño. Un sueño que empezó hace muchos años, cuando en un momento clave de mi vida debí decidir entre filosofía y fisioterapia y abogué por la segunda opción. Este sueño no se habría hecho realidad sin el apoyo de muchas personas, que estando a mi lado, me han aportado el valor, la fuerza y el conocimiento necesario para lograr mi objetivo.

Han pasado muchos años, y es imposible listarlas a todas pero no puedo dejar de agradecer de forma especial a las personas sin las que este trabajo habría sido imposible.

A mi madre, porque sé que desde allí donde esté, hoy se sentirá orgullosa de mí. Gracias por haberme inculcado el valor de las cosas bien hechas y enseñarme que si quieres algo con todas tus fuerzas, siempre lo consigues.

A mi padre, por haber confiado en mí cuando mis sueños parecían una locura. Por haberme apoyado a dar grandes pasos.

A Dani, la persona que durante los últimos 7 años de mi vida me ha acompañado en este camino. Quien ha estado a mi lado y ha vivido conmigo momentos dulces y momentos amargos. Hoy es también su día. Sin él, este trabajo nunca hubiese terminado.

Al Dr Manel Santafé, un gran profesor que consiguió que la neurociencia se convirtiese en mi pasión. La persona que me hizo creer que ser fisioterapeuta era compatible con ser investigadora.

Al Dr Rodrigo Miralles la persona que me guió en un gran momento de mi vida. Que me hizo valorar la importancia de nuestro trabajo. Que me enseñó que el mejor premio en nuestras vidas es lo que nosotros damos y no lo que recibimos.

Al Dr Jose María Tormos, quien creyó en mí cuando siendo casi adolescente le pedí una oportunidad para hacer investigación. Por enseñarme a valorar un “océano azul”.

A la Fundació La Caixa, quien financió mi sueño durante 18 meses a través de su programa de becas de master.

A Bruno, Carlos, Lucas, Eva, Patri, Raquel, Cristina's, Narda, Carles, Fini, Manel, Jaume, Gemma, Montse, Albert, Alex, Olga, Sònia, Ignasi, Joan Enric, Sara, Miriam, Anna, Erika... En definitiva, a todos los compañeros de Rehabilitación Funcional que vivieron mi evolución, que sufrieron mis “experimentos” y compartieron mis risas. Por las cenas sin motivo, por los mediodías de trabajo y por todos los momentos vividos juntos. Nada sería igual sin cada uno vosotros.

A cuatro personas que han vivido muy de cerca este trabajo, casi mano a mano en el proceso: Eloy Opisso, por su capacidad de transmitir conocimiento y su paciencia, por su ayuda en el procesado de datos. Raquel López, por no perder la sonrisa cuando se sentaba a mi lado a hacer algo llamado estadística. Rodrigo Pérez por compartir horas en el laboratorio y permitirme aprender el lado más técnico de la fisioterapia. Cristina Gómez, por su apoyo, sus ganas de aprender, su visión diferente de las cosas y las horas de análisis de datos conjuntos.

A Tom Hessels y Joan Lobo, por la creación del modelo y digitalización de las capturas del modelo ISB mediante Kwon3D.

A todas las personas que han participado como voluntarias en este estudio y que han aguantado con una sonrisa el tedioso proceso de captura biomecánica.

A todos los pacientes del Institut Guttmann por enseñarme cada día la importancia de las cosas.

Por último, pero no por ello menos importante, las dos personas que han dirigido y tutorizado este trabajo:

Pep Medina, por enseñarme que los científicos somos los más afortunados por poder “jugar” a aquello que nos gusta durante toda nuestra vida.

Dr Coll Daroca, mi tutor de tesis, por su apoyo en este proceso y su labor para impulsar la excelencia en el campo de la fisioterapia.

RESUMEN CASTELLANO

El daño cerebral adquirido (DCA) es una de las principales causas de discapacidad en los países desarrollados según la Organización Mundial de la Salud (OMS). Más del 60% de los pacientes que lo sufren, padecen alteraciones en la extremidad superior que limitan su autonomía y calidad de vida.

En la actualidad, los métodos de valoración de la extremidad superior se basan en escalas y tests, que dependen en gran medida de la expertez de la persona que los administra y proporcionan medidas indirectas, que limitan la toma de decisiones clínicas a partir de sus resultados.

En los últimos años, se ha desarrollado una técnica de valoración biomecánica, que permite obtener datos objetivos sobre el patrón de movimiento de la extremidad superior pero los requisitos para la realización de esta prueba limitan su aplicación en el campo de la neurorehabilitación.

La hipótesis principal de esta tesis establece que la comparación de datos biomecánicos de la extremidad superior entre pacientes con daño cerebral adquirido y personas sanas permite obtener un valor objetivo del grado de disfunción de dicha extremidad

El objetivo de esta tesis doctoral es el desarrollo de un modelo biomecánico de la extremidad superior aplicable en pacientes con daño cerebral adquirido y su validación como medida objetiva de la extremidad superior.

Para ello, se han realizado tres trabajos de investigación:

- 1) Creación del modelo biomecánico y obtención de datos de referencia en sujetos sanos.
- 2) Comparación del modelo creado con un modelo standard ISB.
- 3) Estudio de usabilidad en pacientes con daño cerebral adquirido.

De estos tres trabajos, extraemos a modo resumen las siguientes conclusiones:

- 1) El modelo biomecánico desarrollado muestra un índice de correlación superior a 0,95 puntos con el modelo biomecánico standard ISB.
- 2) El modelo desarrollado presenta una tasa de oclusión de marcadores un 52,74% inferior que el modelo standard ISB.
- 3) Las personas sanas presentan índices de simetría de valores biomecánicos superiores al 90% entre la extremidad dominante y no-dominante.
- 4) El modelo biomecánico desarrollado es válido para la medida de la función de extremidad superior, con un índice de correlación con la escala Fugl Meyer superior a 0,91 puntos.
- 5) El modelo biomecánico desarrollado permite observar cambios ipsilaterales a la lesión en pacientes con daño cerebral adquirido.

RESUMEN INGLÉS

Acquired Brain Injury (ABI) is one of the main causes of disability according to WHO (world health organization). Over 60% of patients suffering from ABI, exhibit upper limb dysfunctions, limiting their autonomy and quality of life.

Nowadays, upper limb evaluation methods rely on tests and assessments, highly dependent on the professional expertise and provide indirect measures from the upper limb, hampering the clinical decision process.

Along the last years, biomechanical assessments have been developed, allowing the collection of objective data about the upper limb. Requirements for the application of this technique on the clinical practice limit its application in neurorehabilitation settings.

The main hypothesis of this work establishes that the comparison of biomechanical data of the upper limb between ABI patients and healthy people provides an objective value of the dysfunction level of the arm.

The main goal of this thesis is the development of a biomechanical model of the upper limb, applicable to ABI patients and its validation as an objective measure for upper limb function.

To accomplish this goal, three different research studies have been conducted:

- 1) Development of a new biomechanical model of the upper limb and data collection in healthy subjects.
- 2) Comparison of the new model with the ISB standard model.
- 3) Usability testing in ABI patients

From this research studies we conclude:

- 1) The developed biomechanical model shows a correlation index higher than 0,95 points with the ISB standard model.
- 2) The developed model, shows a 52,74% marker occlusion tax lower than the ISB standard model.
- 3) Healthy people exhibit symmetry indexes of biomechanical data higher than 90% between dominant and non-dominant hand.
- 4) The developed biomechanical model is valid for the measure of upper limb function, with a correlation index with Fugl Meyer test higher than 0,91points.
- 5) The developed biomechanical model permits the observation of ipsilateral changes on the upper limb in patients with ABI.

ÍNDICE GENERAL

Agradecimientos.....	6
Resumen castellano	8
Resumen inglés	9
Índice general	10
Índice figuras	14
Índice tablas	16
Acrónimos	18
Justificación del trabajo	20
1 Introducción	23
1.1 Cerebro humano y control motor	25
1.1.1 Anatomía	25
1.1.2 Control motor.....	26
1.2 Introducción al daño cerebral adquirido	28
1.2.1 Ictus.....	28
Definición.....	28
Epidemiología	29
Clasificación del Ictus	29
Consecuencias funcionales del Ictus.....	31
La plasticidad cerebral: la base para la recuperación tras un ictus	31
La neurorehabilitación de la Extremidad Superior	34
1.3 Anatomía y fisiología de la extremidad superior	37
1.3.1. Cintura escapular	38
Anatomía	38
Fisiología articular	39
1.3.2 Codo.....	41
Anatomía	41
Fisiología articular	42

1.3.3 Muñeca.....	44
Anatomía.....	44
Fisiología.....	44
1.4 La medida de la neurorehabilitación de la extremidad superior.....	46
1.4.1 Exploración clínica.....	46
1.4.2 La valoración biomecánica.....	54
Sistemas de valoración biomecánica.....	54
Proceso de valoración biomecánica.....	56
El modelo biomecánico.....	57
Evolución de los modelos biomecánicos de la extremidad superior.....	62
2 Hipótesis y objetivos.....	67
2.1 Hipótesis de investigación.....	69
2.2 Objetivos.....	70
3 Material y métodos.....	73
3.1 Trabajo 1: Obtención de datos biomecánicos de la extremidad superior durante actividades de vida diaria en personas sanas.....	76
3.1.1 Material.....	76
3.1.2 Participantes.....	77
3.1.3 Modelo biomecánico.....	77
Marcadores.....	78
Segmentos.....	78
Ejes coordenadas y secuencias de rotación.....	79
3.1.4 Definición variables.....	80
3.1.5 Tareas.....	80
3.1.6 Análisis datos.....	84
Creación de bandas de normalidad.....	84
Estudio de simetría.....	84
3.2 Trabajo 2: Comparación con modelo standard internacional ISB.....	85
3.2.1 Material.....	85
3.2.2 Participantes.....	85
3.2.3 Modelo biomecánico ISB.....	85
3.2.4 Tareas.....	87

3.2.5 Procedimiento	88
3.2.6 Análisis de datos	88
Estudio de oclusión de marcadores	88
Estudio de correlación entre ambos modelos	89
3.3 Trabajo 3: Aplicación en el campo de la neurorehabilitación	90
3.3.1 Material	90
3.3.2 Participantes	90
3.3.3 Procedimiento	91
3.3.4 Análisis de datos	92
3.3.4 Correlación de parámetros temporoespaciales.....	92
Correlación de parámetros angulares.....	92
Correlación de índices de disfunción de la extremidad superior con escala fugl meyer ...	92
4 Resultados	95
4.1 Trabajo 1: Obtención de datos biomecánicos de la extremidad superior durante actividades de vida diaria en personas sanas.....	98
4.1.1 Obtención banda normalidad	98
Parámetros temporo-espaciales	98
Parámetros angulares	99
4.1.2 Estudio de simetría.....	107
Parámetros temporoespaciales.....	107
Correlación	109
4.2 Trabajo 2: Comparación con modelo standard internacional ISB	110
4.2.1 Análisis oclusión marcadores	110
4.2.2 Análisis correlación entre modelos biomecánicos	110
4.3 Trabajo 3: Aplicación en el campo de la neurorehabilitación	112
4.3.1 Correlación parámetros temporoespaciales.....	112
4.3.2 Correlación parámetros angulares	112
Flexo-extensión de hombro	113
Abducción-adducción Hombro.....	114
Rotación hombro	117
Flexo-extensión codo	118
Pronosupinación.....	121

Flexo-extensión muñeca	123
4.3.3 Correlación de índices de disfunción de la extremidad superior con la escala de Fugl Meyer	125
5 Discusión	126
5.1 Trabajo 1: Obtención de datos biomecánicos de la extremidad superior durante actividades de vida diaria en personas sanas.....	130
5.2 Trabajo 2: Comparación con modelo standard internacional ISB	132
5.3 Trabajo 3: Aplicación en el campo de la neurorehabilitación	133
5.4 publicaciones derivadas de esta tesis	134
5.4.1 Artículos revistas	134
5.4.2 Publicaciones conferencias	134
5.5 Trabajos futuros	136
5.5.1 Mejora del modelo biomecánico actual	136
5.5.2 Mejora del conocimiento de las técnicas de neurorehabilitación actuales	136
5.5.3 Individualización de terapias basada en indicadores biomecánicos de respuesta clínica.....	136
5.5.4 Desarrollo de nuevos sensores.....	137
5.5.5 Desarrollo de nuevos sistemas robóticos de rehabilitación	137
6 Conclusiones	139
7 Referencias bibliográficas	143

ÍNDICE FIGURAS

Figura 1. Anatomía cerebro humano	23
Figura 2. Regiones anatómicas de la corteza cerebral relacionadas con el control motor	24
Figura 3. Incidencia del Ictus a nivel mundial	27
Figura 4. Clasificación primaria de ictus	28
Figura 5. Cambios plásticos tras un Ictus.....	31
Figura 6. Instalaciones del laboratorio de biomecánica del Institut Guttmann	32
Figura 7. Ejes y planos anatómicos.....	34
Figura 8. Anatomía de las Extremidades Superiores.....	35
Figura 9. Representación anatómica de la cintura escapular	35
Figura 10. Representación de la flexo-extensión de hombro	36
Figura 11. Representación de la abducción-adducción de hombro.....	37
Figura 12. Representación de la rotación hombro	37
Figura 13. Representación anatómica de la articulación del codo	38
Figura 14. Representación de la flexo-extensión de codo	39
Figura 15. Ejes de rotación del codo.....	39
Figura 16. Representación de la prono-supinación	40
Figura 17. Representación anatómica de la muñeca.....	40
Figura 18. Representación de la flexo-extensión de muñeca.....	41
Figura 19. Representación de la inclinación radio-cubital	41
Figura 20. Material para el ARAT	43
Figura 21. Material para el Box and Block Test.....	43
Figura 22. Material para el Jebsen Taylor Hand Test.....	45
Figura 23. Material para el Nine Hole Peg Test	47
Figura 24. Diagrama de flujo de una prueba biomecánica.....	53
Figura 25. Modelo biomecánico de las extremidades inferiores.....	54
Figura 26. Ejemplo de segmento humeral derecho definido por tres marcadores.....	55
Figura 27. Descripción del eje de coordenadas global	55

Figura 28. Modelo de extremidad superior con ejes de coordenadas locales en cada articulación a modo ejemplo	56
Figura 29. Secuencias de rotación	56
Figura 30. Diferencia de cómputo de abducción hombro con tres secuencias de rotación distintas.	58
Figura 31. Diagrama flujo del trabajo 1	68
Figura 32. Representación gráfica de la colocación de marcadores del modelo desarrollado en esta tesis	70
Figura 33. Descripción escenario tarea botella-estante	73
Figura 34. Descripción escenario tarea libro-estante	73
Figura 35. Representación de las 6 tareas incluidas en este estudio	74
Figura 36. Representación gráfica de la colocación de marcadores en el modelo ISB	77
Figura 37. Diagrama de flujo del procedimiento del trabajo 2	80
Figura 38. Diagrama de flujo del trabajo 3	84
Figura 39. Banda normalidad tarea vaso.....	91
Figura 40. Banda normalidad tarea jarra	92
Figura 41. Banda normalidad tarea botella.....	92
Figura 42. Banda normalidad tarea libro	93
Figura 43. Banda normalidad tarea llave	94
Figura 44. Banda normalidad tarea percha	94
Figura 45. Representación de los resultados obtenidos con la EESS derecha y EESS izquierda para la tarea vaso	96
Figura 46. Correlación modelo ISB y modelo desarrollado en esta tesis para la tarea beber vaso	99
Figura 47. Correlación modelos ISB modelo desarrollado en esta tesis para la tarea botella estante	100
Figura 48. Comparación sano-patológico flexo-extensión hombro.....	102
Figura 49. Comparación sano-patológico abducción hombro.....	103
Figura 50. Comparación sano-patológico rotación hombro	105
Figura 51. Comparación sano-patológico flexo-extensión codo.....	106
Figura 52. Comparación sano-patológico prono-supinación	107
Figura 53. Comparación sano-patológico flexo-extensión muñeca	109

ÍNDICE TABLAS

Tabla 1 Propiedades psicométricas de las escalas de medida de la extremidad superior	49
Tabla 2 Datos descriptivos muestra	69
Tabla 3 Definición variables estudio	72
Tabla 4 Descripción tareas	75
Tabla 5 Descripción de la colocación marcadores modelo ISB	78
Tabla 6 Capturas realizadas para la comparación de dos modelos biomecánicos	79
Tabla 7 Datos descriptivos de la muestra del trabajo 3	83
Tabla 8 Parámetros temporoespaciales de las 6 tareas	88
Tabla 9 Parámetros angulares de las 6 AVDs	90
Tabla 10 Datos temporoespaciales simetría entre mano derecha e izquierda para la tarea vaso	95
Tabla 11 Valores angulares promedio, desviación standard, mínimo y máximo para la extremidad superior derecha e izquierda	95
Tabla 12 Resultados comparación estadística parámetros angulares tarea vaso entre ambas extremidades para cada grado de libertad	96
Tabla 13 Correlación derecha e izquierda tarea vaso para los parámetros angulares	97
Tabla 14 Comparativa pérdida de marcadores entre el modelo propuesto y el modelo standard ISB	98
Tabla 15 Resultados correlación modelo ISB y modelo tesis para dos tareas	99
Tabla 16 Correlación parámetros temporo-espaciales	101
Tabla 17 Correlaciones sanos-patológico Flexo-Extensión Hombro para la extremidad superior derecha e izquierda	103
Tabla 18 Correlaciones sanos-patológicos Abducción-Adducción Hombro	104
Tabla 19 Correlaciones sanos-patológicos Rotación Hombro	106
Tabla 20 Correlaciones sanos-patológicos Flexo-Extensión Codo	107
Tabla 21 Correlaciones sanos-patológicos Pronosupinación	108

Tabla 22 Correlaciones sanos-patológicos Flexo-Extensión Muñeca	109
Tabla 23 Valores del índice de disfunción de la extremidad superior	110

ACRÓNIMOS

ABD = Abducción

ABDH = Abducción Hombro

ADD = Adducción

AMAT = Arm Motor Ability Test

AVD = Actividad Vida Diaria

ARAT = Action Research Arm Test

BBT = Box and Block Test

BI = Barthel Index

CAHAI = Chedocke Arm and Hand Activity Inventory

CMSA = Chedocke Mc Master Stroke Assessment

DCA = Daño Cerebral Adquirido

DoF = Degree of Freedom= Grados de libertad

ds = Desviación standard

EESS = Extremidades Superiores

EMG = Electromiografía

EPS = Elbow Prono-Supination= Prono-supinación codo

EQ5D = EuroQol Quality of Life Scale

ESD = Extremidad Superior Derecha

ESI = Extremidad Superior Izquierda

FAT = Frenchay Arm Test

FEDACE = Federación Española Daño Cerebral

FEXC = Flexo-Extensión Codo

FEXH = Flexo-Extensión Hombro

FEXM = Flexo-Extensión Muñeca

FIMm = Functional Independence Measure motor score

FM = Fugl Meyer

GCS = Global Coordinate System= Sistema coordenadas global

HFS = Hand Function Survey

ISB = International Association Biomechanics

JTHT = Jebsen Taylor Hand Test

LCS = Local Coordinate System= Sistema coordenadas local

MAS = Modified Ashworth Scale

Max = Máximo

MESUPES = Motor Evaluation Scale for Upper Extremity in Stroke Patients

Min = Mínimo

MotorAS = Motor Assessment Scale

MRC = Medical Research Council

MSS = Motor Status Score

NHPT = Nine Hole Peg Test

NINDS = National Institute of Neurological Disorders and Stroke

OCSF = Oxford Community Stroke Project Classification

OMS = Organización Mundial de la Salud

PS = Pronosupinación

RMAarm = Rivermead Motor Assessment Arm

ROTH = Rotación Hombro

sEMG = Electromiografía de superficie

SIS = Stroke Impact Scale

SNS = Sistema Nacional Salud

TAC = Tomografía Axial Computerizada

TCE = Traumatismo Craneo-Encefálico

RMN = Resonancia magnética nuclear

WMFT = Wolf Motor Function Test

JUSTIFICACIÓN DEL TRABAJO

Los pacientes con ictus sufren alteraciones del movimiento como disminución de la velocidad del movimiento, reclutamiento de nuevos grados de libertad y aumento de la variabilidad. Estas alteraciones provocan dificultades en la incorporación de la extremidad afectada en actividades de la vida diaria. Más del 50% de los pacientes que sufren un ictus padecen este tipo de alteraciones (1)(2)(3).

La identificación de patrones de recuperación motora en pacientes con ictus permitirá elaborar terapias de neurorehabilitación individualizadas y abordar el proceso de recuperación mediante estrategias basadas en la evidencia.

Para entender las compensaciones motoras que experimenta una persona con ictus a nivel de la extremidad superior debemos entender con exactitud cómo realizan el movimiento las personas sin ningún tipo de lesión. Se ha observado que aunque la mayoría de tareas pueden realizarse en un número elevado de posiciones, la mayoría de personas utilizan la misma estrategia motora para ejecutarlas (4). Existe una aproximación matemática para explicar estas diferencias llamada ley de Donders pero nunca se ha probado en pacientes con ictus debido a la dificultad de obtener datos objetivos sobre sus patrones de movimiento (5).

Las escalas clínicas utilizadas en la actualidad permiten obtener datos cuantitativos (temporales) sobre la ejecución pero se basan en la percepción del explorador para reportar datos cualitativos (6). La medida objetiva del movimiento se realiza a través de la valoración biomecánica, pero en la actualidad, los modelos de análisis de la extremidad superior existentes no son aplicables a este tipo de pacientes (7).

Las principales limitaciones de la aplicación del análisis cinemático de la extremidad superior son la elevada variedad de tareas que ésta puede ejecutar, el elevado número de marcadores necesario para la monitorización de todos los grados de libertad que contiene (que conlleva costes elevados para la captura correcta de los marcadores y su procesado) y la dificultad de interpretar los datos ante la falta de resultados en personas sanas que permitan la comparación de patrones.

Además, aunque se han realizado algunos intentos de publicar datos sanos (7) se ha hecho mediante sistemas experimentales y no son extrapolables a los resultados obtenidos mediante laboratorios de valoración convencionales.

Por todo ello, se requiere un nuevo modelo biomecánico que permita la evaluación objetiva de los patrones de movimiento en pacientes neurológicos.

Para abordar este problema, esta tesis doctoral se ha estructurado en tres trabajos:

- 1) Creación de un modelo biomecánico simplificado de la extremidad superior y obtención de datos de referencia en 6 actividades de la vida diaria.
- 2) Comparación del modelo desarrollado con un standard recomendado por la International Society of Biomechanics (ISB)
- 3) Estudio de usabilidad del modelo desarrollado en pacientes con Daño Cerebral Adquirido.

Estos tres trabajos, permitirán conocer en detalle los patrones de movimiento de las personas sanas, comprobar si un modelo de valoración biomecánica simplificado puede ofrecer la misma calidad de datos que los modelos actuales y, comprobar si esta prueba es usable y relevante en pacientes con daño cerebral adquirido.

1

Introducción

1 INTRODUCCIÓN

1.1 CEREBRO HUMANO Y CONTROL MOTOR

“ Si el cerebro humano fuese tan simple que pudiésemos entenderlo, entonces seríamos tan simples que no lo entenderíamos.
Frase anónima siglo XIX

1.1.1 ANATOMÍA

El encéfalo humano es un sistema complejo que ha evolucionado a lo largo de los años para convertirse en el órgano de la consciencia que hace a los humanos únicos. Nos permite pensar y sentir, generar comportamientos sociales avanzados y mantener las funciones corporales estables así como controlar y coordinar la mayor parte de nuestros sistemas.

Nuestro encéfalo, es un órgano localizado en el interior del cráneo que pesa alrededor de 1300g y está formado a partir de áreas especializadas que trabajan de forma conjunta con una organización en red (8).

Anatómicamente, el encéfalo puede subdividirse en 4 regiones que trabajan de forma conjunta: cerebro (o córtex), cerebelo, ganglios basales y tronco encefálico (ver figura 1).

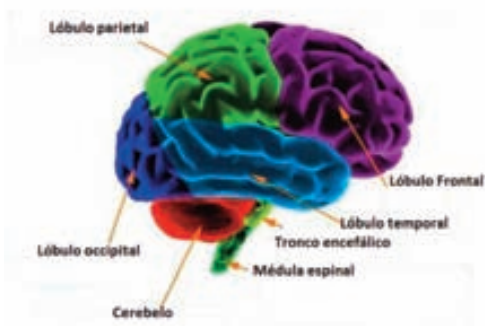


Figura 1. Anatomía cerebro humano

- Cerebro: es la mayor parte del encéfalo. Está dividido en dos hemisferios unidos en su parte central a través del cuerpo caloso. En el cerebro se diferencia el córtex, la capa externa de 2-3mm de espesor y dividido a su vez en 6 lóbulos: frontal, dos parietales, dos temporales y el occipital. Cada lóbulo es responsable de unas determinadas tareas y acciones. El lóbulo frontal es el responsable de la interacción social, la resolución de problemas y la planificación. Los lóbulos parietales encargados de la sensación y el control

de la posición. Los lóbulos temporales que controlan el oído, memoria y habla. Por último, el lóbulo occipital está a cargo del procesamiento visual. El cuerpo caloso es el encargado de la comunicación entre ambos hemisferios y tiene un rol clave en la regulación de la excitabilidad cortical.

- 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 cardiaca, el mantenimiento del nivel de consciencia y además, actúa como conductor de señales entre el cerebro y la médula.
- Ganglios basales: se localizan en la base del cerebro. Son los responsables de la conexión entre el córtex cerebral y el resto de sistemas. Reciben inputs de las áreas corticales, los procesan y proporcionan una respuesta a los sistemas de control (motor, decisión, aprendizaje).
- 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. 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.

1.1.2 CONTROL MOTOR

Los humanos vivimos en constante movimiento. Algunos de estos movimientos son reflejos (para evitar peligro) o patrones generados (como la marcha), pero la mayoría son acciones planificadas y orientadas a un objetivo. 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 musculo-esquelético (9).

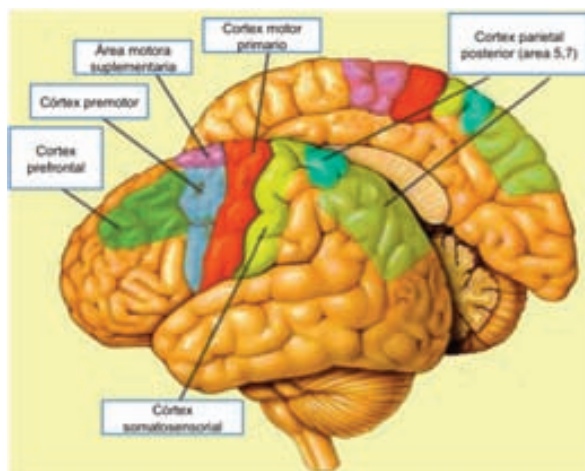


Figura 2.
Regiones anatómicas de la corteza cerebral relacionadas con el control motor.

La región anatómica del cerebro que se encarga del control motor es el córtex motor primario. Además, 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.

Por otra parte, 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.

Además de la corteza, en el control motor participan otras estructuras como los ganglios basales y el cerebelo que se encargan de modular la actividad y enviar información a la corteza via circuitos excitatorios e inhibitorios.

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

1. Planificación movimiento: Corteza pre-frontal
2. Análisis información espacial: corteza frontal, corteza parietal, ganglios basales, cerebelo.
3. Ajuste del movimiento: Áreas motores suplementarias, áreas pre-motoras, cuerpo calloso y cerebelo.
4. Envío de la orden: Corteza motora primaria

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 (9).

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 (9). Estos mecanismos, permiten que se generen patrones pre-establecidos para el movimiento. Por lo tanto, el estudio del movimiento puede revelar cambios en el patrón de re-aprendizaje.

1.2 INTRODUCCIÓN AL DAÑO CEREBRAL ADQUIRIDO

“ Ninguna lesión cerebral es tan grave como para perder la esperanza ni tan trivial para ignorarla. Proverbio hipocrático

Según la Brain Injury Network (10), el daño cerebral adquirido (DCA) se define como “ una lesión en el cerebro, ocurrida después del nacimiento y no relacionada con déficits congénitos ni enfermedades degenerativas”. Las causas del daño cerebral adquirido incluyen ictus, traumatismos, hipoxia, infección, abuso de sustancias, exposición a tóxicos o tumores. El DCA puede causar lesiones temporales o permanentes a nivel motor, cognitivo, emocional, metabólico, perceptual y sensorial de la persona.

Los datos a nivel nacional muestran que la incidencia del DCA se sitúa en 74,3 casos por 100.000 habitantes/año (11). El coste medio por individuo fue de 21.040€ anuales. La federación española de daño cerebral (FEDACE) reportó en 2002 más de cien mil hospitalizaciones por daño cerebral adquirido convirtiéndola en la enfermedad con mayor coste para el Sistema Nacional de Salud (SNS) (12). Estos datos indican un elevado impacto social y económico. El ictus es la principal causa de daño cerebral adquirido en la sociedad occidental.

1.2.1 ICTUS

Definición

Las primeras descripciones de la enfermedad datan del siglo IV a.C. en Grecia, pero su definición ha evolucionado a lo largo del tiempo a medida que ha aumentado el conocimiento de la anatomía y la función cerebral.

La primera referencia que encontramos se la debemos a Hipócrates, quien la definió como un “desorden del cerebro que aparece de forma súbita y más general que focal” y lo denominó apoplejía. Esta definición se mantuvo hasta la edad media, cuando Galeno amplió la definición como “una pérdida de movimiento y sensibilidad súbita, simultánea y completa que incluye problemas de consciencia y fallo respiratorio severo”. No fue hasta el siglo XVII cuando W. Harvey realizó las primeras descripciones del flujo sanguíneo cerebral y readaptó la definición de ictus incluyendo el componente vascular. Unos años más tarde, Morgagni, subdividió el ictus en dos tipos de acuerdo con los hallazgos de la autopsia: hemorrágicos y serosos (13).

En la actualidad existen numerosas definiciones de ictus y entidades de diversos ámbitos han generado su propia definición. En este trabajo utilizaremos la definición de la Organización Mundial de la Salud (OMS) que lo describe 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”(14).

Epidemiología

El ictus es la segunda causa de muerte y la sexta causa de discapacidad en el mundo. Se estima que se producen 16 millones de nuevos casos al año que provocan 5 millones de muertes y 46 millones de años de vida perdidos. En la actualidad, 64 millones de personas viven con las secuelas de un ictus en el mundo (15)(16). Las estimaciones futuras no son alentadoras ya que se estima que se convertirá en la cuarta causa de discapacidad en el mundo 2030 con más de 32 millones de nuevos casos al año (13).

A nivel nacional, la incidencia del ictus no está clara debido a sesgos metodológicos de los estudios que la establecen entre 13,4 y 174 nuevos casos por 100.000 habitantes/año (17) con un porcentaje de mortalidad del 35,4% y 444 años de vida perdidos por 100.000 personas (18). No existen datos de prevalencia en España desde el año 1999, cuando el Instituto Nacional de Estadística realizó una entrevista en más de 70.000 hogares para determinar el número de personas con discapacidad y su causa (12).

El ictus afecta en mayor grado a hombres (53,55%) que a mujeres (46,45%) con una excepción en las personas mayores de 75 años donde la incidencia en mujeres es mayor (ver figura 3). La distribución por edad muestra una elevada correlación entre envejecimiento y probabilidad de sufrir un ictus pero hay que tener en cuenta que el 22.57% de todos los nuevos casos se producen en personas menores de 65 años (12).

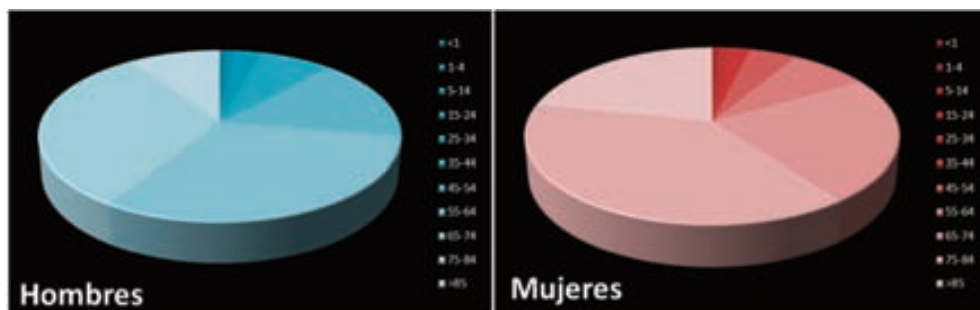


Figura 3. Incidencia del Ictus a nivel mundial. Distribución por género en grupos de edad.

Clasificación del ictus

La clasificación del ictus es crucial para el manejo de los pacientes que lo sufren y determina las estrategias terapéuticas a seguir en la fase aguda. Existen dos grandes grupos de ictus: hemorrágicos e isquémicos (ver figura 4). Alrededor del 80% de los casos de ictus son isquémicos (18).

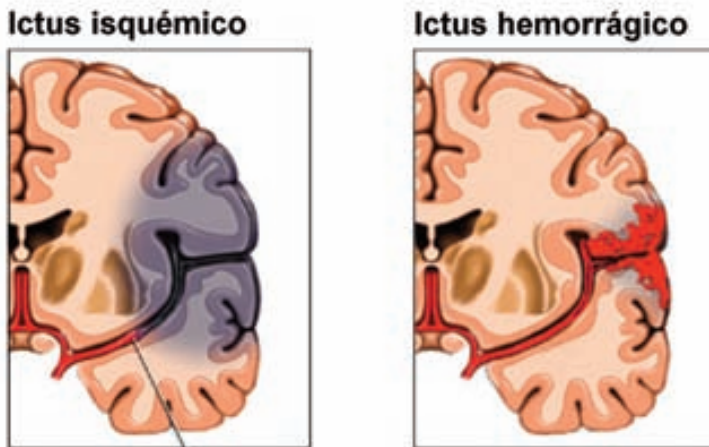


Figura 4. Clasificación primaria de ictus.

Dada la importancia de su categorización para el correcto tratamiento, se han realizado diversos trabajos para lograr una clasificación más detallada. Aquí se presentan tres de las más utilizadas:

La clasificación TOAST (19) se centra en el mecanismo lesional y proporciona una clasificación del ictus en 5 subtipos:

- Arterioesclerosis de arteria-grande
- Cardio-embólico
- Oclusión de vaso pequeño
- Otras causas determinadas
- Otras causas indeterminadas

Proporciona más detalle para el tratamiento farmacológico inicial pero no permite establecer pronósticos de recuperación.

El National Institute of Neurological Disorders and Stroke (NINDS) clasifica el Ictus según la causa en 8 grupos (20):

- Infarto de causa desconocida
- Infarto con angiograma normal
- Infarto asociado a patología arterial
- Embolismo de origen cardíaco
- Infarto debido a arterioesclerosis
- Infarto lacunar
- Hemorragia intracerebral o parenquimatosa
- Otros tipos de ictus

Por otro lado, la Oxford Community Stroke Project Classification (OCSP) 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. (21).

Según esta clasificación, un Ictus Total de circulación anterior por infarto se denominaría TACI y una Hemorragia Parcial de la Circulación Posterior (PPCH).

Todas estas clasificaciones, facilitan el diagnóstico inicial pero no tienen en cuenta las repercusiones funcionales del ictus y por lo tanto, no permiten individualizar los tratamientos de rehabilitación.

Consecuencias funcionales del ictus

Aunque el ictus es un trastorno local que afecta al cerebro, sus consecuencias van mucho más allá de un órgano aislado y produce alteraciones motoras, sensoriales, cognitivas, emocionales y orgánicas que provocan discapacidad y limitan la calidad de vida de las personas que lo sufren (22). Además, tras un ictus, existe un mayor riesgo de sufrir epilepsia o sufrir un nuevo episodio de ictus (23).

La discapacidad producida por un ictus 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 ictus y sus consecuencias pueden ir desde leves secuelas hasta discapacidad muy severa (22). Se ha reportado que el 50% de las personas que sufren un ictus necesita cuidados de una tercera persona para su autonomía personal mientras que el 85% presenta dificultades para salir de su hogar sin ayuda. Además, limita gravemente su capacidad de socializar y aprender nuevos conceptos debido a problemas del habla (37%), cognitivos (36%) o sensoriales (30%) (12).

La rehabilitación de estas limitaciones funcionales dependerá de dos factores clave: la capacidad propia del cerebro para recuperarse (plasticidad) y el proceso de neurorehabilitación recibido enfocado a guiar la plasticidad propia del cerebro.

La plasticidad cerebral: la base para la recuperación tras un ictus

Los avances actuales en neurociencia son cruciales para entender los mecanismos tras una lesión del sistema nervioso central. Este conocimiento se basa en el concepto de plasticidad.

La plasticidad cerebral engloba todos los posibles mecanismos de reorganización neuronal: reclutamiento de nuevas vías, sinaptogénesis, crecimiento dendrítico y refuerzo de conexiones silentes. Los estudios de neuroplasticidad han mostrado la habilidad del cerebro de modificarse a sí mismo ante estímulos ambientales (24).

En el año 1904, Santiago Ramón y Cajal describió por primera vez los mecanismos de adquisición de una nueva función en el libro “Textura del Sistema Nervioso” de este modo (25):

“la labor de un pianista es inaccesible para el hombre ineducado ya que la adquisición de nuevas habilidades requiere muchos años de práctica mental y física. Para entender plenamente este complejo fenómeno se hace necesario admitir, además del refuerzo de vías orgánicas preestablecidas, la formación de nuevas vías por ramificación y crecimiento progresivo de la arborización dendrítica y terminales nerviosos”

Debemos entender la plasticidad como una propiedad intrínseca del cerebro que permite al cerebro adaptarse al entorno, a los cambios fisiológicos y a las experiencias (24). Aunque los cambios 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 maladaptaciones (24). Si entendemos mejor las bases de la recuperación tras una lesión del sistema nervioso central, podremos 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 (26).

El grupo del profesor Pascual-Leone comparó el cerebro humano con una orquesta para explicar los mecanismos de plasticidad de la corteza cerebral. Describen en su trabajo: “Cuando un instrumento deja de tocar, el resto de músicos adaptan su partitura para intentar que la sinfonía se mantenga estable. El cerebro al completo intenta suplir la función del área afectada, promoviendo cambios plásticos, pero éstos, no siempre resultan acertados” (26).

Estos cambios se explican por cambios de excitabilidad de las diferentes áreas. En condiciones normales, ambos hemisferios cerebrales están en un estado de equilibrio gracias a numerosas conexiones de carácter predominantemente inhibitorio a través del cuerpo calloso (figura 5A). 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:

Una primera fase de cambios rápidos, donde las mejoras se producen gracias a las zonas neurales sanas que en el momento de lesión quedan enmascaradas en la zona de penumbra (zona perilesional). Se observa una caída en la inhibición intra-cortical (27) y las conexiones del

hemisferio sano hacia el afectado no son normales (28). Este mecanismo tiene sentido 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 (ver figura 5B).

Una segunda fase de reorganización que implica re-aprendizaje, es decir, creación de nuevas vías y adaptación de las ya existentes para adoptar nuevas funciones. La inhibición inter-hemisférica 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 (ver figura 5C).



Figura 5. Cambios plásticos tras un ictus.

El éxito de cualquier intervención para recuperar la funcionalidad dependerá de la capacidad del cerebro de adaptarse e interactuar de forma correcta. En la actualidad, existen técnicas neurofisiológicas y de neuro-imagen que permiten controlar este tipo de cambios. Es necesaria información fiable y reproducible sobre la mejora a nivel motor para entender el proceso completo 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 que nos permitan realizar estudios multi-disciplinares aunando los avances en neurociencia y neurorehabilitación.

La neurorehabilitación de la extremidad superior

 *Tiempo perdido es cerebro perdido.*
(Green, 2003)

El desarrollo de intervenciones primarias y la mejora de los cuidados intensivos ha propiciado un aumento sustancial de la supervivencia. Pese a estos avances, no existe una solución médica que evite las secuelas tras un ictus y es preciso abordar los déficits mediante neurorehabilitación. La neurorehabilitación es el proceso dirigido a restituir, minimizar y/o compensar los déficits producidos tras una lesión de origen neurológico (29).

El proceso de neurorehabilitación es multi-disciplinar y requiere de la participación de médicos, fisioterapeutas, terapeutas ocupacionales, enfermeras, psicólogos, neuropsicólogos, logopedas, trabajadores sociales y entrenadores de actividad física para lograr la máxima independencia funcional de la persona (29).

Hoy en día no existe una terapia única para la rehabilitación de la extremidad superior del paciente con lesiones de origen neurológico. En los últimos años se han realizado diversas revisiones sistemáticas en este ámbito concluyendo todas ellas que no existen trabajos suficientes para demostrar la superioridad de una de las técnicas frente a otras (30).

Podemos clasificar las técnicas utilizadas en la actualidad en 5 grupos en función de sus principios:

- Terapias por repetición: se basan en el principio de aprendizaje por múltiple repetición a través de generación de nuevos receptores de nmda (31)(32). Encontraríamos en este grupo el entrenamiento robótico y el entrenamiento repetitivo.
- Terapias espejo: Se basan en la activación de zonas pre-motoras del cerebro a partir de la visualización/imaginación de movimiento (33)(34)(35). Algunas de las más utilizadas son la terapia con espejos, la práctica mental, el entrenamiento bilateral y la realidad virtual.
- Terapias de inhibición: Se basan en el principio de reequilibrio de las conexiones intercallosas a partir del uso forzado de la extremidad afectada y el desuso temporal de la extremidad sana (36). Su mayor exponente es la técnica constraint induced therapy.
- Terapia manual: en este grupo existe una gran variabilidad de técnicas con principios diferenciados entre sí pero que buscan reestablecer el movimiento de la extremidad a partir del movimiento normal. Entre las técnicas más conocidas encontramos bobath o perfetti pero podemos englobar multitud de manipulaciones y actuaciones que los terapeutas realizan de forma manual con el paciente (37)(38).
- Terapia acuática: el medio acuático se utiliza desde la antigüedad para restablecer la función del organismo. Sus propiedades físicas antigravitatorias y el efecto de relajación

muscular favorece el entrenamiento del control postural (39). Existen diferentes técnicas acuáticas como Halliwick o Bad-Ragaz que se utilizan con fines terapéuticos.

Ninguna de estas terapias ha mostrado superioridad frente al resto. Por una parte debido a que es difícil aislar una sola técnica en un tratamiento ya que se utilizan combinaciones de ellas en un mismo paciente. Por otro lado, debido a la dificultad de valorar los cambios de forma objetiva y a la variedad de instrumentos y escalas de medida utilizados que impide la comparación directa entre estudios.

INSTITUT GUTTMANN: HOSPITAL DE NEUROREHABILITACIÓN

Esta tesis doctoral se ha desarrollado íntegramente en las instalaciones del Institut Guttmann, con la aprobación del Comité de Ética y bajo la supervisión del Dr Medina, responsable del programa estratégico de bioingeniería aplicada a la autonomía funcional de las personas.



Figura 6. Instalaciones del laboratorio de biomecánica del Institut Guttmann.

El Institut Guttmann es un hospital de referencia en el tratamiento médico-quirúrgico y la rehabilitación integral de personas con lesiones de origen neurológico situado en Badalona (40). Su objetivo es proporcionar la mejor asistencia a las personas afectadas por una discapacidad física de origen neurológico de manera integral y con un alto nivel de calidad humana, científica y técnica.

En sus 47 años de existencia, ha tratado a más de 18000 pacientes y cuenta con diferentes certificaciones de calidad a nivel internacional de entidades como el CARF o la Joint Commission International.

Dispone de 5 unidades clínicas:

- Unidad de lesión medular
- Unidad de daño cerebral
- Unidad de enfermedades degenerativas de tipo progresivo
- Otras afectaciones incapacitantes
- Unidad de rehabilitación infantil

Además de la actividad hospitalaria cuenta con la Fundació Privada Institut de Neurorehabilitació Guttmann que tiene entre sus objetivos la promoción de formación especializada en el campo de la neurorehabilitación, a la vez que intenta impulsar el conocimiento, las técnicas y las experiencias que favorecen la salud y la calidad de vida de las personas afectadas por una gran discapacidad física.

La unidad de investigación cuenta con 7 programas estratégicos:

- Bioingeniería aplicada a la autonomía funcional de las personas
- Neuroestimulación, neuromodulación y estimulación no invasiva
- TICS aplicadas a la rehabilitación neuropsicológica y estimulación no invasiva
- Neurorehabilitación de la función digestiva
- Medicina regenerativa aplicada a la lesión medular y el daño cerebral adquirido
- Análisis de resultados aplicados a la generación de conocimiento
- Otros

1.3 ANATOMÍA Y FISIOLÓGÍA DE LA EXTREMIDAD SUPERIOR

Desde la adquisición de la capacidad de bipedestación en los seres humanos, las extremidades superiores han sufrido una notable evolución. Se han transformado en apéndices libres, cuya función es permitir movimientos amplios y precisos, con capacidad de agarrar, manipular y acercar objetos a la vista o la boca fácilmente.

Para entender con mayor facilidad las descripciones anatómicas de este trabajo, se presentan a continuación los planos y ejes del movimiento (figura 7).

El plano sagital es un plano imaginario que cruza la línea media del cuerpo humano en sentido antero-posterior dividiéndolo en dos hemisferios: 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 adducción principalmente.

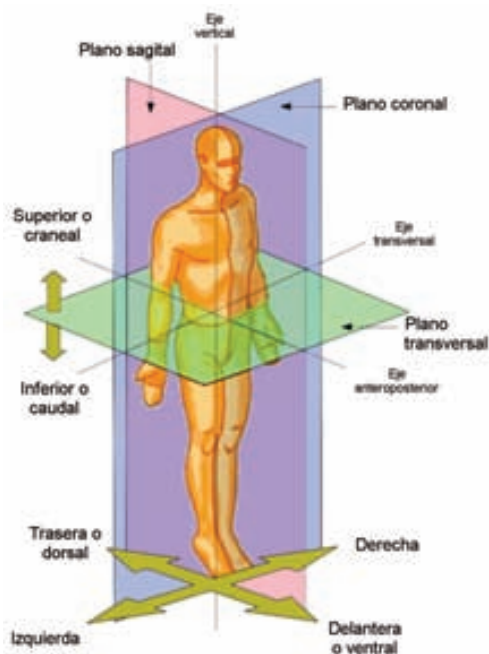


Figura 7. Ejes y planos anatómicos.

Para ello, y debido a ello, la extremidad superior posee características anatómicas y fisiológicas que la hacen única. Está compuesta por la escápula, la clavícula, el húmero, el radio, el cúbito, el complejo óseo del carpo y el complejo óseo de la mano (41) tal y como se muestra en la figura 8.

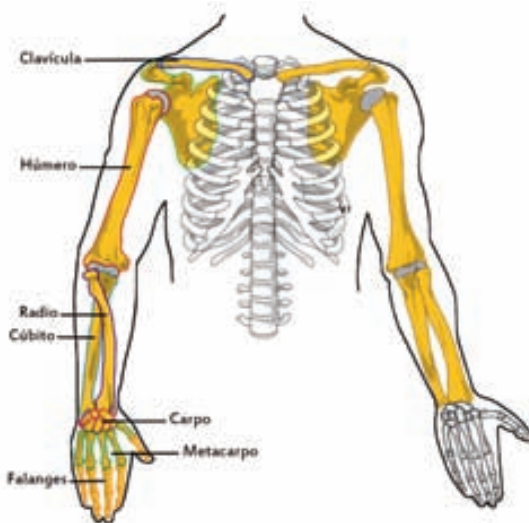


Figura 8 Anatomía de las Extremidades Superiores

A nivel articular, destacan tres grandes áreas: la cintura escapular, el codo y la muñeca

1.3.1. CINTURA ESCAPULAR

Anatomía

La cintura escapular está formada por la clavícula, la escápula y el húmero que se articulan entre sí a través de tres articulaciones: esternocostoclavicular, acromioclavicular y escapulohumeral (ver figura 9). Además, posee un grado de libertad suplementario gracias al espacio de deslizamiento escapulo-torácico. Es el complejo articular con mayor movilidad del cuerpo humano (42).



Figura 9. Representación anatómica de la cintura escapular.

La articulación esternocostoclavicular une el esternón y primer cartílago costal con la clavícula. Es una articulación de tipo encaje recíproco con movilidad reducida (42).

La articulación acromioclavicular une la parte externa de la clavícula con la escápula. Es una articulación de tipo artrodia con una fuerte cápsula articular. Permite una transmisión flexible de los movimientos y mantiene la escápula anclada a la caja torácica en un plano horizontal (42).

La articulación escapulohumeral es una articulación del tipo enartrosis, donde la superficie esférica corresponde al segmento humeral y la superficie convexa a la escápula. Es responsable del 50% de la movilidad total del complejo articular, en especial de la elevación, abducción-adducción y rotación humeral (42).

Fisiología articular

La cintura escapular posee 6 grados de libertad (o movimientos).

FLEXO-EXTENSIÓN

Es el movimiento que permite la elevación del brazo en el plano sagital (ver figura 10). La flexión es un movimiento de gran amplitud, que alcanza los 180° mientras que la extensión tiene un rango más reducido de hasta 60° (41). El movimiento de flexión se produce en tres fases (42):

- 1) 0-60°. Se produce en la articulación escapulohumeral
- 2) 60-120° Se produce gracias al deslizamiento escapular sobre el espacio torácico y una rotación de 30° de las articulaciones esternocostoclavicular y acromioclavicular
- 3) 120-180° Se produce gracias al desplazamiento escapular ya que la articulación escapulohumeral ya ha llegado a su tope máximo.

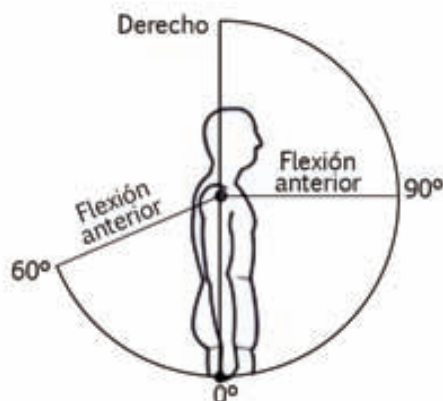


Figura 10. Representación de la flexo-extensión de hombro.

ABDUCCIÓN-ADUCCIÓN

La abducción es un movimiento que aleja el miembro superior del tronco en el plano frontal (ver figura 11). La abducción alcanza los 180°, cuando el brazo queda vertical por encima del tronco. La aducción tiene un rango de 75° y debe combinarse con un movimiento de flexión o extensión de hombro para realizarse, ya que de lo contrario, es mecánicamente imposible dada la presencia del tronco (41). Al igual que la flexión, la abducción se produce en tres fases:

- 1) 0-60° Se produce en la articulación escapulohumeral
- 2) 60-120° Se produce gracias al deslizamiento de la articulación escapulotorácica
- 3) >120° Requiere una ligera inclinación contralateral a nivel de tronco (41).



Figura 11. Representación de la abducción-aducción de hombro.

ROTACIÓN INTERNA-EXTERNA

La rotación de hombro se produce por el movimiento del húmero en el eje longitudinal. Se produce tanto en el plano transversal como sagital. Cuando se produce en el plano transversal (ver figura 12 derecha) observamos un acercamiento (rotación interna) o alejamiento (rotación externa) del antebrazo al abdomen. En este caso, la rotación interna alcanza un rango de 90° mientras que la rotación externa no sobrepasa los 75°. Cuando se produce en el plano sagital (ver figura 12 izquierda), observamos una elevación (rotación externa) o bajada (rotación interna) del antebrazo. En este caso, la rotación externa alcanza los 90° frente a los 75° de rotación interna. La flexión de codo facilita la observación del movimiento de rotación de hombro (41).

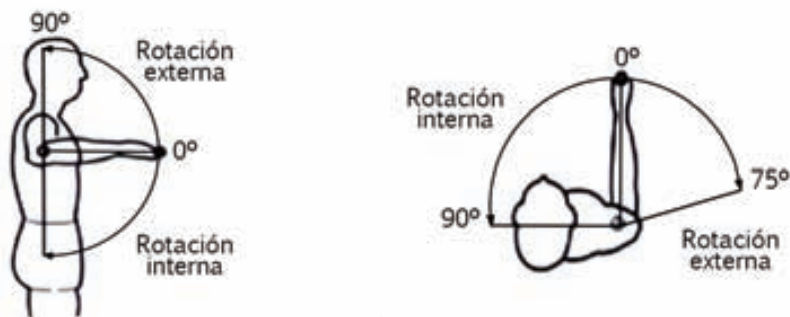


Figura 12. Representación de la rotación hombro.

Los movimientos de protracción, elevación y circumducción son combinaciones de los tres movimientos principales que hemos detallado anteriormente.

1.3.2. CODO

Anatomía

El codo es la articulación que une el brazo y antebrazo y hace posible aproximar la mano a la boca mediante movimientos de flexo-extensión y orientar la palma de la mano mediante movimientos de prono-supinación.

Está compuesta por las estructuras distales del húmero, el cóndilo y la tróclea y las epífisis proximales de cúbito y de radio que se unen entre sí a través de tres articulaciones: húmeroradial, húmerocubital y radiocubital proximal (ver figura 13).

La articulación húmeroradial es una diartrosis de tipo condílea que une el cóndilo humeral y la cúpula radial (42). Participa en todos los movimientos del codo.

La articulación húmerocubital es una diartrosis de tipo troclear que une la tróclea y fosa coronoide humeral con la cavidad sigmoidea mayor y olécranon del cúbito (42). Tan sólo participa en el movimiento de flexo-extensión.

La articulación radiocubital proximal es del tipo trocoide y articula las epífisis proximales de radio y cúbito. Tan sólo participa en el movimiento de pronosupinación.

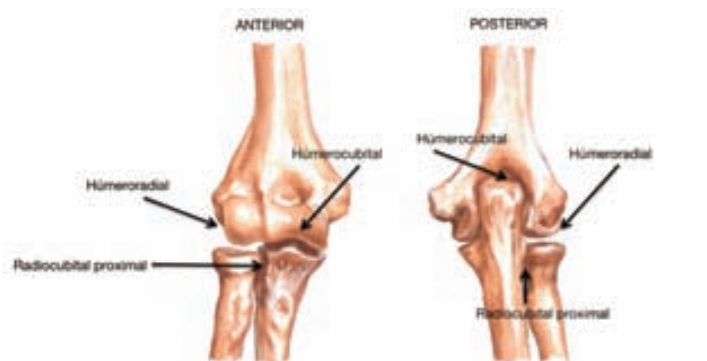


Figura 13 Representación anatómica de la articulación del codo

Fisiología articular

La articulación del codo posee dos grados de libertad: flexo-extensión y pronosupinación.

FLEXO-EXTENSIÓN

La flexo-extensión es el movimiento que aproxima o aleja el antebrazo a la cara. Se lleva a cabo por las articulaciones húmerocubital y húmero radial (42). El rango de movimiento normal oscila entre los 0° en extensión completa y los 150° en flexión máxima (ver figura 14). La limitación de la flexión se produce tanto por el contacto de las masas musculares del compartimento anterior del brazo y antebrazo como por el impacto de la cabeza radial con la fosita supracondilea y de la apófisis coronoidea contra la fosita supratrocleea. Además, existen otros factores como la rigidez de la cápsula posterior o la tensión pasiva del músculo tríceps braquial que pueden limitar la flexión máxima. La limitación de la extensión se debe al impacto del pico olecránico en la fosa olecránica, la puesta en tensión de la cápsula anterior y la resistencia de los músculos flexores (41).

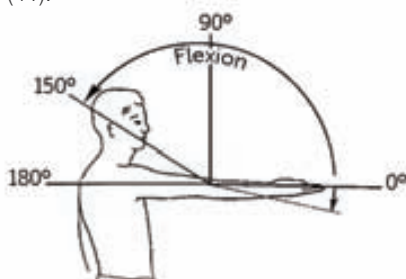


Figura 14. Representación de la flexo-extensión de codo.

El eje de rotación del codo se sitúa en un eje que discurre por el centro de la superficie troclear y el cóndilo humeral, ligeramente oblicuo creando un valgo de codo fisiológico de 10-15° (ver figura 15). Este valor disminuye con la flexión de codo y es máximo en extensión completa. Esta inclinación permite la aproximación natural de la mano a la boca.

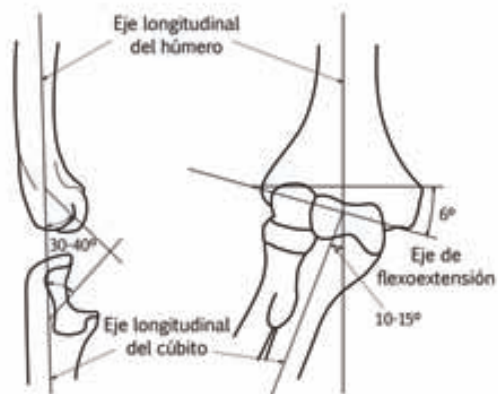


Figura 15. Ejes de rotación del codo.

PRONOSUPINACIÓN

La pronosupinación es el movimiento de rotación del antebrazo que permite orientar la palma de la mano y situarla en cualquier ángulo (41).

El movimiento de pronación se define como la rotación medial que sitúa el pulgar hacia dentro y la palma de la mano hacia abajo con el codo a 90° de flexión. La supinación es el movimiento inverso, que sitúa la palma de la mano hacia arriba. El rango de movimiento de la pronosupinación es de 175° repartidos entre la pronación (85°) y la supinación que alcanza los 90° (ver figura 16). En este movimiento están implicadas la articulación radiocubital proximal y la distal. El eje del movimiento pasa a través de la cabeza radial y se dirige de lateral a medial pasando por el meñique (42).

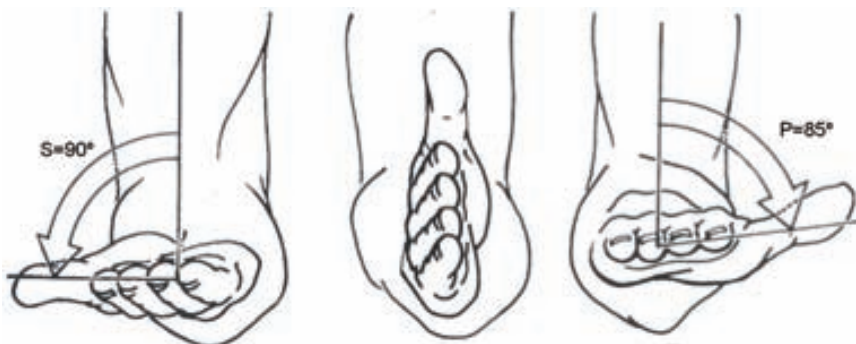


Figura 16. Representación de la pronosupinación.

1.3.3. MUÑECA

Anatomía

La muñeca es la articulación más distal de la extremidad superior y permite que la mano adopte la posición óptima para el agarre y la prensión. Es una de las articulaciones más complejas del cuerpo humano con gran movilidad y estabilidad.

Estas características las logra gracias a dos hileras o filas de huesos transversales. La hilera proximal está formada por el semilunar, el escafoides y el piramidal mientras que la hilera distal está formada por el hueso grande, el trapecio, el pisiforme, el trapecoide y el ganchoso (ver figura 17).



Figura 17. Representación anatómica de la muñeca.

Estas dos filas de huesos se articulan con la superficie distal del radio a través de la articulación radiocarpiana y entre ellas a través de la articulación mediocarpiana.

La articulación radiocarpiana es del tipo condíliá y articula la epífisis distal del radio con los tres huesos de la primera hilera con una inclinación aproximada de 20° en el plano sagital (42).

La articulación mediocarpiana es una condiloartrosis entre uno de los huesos de la primera hilera con los de la segunda. Los huesos de cada hilera se unen entre sí mediante articulaciones de tipo artrodia con poco movimiento.

Fisiología

La muñeca posee dos grados de libertad: flexo-extensión y desviación radio-cubital.

FLEXO-EXTENSIÓN

La flexión es el movimiento en el que la palma de la mano se aproxima a la cara anterior del antebrazo (ver figura 18). Tiene un rango máximo de 80°. Este valor disminuye con el puño cerrado (65°) y aumenta ligeramente con desviación cubital y dedos en extensión (125°). La articulación mediocarpiana es responsable del 60% de la flexión mientras que la articulación radiocarpiana se encarga del 40% restante.

La extensión es el movimiento en que la cara dorsal de la mano se aproxima a la cara posterior del antebrazo (41). Tiene un rango máximo de 70° que se produce con una ligera inclinación radial. La articulación radiocarpiana es responsable del 66% del movimiento.



Figura 18. Representación de la flexo-extensión de muñeca.

INCLINACIÓN RADIO-CUBITAL

La inclinación radiocubital es el movimiento en el plano frontal donde la mano se aproxima al eje del cuerpo en posición anatómica (desviación cubital) o se aleja del cuerpo (desviación radial). El rango de la inclinación cubital alcanza los 45° (ver figura 19). Se produce una rotación de la hilera de huesos distal aproximándose al quinto meta. La inclinación radial no sobrepasa los 25° . Se origina en los huesos trapecio y trapezoide, que se acercan al escafoides ejerciendo presión sobre él y produciendo un movimiento en todos los huesos del carpo. El 60% del movimiento se produce en la articulación mediocarpiana.



Figura 19 Representación de la inclinación radio-cubital

1.4 LA MEDIDA DE LA NEUROREHABILITACIÓN DE LA EXTREMIDAD SUPERIOR

“ No todo lo que importa puede medirse, ni todo lo que se puede medir es importante. (Albert Einstein)

Existen en la actualidad dos técnicas diferenciadas de medida de la funcionalidad de la extremidad superior: exploración clínica y análisis biomecánico.

1.4.1 EXPLORACIÓN CLÍNICA

La exploración clínica se basa en tests cuantitativos que valoran movimientos funcionales y dependen en gran medida de la experiencia y pericia del clínico que las aplica.

Las escalas utilizadas hasta el momento muestran buenas propiedades psicométricas pero no consiguen aunar aspectos cuantitativos y cualitativos del movimiento.

Una revisión sistemática realizada en el año 2011 por la Universidad de Leeds recogió las medidas utilizadas hasta la fecha para la valoración de la neurorehabilitación de la extremidad superior con sistemas robóticos. Expusieron que las más utilizadas fueron la escala Fugl Meyer (FM), la escala modificada de Ashworth (MAS), el Medical Research Council scale (MRC), el subapartado motor de la Functional Independence Measure (FIM-motor) y el Motor Status Score (MSS) (43).

Para completar el abanico de medidas utilizadas en el ámbito de la neurorehabilitación de la extremidad superior, se ha realizado una revisión sistemática en las bases de datos Pedro y Pubmed. Se han revisado 309 abstracts. A continuación se describen brevemente todos los instrumentos de medida de la extremidad superior que han sido identificados.

ABILHAND (44).

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.

ARM MOTOR ABILITY TEST (AMAT) (45).

El Arm Motor Ability Test es una escala de valoración que evalúa el déficit motor durante actividades de vida diaria. Se basa en la observación visual del movimiento por parte del explorador. Tiene 9 categorías que contienen de 1 a 3 sub-ítems hasta un total de 20. El sistema de puntuación se basa en una escala de 0-5 en función de la calidad del movimiento según el observador. No se precisa material específico. El tiempo de administración supera los 45 minutos.

No es una escala propia de la extremidad superior pero se ha utilizado frecuentemente en estudios para la valoración de rehabilitación mediante Constraint Induced Therapy .

ACTION RESEARCH ARM TEST (ARAT) (46)(47)(48)(49)

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 (agarre, 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. Existen unas 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.



Figura 20. Material para el ARAT.

BOX AND BLOCK TEST (BBT) (50)

Es un test para la valoración de la habilidad grosera 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.



Figura 21. Material para el Box and Block Test.

BARTHEL INDEX (BI) (51)(52)

El índice de Barthel es una escala de valoración de la ejecución de las actividades de vida diaria. Reporta nivel de independencia funcional. Se basa en la percepción del evaluador sobre la realización de actividades de vida diaria. Evalúa 10 actividades funcionales en una escala de 3 ítems (0-5-10 puntos) . Su administración es rápida y no requiere equipamiento específico.

CHEDOCKE ARM AND HAND ACTIVITY INVENTORY (CAHAI) (53)(54)

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.

CHEDOCKE MCMASTER STROKE ASSESSMENT (CMSA) (55)

Es una escala de valoración de la discapacidad física. Se basa en la observación del movimiento por parte del explorador. Tiene dos sub-categorías: "impairment inventory" y "activity inventory". El impairment inventory se utiliza para determinar la presencia y severidad de síntomas físicos. Tiene 6 dimensiones que se puntúan en una escala de 7 puntos que corresponden a 7 niveles de recuperación motora. El activity inventory mide los cambios clínicamente importantes de habilidad funcional. Está compuesta de una escala de función motora gruesa con 10 ítems y un índice de marcha con 5 ítems. La puntuación global de la escala es de 100 puntos. No requiere material específico. El tiempo de administración se sitúa alrededor de una hora. No es una escala específica de la extremidad superior y por lo tanto, es poco sensible a cambios en este ámbito pero es un referente a nivel de valoración general. No discrimina entre cambios de extremidad superior y funcionalidad general.

EUROQOL QUALITY OF LIFE SCALE (EQ5D) (56)

Es una escala de calidad de vida utilizada en algunos estudios de funcionalidad de la extremidad superior. Se basa en un cuestionario administrado por el explorador. Ofrece una visión global de la calidad de vida de las personas y de la implicación de la afectación de la extremidad superior a ella. Tiene dos secciones independientes: descriptiva y visual. El apartado descriptivo incluye las 5 dimensiones siguientes: movilidad, auto-cuidado, actividades comunes, dolor/confort y ansiedad/depresión. Cada dimensión se puntúa en una escala de 0-3. El apartado visual incluye una escala visual analógica de 20cm donde el participante indica su grado de salud percibida. No se suman las puntuaciones sino que se representan las puntuaciones de cada dimensión por separado. No requiere material específico y se administra de forma rápida, en un par de minutos. Reporta calidad de vida y es poco sensible a cambios motores.

FRENCHAY ARM TEST (FAT) (57)

El frenchay arm test evalúa la destreza de la extremidad superior incluyendo la mano. Se basa en la observación visual del movimiento. Está compuesto por 5 ítems que se puntúan como 0-1 en función de la capacidad del paciente. Se administra en tan sólo 3 minutos y no requiere material específico.

FIM MOTOR (FIMM) (58)(59)(60)

Es una escala de valoración de las actividades de vida diaria. Se basa en la observación de la habilidad para realizar diferentes actividades. Contiene 18 ítems (13 motores y 5 cognitivas) que se puntúan en una escala de 7 puntos. Se requiere certificación para la administración de la escala, que tiene coste de licencia. Está validada en múltiples sectores, entre ellos, los pacientes con ictus. Reporta funcionalidad general y es poco específica a cambios motores.

FUGL MEYER TEST (FM) (61)(62)

Es un test para la valoración de la recuperación motora. Se basa en la observación visual del movimiento. 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 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 subescala de extremidad superior que correspondería a un cambio de 1.5 puntos en la escala FIM. Es una de las escalas más utilizadas en los últimos años tanto a nivel clínico como de investigación.

HAND FUNCTION SURVEY (HFS) (63)

El HFS es un cuestionario que se administra vía entrevista para la medida de la percepción del paciente de la habilidad de la mano afectada. Se basa en la percepción del paciente. Evalúa 13 actividades de vida diaria. Cada ítem se puntúa en una escala de 0-2 donde 0 indica imposibilidad de realizar la tarea y 2 indica que la tarea se realiza de forma fácil e independiente. Se administra de forma rápida y no requiere material específico.

JEBSSEN TAYLOR HAND TEST (JTHT) (64)

Es una evaluación de la funcionalidad global de la extremidad superior. Se basa en la cuantificación temporal de las actividades. Consta de 7 ítems que representan actividades de la vida diaria realizadas con la extremidad superior dominante y no-dominante. Se reporta el tiempo empleado para la ejecución de cada ítem. Se requiere equipamiento específico y entre 10-30 minutos para su administración. Permite evaluar la velocidad del movimiento pero no la calidad del mismo.



Figura 22. Material para el Jebsen Taylor Hand Test.

MODIFIED ASHWORTH SCALE (MAS) (65)

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 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.

MOTOR EVALUATION SCALE FOR UPPER EXTREMITY IN STROKE PATIENTS (MESUPES) (66)(67)

Es una escala cualitativa de calidad de movimiento. Se basa en la observación del movimiento. Está compuesta por 22 ítems que se subdividen en dos dimensiones: brazo (8 ítems) y mano (9 ítems). Los ítems referentes al brazo se puntúan del 0-5 mientras que los ítems relativos a la mano tienen 3 categorías de respuesta (0-2 puntos). No requiere equipamiento.

MOTOR ASSESSMENT SCALE (MOTORAS) (68)(69)

Es una escala de valoración de la función motora general. Se basa en la observación del movimiento. Está compuesta por 8 actividades de vida diaria que se puntúan en una escala de 6 puntos. Dispone de un solo ítem para la movilidad de la extremidad superior y dos ítems para la mano. No requiere equipamiento específico. Es válida para la medida de la movilidad general pero es poco específica para la valoración de la extremidad superior.

MEDICAL RESEARCH COUNCIL (MRC) (70)(71)

Es un test genérico para la medida de la fuerza. Se basa en la percepción del explorador. También se conoce como escala de Daniels o escala de Oxford. Es la medida más utilizada y se basa en un sistema de medida manual. Se ha establecido una puntuación de 0 a 5 donde 0 indica que no existe contracción y 5 contracción a fuerza normal (contra resistencia elevada). No requiere

equipamiento y se administra de forma muy rápida. Su principal limitación radica en la baja sensibilidad entre los niveles 4 y 5 que engloban la mayoría de músculos sin afectación neurológica. En los últimos años se han realizado modificaciones y se han añadido valores intermedios (-4, +4) para mejorar su sensibilidad a cambios.

MOTOR STATUS SCORE (MSS) (72)

El Motor Status Score es una medida de funcionalidad de la extremidad superior. Se basa en la observación visual del movimiento por parte del explorador. La escala general está formada por 29 ítems y un sistema de puntuación de 6 puntos por ítem. Pueden utilizarse sub-escalas por separado para hombro y codo (40 puntos) y para muñeca, mano y dedos (42 puntos).

NINE HOLE PEG TEST (NHPT) (73)

Es una valoración de la destreza de los dedos. Se basa en la cuantificación temporal de la actividad. Se calcula el tiempo empleado en colocar y extraer 9 cilindros (pegs) de madera del tablero. Se puede marcar un tiempo máximo a partir del cual se reportará el número de pegs introducidos y extraídos de forma correcta. Precisa de un tablero específico y un contenedor con 9 pegs.



Figura 23. Material para el Nine Hole Peg Test.

RIVERMEAD MOTOR ASSESSMENT ARM (RMAARM) (74)

La escala de Rivermead es una escala de funcionalidad general. Se basa en la observación del movimiento. Dispone de tres sub-escalas: general, extremidad inferior y extremidad superior. La subescala de extremidad superior contiene 15 ítems que corresponden a actividades funcionales del brazo. La puntuación consta de dos valores: 0 si el paciente no lo realiza o 1 si lo realiza correctamente. Tras tres cero consecutivos se detiene la administración de la escala. No se requiere equipamiento y se precisan unos 20 minutos para administrarla. Reporta funcionalidad general con baja sensibilidad a cambios motores.

STROKE IMPACT SCALE (SIS) (75)

Es un cuestionario de valoración del estado de salud en pacientes con ictus. Se administra vía entrevista y recoge la percepción del paciente. Contiene 59 ítems repartidos en 8 dominios: fuerza (4 ítems), función de la mano (5 ítems) actividades vida diaria (10 ítems), movilidad (9 ítems), comunicación (7 ítems), emoción (9 ítems), memoria (7 ítems), participación (8 ítems). Cada ítem se puntúa en una escala de 0-5 puntos. La puntuación general se obtiene mediante la siguiente fórmula:

Escala transformada = [(Puntuación cruda obtenida-puntuación cruda mínima posible)/puntuación cruda posible]*100

Se administra de forma rápida y no requiere material. Es una escala de función general de la persona, la subescala de la mano ha mostrado una respuesta media y por tanto, no se recomienda para la evaluación de cambios en la extremidad superior.

WOLF MOTOR FUNCTION TEST (WMFT) (76)

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.

GONIOMETRÍA (77)(78)(79)

La medida del rango de movimiento mediante goniometría es un instrumento ampliamente utilizado y estandarizado aunque existen datos sobre su baja fiabilidad interexplorador, que depende de la experiencia del explorador, de la articulación a explorar y de la patología previa que pueda presentar el paciente. Se han observado coeficientes inter-explorador inferiores a 0.6 en goniometría de hombro, con errores estándar entre 14 y 25°. Además, se ha observado que la fiabilidad intra-explorador, baja considerablemente en niños con parálisis cerebral debido a factores como la espasticidad y las deformaciones posturales lo que obliga a replantear el uso de este dispositivo como gold standard para valorar el rango de movimiento en pacientes con patología neurológica.

En la tabla 1 se muestran las propiedades psicométricas de las diferentes escalas.

	Tiempo (min)	Número ítems	Sistema puntuación	Rango puntuación	Fiabilidad Testretest	Fiabilidad Interexplorador	Validez constructo
ABILHAND	n/d	23	3 puntos	n/d	n/d	Alta	Media
AMAT	45	17	6 puntos	0-85	Alta	Alta	n/d
ARAT	10	19	4 puntos	0-57	Alta	Alta	Media
BBT	1	1	Tiempo	Varía	n/d	Alta	Alta
BI	oct-15	10	2-4 puntos	0-100	Alta	Alta	Alta
CAHAI	25	13	7 puntos	13-91	n/d	Alta	Alta
CMSA	60	6	7 puntos	jun-42	n/d	n/d	Alta
EQ5D	02-mar	5	3 puntos	0-1	Alta	n/d	Media
FAT	3	5	2 puntos	0-5	Alta	Alta	n/d
FIMm	20	13	7 puntos	13-91	Alta	Alta	Alta
FM	20	33	3 puntos	0-66	Alta	Alta	Alta
HFS	n/d	13	3 puntos	0-26	Alta	Alta	n/d
JTHT	oct-14	7	Tiempo	Varía	Alta	Alta	Baja
MAS	Varía	1	6 puntos	0-5	Media	Media	Baja
MESUPES	n/d	22	3-5 puntos	0-58	Alta	n/d	Alta
MotorAS	20-30	9	7 puntos	0-54	Alta	Alta	Alta
MRC	Varía	1	6 puntos	0-5	n/d	Alta	n/D
MSS	n/d	29	6 puntos	0-82	Alta	Alta	Alta
NHPT	2	1	Tiempo	Varía	n/d	Alta	Alta
RMAarm	20	15	2 puntos	0-15	Alta	n/d	Baja
SIS	n/d	8	5 puntos	0-100	Alta	n/d	Alta
WMFT	10-dic	15	6 puntos	0-75	Alta	Alta	Alta

Tabla 1. Propiedades psicométricas de las escalas de medida de la extremidad superior.

Se han realizado estudios que muestran que la observación visual tiene una fiabilidad media y que es preciso aplicar técnicas específicas de formación para obtener resultados repetibles entre exploradores (80) incluso entre observadores expertos (81)(82)(83). Para mejorar la calidad de las evaluaciones y poder obtener datos cuantitativos basados en la calidad del movimiento es necesario introducir técnicas de medida objetiva como el análisis biomecánico.

1.4.2 LA VALORACIÓN BIOMECÁNICA

La biomecánica es la ciencia que se encarga del estudio de la estructura y función de sistemas biológicos por medios mecánicos. Esta área de conocimiento se apoya en diversas ciencias biomédicas, utilizando los conocimientos de la mecánica, la ingeniería, la anatomía, la fisiología y otras disciplinas, para estudiar el comportamiento del cuerpo humano y resolver los problemas derivados de las diversas condiciones a las que puede verse sometido (84).

La valoración biomecánica determina cambios de coordenadas respecto a tiempo y tiene como objetivo la descripción cuantitativa del movimiento de los segmentos del cuerpo, a través de datos sobre posición, ángulo, velocidad y aceleración de los segmentos corporales (85)(86).

La valoración biomecánica se ha utilizado desde los años 70 para la valoración de la marcha humana. Estudios recientes han demostrado que alrededor del 50% de los médicos modificaron la decisión sobre un procedimiento quirúrgico después de obtener un análisis biomecánico de la marcha (87). Esto remarca la importancia de este tipo de valoración y la necesidad de implementarla a nivel de la extremidad superior.

Por desgracia, este tipo de valoración no está disponible en la mayoría de centros hospitalarios ya que requieren una elevada inversión inicial, personal especializado, elevada instrumentación del paciente y la realización en un entorno controlado. Este hecho aleja la práctica de la biomecánica de convertirse en un sistema universal, como actualmente son la radiografía, la ecografía o el análisis de sangre (87).

Existen diferentes técnicas para realizar valoraciones biomecánicas, desde los electrogoniómetros hasta sistemas basados en visión sin marcadores, que se están desarrollando en la actualidad.

La tecnología más habitual en los laboratorios clínicos de análisis del movimiento es la fotogrametría 3D. Esta técnica consiste en un sistema sincronizado de cámaras de infrarrojos capaces de detectar diferencias lumínicas producidas por marcadores reflectantes, colocados en la piel del paciente. Gracias al desarrollo tecnológico de los últimos años, es posible realizar estas pruebas con rangos de error menores a 1mm en las traslaciones y de hasta 5° en las rotaciones que los hace adecuados para el uso en entornos clínicos (88)(89).

Sistemas de valoración biomecánica

Para la valoración biomecánica, se requiere un sistema capaz de capturar el movimiento del cuerpo humano a través de marcadores externos. Existen diferentes tipos en función de la tecnología utilizada:

ELECTROGONIOMETRÍA

Está formado por un sistema de galgas extensiométricas biaxiales que se colocan en la

articulación. Tan sólo son capaces de proporcionar ángulos en dos planos del movimiento (no permiten medir rotaciones) y siempre proporcionan ángulo relativo. Tienen potencial para medidas simples, ya que es fácil y rápido de usar y su precio oscila entre los 1000 y los 10000 euros, lo que lo hace asequible para muchos laboratorios

ACELEROMETRÍA

Se basa en la colocación de dispositivos capaces de traducir la aceleración en una señal eléctrica. Permiten obtener datos de velocidad y trayectoria gracias a la integración. Siempre son medidas indirectas, lo que resta precisión. Tienen un peso muy pequeño, y permiten un amplio rango de frecuencia de muestreo. Son muy útiles en estudios al aire libre (deporte) donde es complejo instalar un laboratorio o instrumentar a la persona.

FOTOGRAMETRÍA

Consiste en la digitalización de imágenes en vídeo para la obtención de datos biomecánicos. Requiere de la colocación de al menos 2 cámaras en un espacio calibrado. La digitalización se realiza de forma manual y requiere una gran cantidad de tiempo (unas 3 horas de trabajo para digitalizar 10 segundos de movimiento) lo que los ha dejado prácticamente en desuso. En la actualidad, están apareciendo sistemas como SIMI motion que permiten obtener datos en un solo plano de movimiento de forma semi-automática. La precisión está por debajo de los 5° pero su bajo coste los hace una opción en centros donde no pueden disponer de un laboratorio instrumentado.

EQUIPOS POR ULTRASONIDOS

Consiste en un digitalizador con cuatro micrófonos instalados en un marco fijo alrededor de la persona. Requiere de la colocación de emisores de ultrasonido en la piel del paciente. El número de emisores es limitado y la frecuencia de muestreo es baja. Además, presentan numerosas interferencias con otros aparatos electrónicos y debido a corrientes de aire lo que limita su uso en el ámbito clínico.

EQUIPOS ELECTROMAGNÉTICOS

Los equipos de captura basados en sensores electromagnéticos permiten obtener datos angulares a partir de la digitalización de variaciones en el campo electromagnético de un grupo de sensores colocados sobre el paciente. Presentan interferencias por otros equipos electrónicos y además es preciso colocarlos mediante guías rígidas que interfieren en el movimiento. Su mayor exponente son los sistemas CODA motion.

EQUIPOS INFRARROJOS

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. Su mayor limitación son

las interferencias con cambios lumínicos.

Los sistemas comerciales más conocidos son Vicon, Qualysis y BTS, que engloban la práctica totalidad de los sistemas instalados en la actualidad.

Proceso de valoración biomecánica

Independientemente de la técnica utilizada, todas las valoraciones biomecánicas comparten un proceso común (ver figura 24). La duración aproximada de la prueba es de 50 minutos.



Figura 24. Diagrama de flujo de una prueba biomecánica.

PREPARACIÓN DEL PACIENTE

Es el proceso en el cual se colocan marcadores sobre el cuerpo del paciente en puntos anatómicos predefinidos. Estos puntos determinarán la reconstrucción de segmentos y la trayectoria del movimiento y por lo tanto, es importante la precisión en su colocación.

CALIBRACIÓN

Es el proceso por el cual se ofrecen al sistema referencias conocidas en el espacio. De esta manera, se genera un espacio de medidas conocidas que permite la reconstrucción en 3D de los datos que se obtienen. Además, permite conocer el error propio del sistema ante el movimiento de un sólido de dimensiones conocidas. Este error es menor a 0.5mm en la mayoría de sistemas comerciales actuales.

CAPTURA

Es el proceso de obtención de las coordenadas en el espacio de cada uno de los marcadores. La calidad de la captura depende tanto de la calidad de la imagen obtenida (saturación luz, cambios temperatura bruscos.) como de la velocidad de obtención de los datos. Los sistemas actuales trabajan con frecuencias superiores a 100Hz y calidad de imagen mayor a 3Mpx lo que garantiza la calidad de la captura siempre que los marcadores estén en el campo de visión de los sensores

SEGUIMIENTO (O TRACKING)

Es el proceso mediante el cual se identifica cada uno de los marcadores capturados con un punto anatómico, se les otorga nombre y se valoran posibles pérdidas de datos que puedan producir interferencias en el procesado.

RECONSTRUCCIÓN 3D

Es el proceso mediante el cual los marcadores identificados se unen entre sí siguiendo las normas establecidas en el modelo biomecánico para generar una reconstrucción 3D del movimiento. A

partir del modelo tridimensional se pueden realizar cálculos que nos proporcionen datos sobre parámetros angulares o temporo-espaciales.

El elevado coste económico, su dificultad de aplicación e interpretación y la falta de consenso internacional para validar los modelos biomecánicos ha limitado el uso de este sistema de valoración en el ámbito clínico.

El modelo biomecánico

El modelado biomecánico es el proceso de análisis del movimiento del cuerpo humano y su simplificación hasta obtener conceptos que los ordenadores modernos pueden comprender y manejar (ver figura 25).

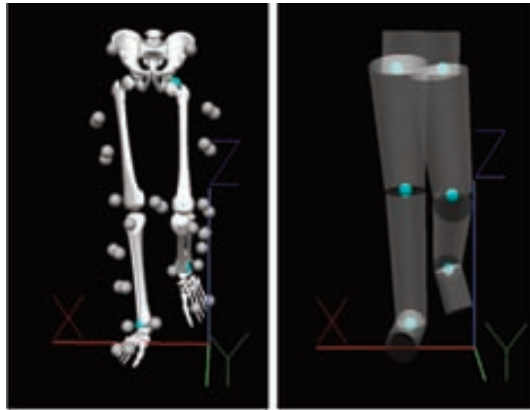


Figura 25. Modelo biomecánico de las extremidades inferiores.

El modelo biomecánico es pues la representación digital del cuerpo humano a partir de la cual calcularemos el movimiento. Por ello, es de vital importancia entender cómo el modelo ha sido diseñado para interpretar los datos de forma correcta.

COMPONENTES DEL MODELO BIOMECÁNICO

Un modelo biomecánico se define por:

- Marcadores
- Segmentos
- Ejes de coordenadas
- Secuencias de rotación

MARCADORES

Los marcadores permiten identificar puntos anatómicos concretos que facilitarán la reconstrucción de los segmentos.

Existen diferentes tipos de marcadores:

- Pins óseos
- Marcadores reflectantes sobre la piel
- Agrupaciones de marcadores reflectantes sobre un soporte rígido (cluster)
- Combinaciones de las tres anteriores

Es crucial que la colocación de los marcadores sobre el paciente sea precisa ya que la reconstrucción del movimiento se realiza a partir de sus coordenadas.

SEGMENTOS

Un segmento es una región del modelo biomecánico que se comporta de forma rígida. Se define a partir de la posición de al menos tres marcadores y las medidas antropométricas de la persona.

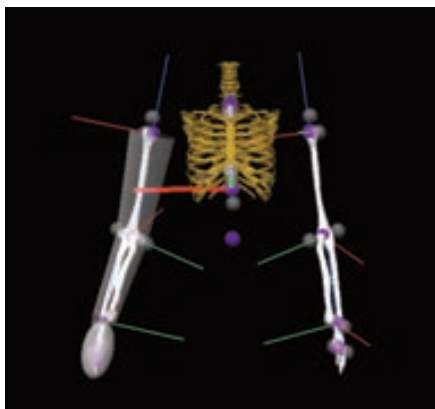


Figura 26. Ejemplo de segmento humeral derecho definido por tres marcadores.

EJES DE COORDENADAS

Permiten definir la orientación de los segmentos. Para la definición del modelo biomecánico se utilizan dos tipos de sistemas de coordenadas: sistemas de coordenadas globales (GCS) y sistemas de coordenadas locales (LCS).

El sistema de coordenadas global (GCS) permite definir la posición de un punto en el espacio. Determina la orientación del laboratorio (86). No existe una convención sobre la dirección del eje de coordenadas global pero la recomendación de la ISB es que el eje Y es normal a la superficie (perpendicular al suelo), el eje X perpendicular a Y en el sentido del movimiento y el eje Z perpendicular a ambos.

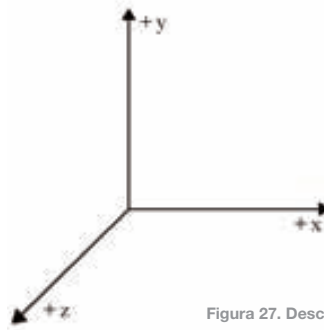


Figura 27. Descripción del eje de coordenadas global.

Un eje de coordenadas local (LCS) es un sistema de referencia situado en un segmento que define su orientación. En estos casos, el origen del eje de coordenadas tiende a situarse en uno de los extremos (proximal o distal) con su eje Z orientado con el eje principal del segmento tal y como se muestra en la imagen 28. Permite obtener datos sobre la orientación de un segmento respecto al laboratorio (GCS) o a otro segmento (LCS).

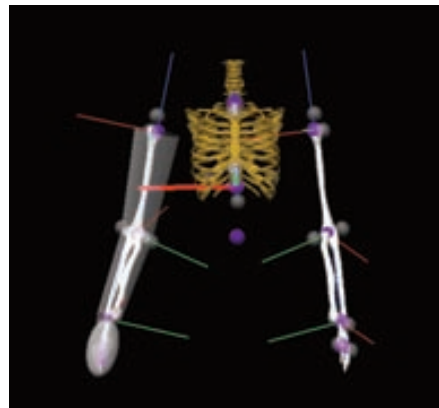


Figura 28. Modelo de extremidad superior con ejes de coordenadas locales en cada articulación a modo ejemplo.

SECUENCIAS DE ROTACIÓN (O CARDAN)

Las secuencias de rotación son una convención que determina el orden de las rotaciones que sufre un sólido rígido (segmento) para pasar de una posición inicial a una posición final. Las secuencias de rotación no son conmutativas y por lo tanto, el orden de aplicación afecta al resultado final del movimiento.

La secuencia de rotación elegida para describir el movimiento determina en gran forma, el resultado final. Es por ello, que es especialmente importante, determinar de forma correcta la secuencia de rotación entre ejes de coordenadas.

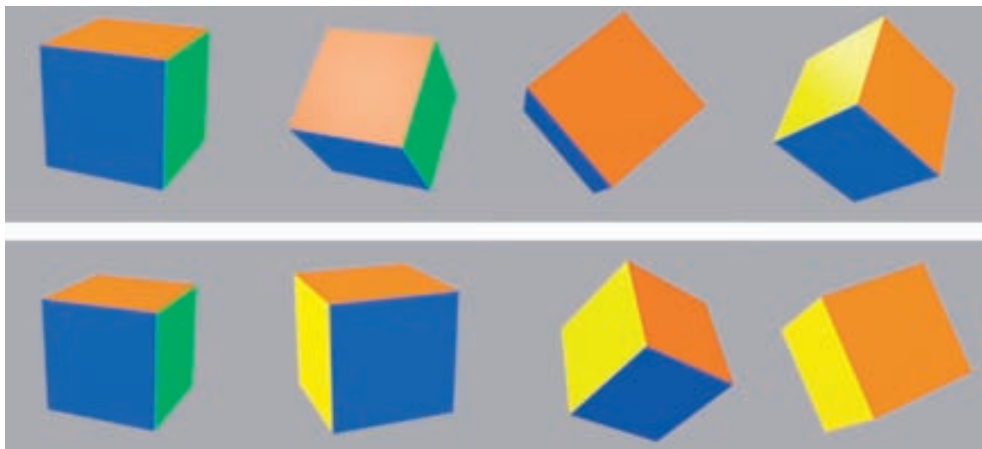


Figura 29. Secuencias de rotación. Descripción de la aplicación de dos secuencias de rotación diferentes a un mismo sólido. Imagen superior, rotación xyz. Imagen inferior, rotación zyx.

En la figura 29 puede observarse el comportamiento de un sólido ante dos secuencias de rotación diferentes. En la secuencia superior, se muestra el resultado de aplicar un movimiento de 45° en los tres ejes con la secuencia xyz. En la secuencia inferior, se muestra el resultado de aplicar un movimiento de 45° en los tres ejes con la secuencia zyx. Como se puede observar, la posición final del objeto varía entre ambas secuencias.

Aunque no existe una norma, se recomienda establecer el orden de la secuencia de rotación siguiendo el eje principal de movimiento respecto al GCS. Es decir, si el movimiento se produce en el eje X (flexo-extensión), se utilizará la secuencia xyz mientras que si pretendemos analizar el movimiento en el eje Z (rotación) deberemos utilizar la secuencia zyx (86).

Esta recomendación es de gran ayuda cuando el movimiento a analizar dispone de un plano de movimiento principal, pero presenta limitaciones importantes cuando el movimiento se produce en diferentes planos como ocurre en el caso de las actividades de vida diaria. En este caso, se deberá analizar cuál es el movimiento más relevante y utilizar una secuencia de rotación acorde a él teniendo siempre en mente que el uso de secuencias de rotación diferentes, proporciona resultados distintos.

La figura 30 muestra cómo diferentes secuencias de rotación modifican los resultados angulares obtenidos en una persona sana durante un movimiento de flexo-extensión de hombro.

El rango de movimiento es igual para las tres secuencias pero la visualización y los valores mínimo y máximo varían sustancialmente. En este caso, se escogería la secuencia XYZ ya que es la que mejor representa el movimiento de flexo-extensión pero debería tenerse en cuenta que la abducción y rotación estarán subestimadas en esta captura si no se adaptan las secuencias de rotación de forma adecuada.

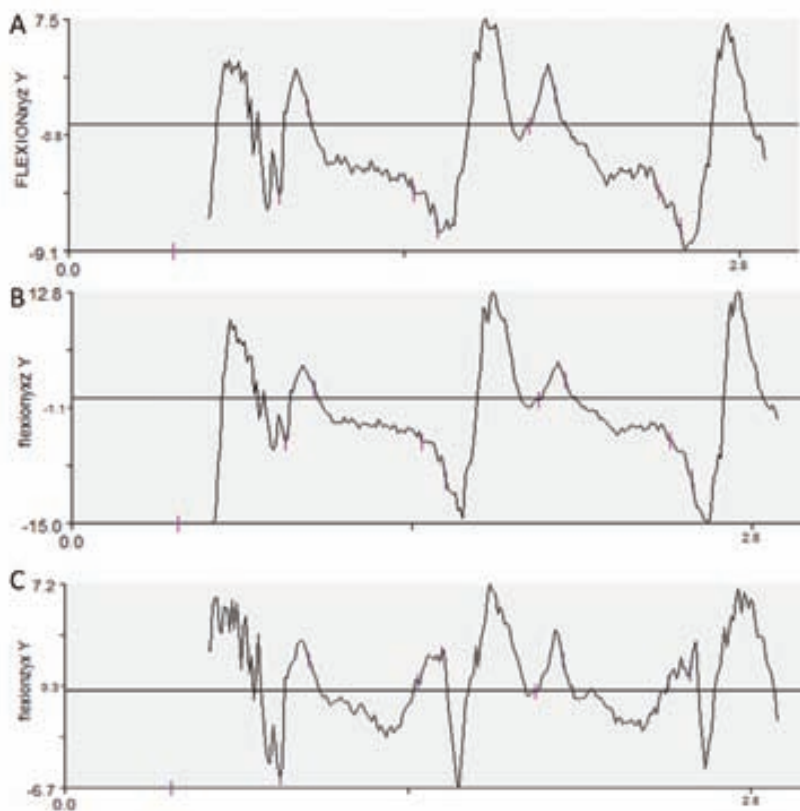


Figura 30. Diferencia de cómputo de abducción hombro con tres secuencias de rotación distintas. A) secuencia xyz B) secuencia yxz C) secuencia zyx

La influencia de las secuencias de rotación en movimientos que no se producen en un solo plano hace indispensable la utilización de datos de normalidad que permitan comparar los resultados obtenidos con valores de referencia y así, permitir la comparación de sujetos con un mismo modelo biomecánico.

Para facilitar el consenso y la estandarización de los modelos biomecánicos, la ISB publicó dos guías para el correcto modelado biomecánico que son consideradas la base a partir de la cual generar nuevos modelos biomecánicos pero no ha conseguido hasta el momento una unificación de modelos biomecánicos (90)(91).

El mayor problema del modelo estándar ISB es su alta tasa de oclusión de marcadores, en especial en pacientes con patologías neurológicas, ya que requiere de la colocación de marcadores pélvicos y marcadores a nivel de las apófisis espinosas vertebrales. Para la correcta visualización de estos marcadores, es preciso que la persona que se somete a la prueba, mantenga una posición erguida sin ningún tipo de soporte externo, cosa de difícil o imposible

consecución en pacientes con daño cerebral que presentan trastornos posturales y de control de tronco.

Evolución de los modelos biomecánicos de la extremidad superior

El análisis biomecánico de la extremidad superior a nivel hospitalario nace a finales de los años 90 con la necesidad de evaluar el movimiento de propulsión en la silla de ruedas y mejorar así sus diseños. El primer estudio identificado es del grupo de Rudins y col que presentaron, un modelo biomecánico del codo para comparar dos técnicas de propulsión diferentes (92). Un año después, Boninger y col replicaron dicho estudio incluyendo el movimiento del hombro en su modelo (93) además de parámetros como la aceleración y la eficiencia (94).

Ya en el año 2000, Cirstea y Levin utilizaron por primera vez un sistema de análisis 3D para la evaluación del movimiento de alcance de un objeto (2). Para ello, usaron un sistema de análisis del movimiento mediante marcadores activos situados en la muñeca, codo, hombro y tronco del paciente. Este trabajo permitió correlacionar por primera vez la valoración biomecánica con una escala clínica validada (Fugl Meyer Test) y evidenciar la validez de la prueba. Además, permitió objetivar la disminución de la velocidad, precisión y alteraciones de la coordinación intra-articular en pacientes con ictus (2).

Dos años después, el mismo grupo publicó un trabajo centrado en el estudio del movimiento de tronco en las actividades de alcance de la extremidad superior mejorando la metodología del estudio anterior e incluyendo de nuevo el análisis biomecánico de la extremidad superior (95). En paralelo, aparecieron los primeros trabajos realizados por el grupo de la Universidad de British Columbia (Canadá) que remarcan la necesidad de generar modelos biomecánicos multi-articulares orientados a movimientos naturales para entender los mecanismos fisiológicos de la planificación motora en pacientes con daño cerebral y caracterizar el patrón de recuperación (96)

En el año 2003, se publicó una mejora del modelo de Cirstea y Levin que permitió cuantificar la orientación de la mano mediante 4 sensores electromagnéticos (97). Tres años después, la Universidad de Milwaukee desarrolló un modelo tridimensional completo de hombro y codo enfocado a pacientes con ictus (98) que permitió evaluar de forma precisa el movimiento de la extremidad superior y se discutió su utilización en el ámbito de la planificación de terapias rehabilitadoras.

A partir de este momento, la utilización de las técnicas de análisis biomecánico para la medida objetiva de los resultados de un proceso rehabilitador aumenta. Primero apareció un estudio comparativo del movimiento de alcance versus agarre en pacientes con hemiparesia. Este trabajo analizaba algunas características del movimiento como velocidad, eficiencia del movimiento y la trayectoria del extremo distal pero no recogía datos angulares sobre la ejecución (99). La universidad de Ontario también publicó su propio modelo aplicado a la evaluación de la terapia

asistida por robots de la extremidad superior (100). Poco después se demostraba la sensibilidad del análisis cinemático de la extremidad superior para evaluar cambios en la EESS después de tratamiento mediante Constraint Movement Therapy (101) o práctica mental (102) pero la mayoría de trabajos todavía no incorporan medidas angulares y se conforman con el tratamiento de datos de velocidad, desaceleración o rangos máximos (103)(104).

El grupo de la universidad de Chicago mostró por primera vez cambios angulares a largo plazo (12 meses) durante la recuperación motora de pacientes con ictus (105)(106). Al mismo tiempo, en California reportaron las propiedades psicométricas del análisis cinemático de la extremidad superior (107). En su trabajo muestran también las limitaciones en la aplicación de este tipo de herramienta ya que la falta de consenso en las tareas evaluadas, la falta de datos de normalidad que permitan su comparación y los diferentes métodos de cálculo de las variables limitan la comparación de estudios y dificultan el diseño experimental.

Pese a las limitaciones mostradas por el grupo de la Universidad de California, el análisis cinemático continuó en auge y en año 2009 se publica un estudio comparativo entre terapia ASAP (accelerated skill acquisition program) y convencional. En este estudio se muestra cómo el análisis cinemático es útil y válido para evaluar programas de rehabilitación que promueven mejoras en la calidad del movimiento ya que las escalas actuales tienen poca sensibilidad a este tipo de cambios. Además, presentaron un método de reducción de datos basado en análisis de componentes principales que es útil para disminuir el número de variables a tener en cuenta cuando realizamos análisis cinemático o EMG (108).

El análisis cinemático de la extremidad superior ha sido utilizado también para evaluar cambios motores tras la aplicación de estimulación magnética transcraneal (109), el análisis del movimiento de propulsión de la silla de ruedas (110) en adultos y niños (111) con lesión medular (112) que también se utiliza como herramienta de feedback para el entrenamiento (113), los efectos de la toxina botulínica sobre el movimiento de la extremidad superior (114)(115), el entrenamiento con compensación gravitatoria (116) y otras aplicaciones del campo de la neurorehabilitación (117) pero en estos momentos, los parámetros utilizados continúan centrados en la trayectoria distal de la extremidad superior, la velocidad del segmento distal o variables derivadas de la aceleración como el jerk para obtener datos de suavidad.

Aunque estos parámetros son prometedores, sigue faltando un modelo que permita obtener los parámetros angulares del movimiento de toda la extremidad superior a la vez que se obtienen los datos anteriormente citados.

El primer modelo basado en actividades de la vida diaria se publicó en el año 2011 y se estudiaba el movimiento de beber de un vaso en una muestra de 19 personas con ictus y 19 controles. Se observaron diferencias significativas entre ambos grupos y también se correlacionó con el valor

de la escala Fugl Meyer (119). Este hecho ha contribuido a la aparición de numerosos estudios que analizan esta tarea tanto en pacientes con ictus (120) (121) (122) como en otras patologías de origen neurológico como parálisis cerebral infantil (36) pero sin llegar a un consenso sobre el modelo biomecánico a utilizar.

Ante la falta de consenso y la dificultad de comparar datos obtenidos en diferentes estudios, se realizó un estudio correlacionando los valores obtenidos mediante análisis cinemático de tronco, hombro (flexión y abd) y codo con la escala Fugl Meyer remarcando la justificación del análisis cinemático para obtener datos del patrón de movimiento que no se cuantifican mediante los tests actuales (123).

Al mismo tiempo, se continuaron usando las tecnologías de análisis del movimiento para realizar estudios de articulaciones aisladas y mejorar la comprensión de la técnica como el publicado por Lang y col donde analizan el papel de la escápula y el húmero en el movimiento de la extremidad superior de pacientes con ictus (124) o el publicado por Kadivar y col donde tan sólo exploran la trayectoria del extremo distal (125). Además, se realizaron trabajos de fiabilidad de las medidas con independencia del explorador con desviaciones estándar entre días bajas para la mayoría de las variables (126).

Los modelos integrados de hombro y codo van ganando terreno como el presentado por Krabben y col donde comparan la ejecución de movimiento circulares en pacientes con ictus y sanos observando mayor impacto de movimientos sinérgicos en pacientes (127) o el de la universidad de Montpellier (128) que analiza el gesto de alcance y remarcan la elevada sensibilidad y fiabilidad de la valoración cinemática en pacientes con ictus agudo pero continúan prevalenciando los modelos uni-articulares y con movimientos analíticos (129)(130)

Ante la dificultad de consenso y la creciente aplicación de los modelos biomecánicos en el ámbito de la traumatología y la valoración del daño corporal, la ISB publicó una guía sobre la creación de modelos (91) pero continúan apareciendo modelos propios en numerosos trabajos que se adaptan mejor a las condiciones propias de cada estudio.

Las mayores limitaciones del modelo propuesto por la ISB son la necesidad de trabajar con sistemas con un mínimo de 6 cámaras, la elevada tasa de oclusión de marcadores y la falta de datos normativos, que obliga a trabajar con muestras elevadas de grupo control en cada estudio. Además, se detectó la necesidad de evaluar movimientos representativos de la vida diaria pero no existe consenso en cuáles son las actividades más relevantes y la necesidad de realizar evaluaciones bimanuales (118).

Estos hechos, han conducido a la elaboración de un nuevo modelo biomecánico que reduzca la tasa de oclusión de marcadores y facilite la interpretación clínica de los datos obtenidos en las

capturas a través de la comparación con datos de normalidad.

El interés de esta tesis se centra en el análisis de movimientos complejos, que simulen actividades de vida diaria, ya que se consideran representativos de la funcionalidad de los pacientes con daño cerebral y por lo tanto, encontrábamos problemas importantes de pérdida de calidad de la captura con el uso del modelo standard.

“ El investigador que no sabe lo que está buscando,
no comprenderá lo que encuentra. (Claude Bernard)

2

Hipótesis y objetivos

2 HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

2.1 HIPÓTESIS DE INVESTIGACIÓN

Hipótesis principal:

La comparación de datos biomecánicos de la extremidad superior entre pacientes con daño cerebral adquirido y personas sanas permite obtener un valor objetivo del grado de disfunción de dicha extremidad.

Se ha dividido en 6 líneas de investigación que serán contrastadas en este trabajo:

H1: La creación de un nuevo modelo biomecánico de la extremidad superior permitiría reducir la tasa de oclusión de marcadores.

H2: Con el nuevo modelo biomecánico, sería posible generar datos biomecánicos de normalidad de la extremidad superior en personas sanas durante la realización de 6 actividades estandarizadas de vida diaria.

H3: Las personas sanas tendrían patrones de movimiento simétricos entre la extremidad superior dominante y la no-dominante.

H4: El modelo biomecánico propuesto poseería una buena correlación con el modelo standard.

H5: El modelo biomecánico propuesto poseería una buena correlación con las escalas clínicas actuales (Fugl Meyer) en pacientes con daño cerebral adquirido.

H6: El análisis biomecánico de la extremidad superior propuesto sería utilizable en pacientes con daño cerebral adquirido para obtener un valor objetivo del grado de disfunción de las extremidades superiores.

2.2 OBJETIVOS

El objetivo principal de esta tesis doctoral es:

Desarrollar un modelo biomecánico basado en tecnología de captura de movimiento capaz de proporcionar medidas más precisas sobre la recuperación motora de la extremidad superior en pacientes con Ictus.

Los objetivos específicos se listan a continuación:

1. Desarrollar un modelo biomecánico con un índice de oclusión de marcadores un 50% inferior al que presentan los modelos actuales.
2. Desarrollar datos de referencia en personas sanas que sirvan como base para la comparación de los datos clínicos.
3. Demostrar la simetría en el patrón de movimiento entre la extremidad dominante y no dominante en personas sanas.
4. Validar la fiabilidad del modelo en comparación con modelos basados en ISB.
5. Validar la usabilidad del modelo en una población con daño cerebral adquirido.
6. Demostrar la correlación del modelo biomecánico con escalas clínicas de la extremidad superior.

3

Pacientes,
material y
métodos

3 PACIENTES, MATERIAL Y MÉTODOS

Esta tesis doctoral se divide en tres trabajos:

1. Obtención de datos biomecánicos de la extremidad superior durante actividades de vida diaria en personas sanas
2. Comparación con modelo standard internacional ISB
3. Aplicación en el campo de la neurorehabilitación

Estos estudios han sido aprobado por el Comité de Ética Asistencial del Institut Guttmann.

Cada uno de ellos se detalla en un apartado propio de esta sección de forma independiente.

3.1 TRABAJO 1: OBTENCIÓN DE DATOS BIOMECÁNICOS DE LA EXTREMIDAD SUPERIOR DURANTE ACTIVIDADES DE VIDA DIARIA EN PERSONAS SANAS

En este trabajo se ha procedido al desarrollo de un modelo biomecánico simplificado, basado en los requisitos de los pacientes con daño cerebral adquirido. Una vez desarrollado el modelo, se han realizado 523 capturas biomecánicas en un total de 78 personas sanas para obtener datos de normalidad de 6 actividades estandarizadas de vida diaria. La figura 31 muestra el proceso de captura de forma esquemática.



Figura 31. Diagrama flujo del trabajo 1: Obtención de datos biomecánicos de la extremidad superior durante actividades de vida diaria en personas sanas.

3.1.1 MATERIAL

Se ha utilizado un sistema de captura de movimiento BTS SMART_D (BTS, Italia) compuesto por seis cámaras de infrarrojo y dos cámaras vídeo sincronizadas. La frecuencia de muestreo de los datos es de 140Hz. Según las especificaciones técnicas del sistema el error propio es menor a 0.2mm. Durante las calibraciones se alcanzaron valores de error menores a 0.5mm en todas las capturas. Se han utilizado 14 marcadores reflectantes de 1 cm diámetro, unidos a la piel del sujeto mediante adhesivo hipo-alérgico de doble cara sobre los puntos anatómicos predefinidos en el modelo biomecánico (cabeza, tronco y extremidades superiores).

Para la reconstrucción de los escenarios de las tareas se utilizó:

- Mesa de 20x20cm de madera, de altura regulable, con base amplia para facilitar la estabilidad ante contactos ocasionales del paciente contra ella.
- Vaso plástico rígido de 170ml capacidad
- Jarra convencional de cristal con capacidad para 1,5l
- Adaptación modular con diferentes compartimentos para tarea libro, botella y llave con un estante a 30cm altura y un orificio para la introducción de la llave a 20cm altura.
- Botella de plástico convencional de 330ml
- Libro cartón de 25x15cm

- Barra horizontal de 2m longitud situada a 150cm del suelo.
- Percha convencional plástico.

3.1.2 PARTICIPANTES

Han participado un total de 78 personas que cumplían con los siguientes criterios de inclusión:

- Participación voluntaria en el estudio
- Sin patologías objetivables en el momento del estudio
- Dominancia manual derecha
- Ausencia de dolor o problemas médicos en la extremidad superior en los últimos dos años.
- Edad entre 18 y 65 años

No todos los participantes realizaron todas las tareas del estudio pero se ha establecido un número mínimo de 40 participantes en cada tarea. Este valor se considera representativo de la población normal en este tipo de estudios para garantizar la calidad de los resultados (137).

La tabla 2 detalla las características de la muestra para cada tarea.

	Edad Media \pm ds	Sexo Hombre : Mujer	Long. brazo (m) Media \pm ds	Altura (m) Media \pm ds	Peso (Kg) Media \pm ds
Vaso (n= 40)	37,97 \pm 12,44	22 : 18	0,60 \pm 0,05	1,70 \pm 0,10	73,85 \pm 14,54
Botella (n= 40)	30,45 \pm 5,25	17 : 23	0,61 \pm 0,04	1,68 \pm 0,09	69,04 \pm 15,11
Libro (n= 41)	30,52 \pm 5,20	17 : 24	0,61 \pm 0,03	1,68 \pm 0,10	68,60 \pm 15,13
Jarra (n= 40)	29,91 \pm 5,93	20 : 20	0,59 \pm 0,04	1,72 \pm 0,10	74,66 \pm 16,59
Llave (n= 41)	30,51 \pm 5,22	16 : 25	0,62 \pm 0,04	1,69 \pm 0,11	69,53 \pm 13,48
Percha (n= 41)	36,98 \pm 10,80	22 : 19	0,61 \pm 0,05	1,68 \pm 0,11	73,08 \pm 17,60

Tabla 2 Datos descriptivos muestra

3.1.3 MODELO BIOMECÁNICO

El modelo biomecánico se ha desarrollado partiendo de la base del modelo publicado por el profesor Rab y colaboradores en 2004 (138). Es un modelo de 10 segmentos con 18 marcadores, preparado para la captura simultánea de ambas extremidades, con marcadores en los centros articulares. Se ha procedido a la eliminación de los 2 marcadores pélvicos, eliminación del marcador sacro y eliminación del marcador cervical posterior para reducir de forma notable la oclusión de marcadores y se han modificado de los marcadores situados en la cabeza para permitir la correcta alineación de los ejes de coordenadas de este segmento. En los apartados siguientes se detalla la construcción del modelo desarrollado en esta tesis.

Marcadores

El nuevo modelo biomecánico posee 14 marcadores situados en los siguientes puntos anatómicos:

- Nasion
- Hueso malar (bilateral)
- Escotadura yugular
- Acromion (bilateral)
- Olécranon (bilateral)
- Estiloides radial (bilateral)
- Estioides cubital (bilateral)
- Cabeza tercer metatarsiano (bilateral)

La figura 32 muestra la ubicación de los marcadores del modelo desarrollado.

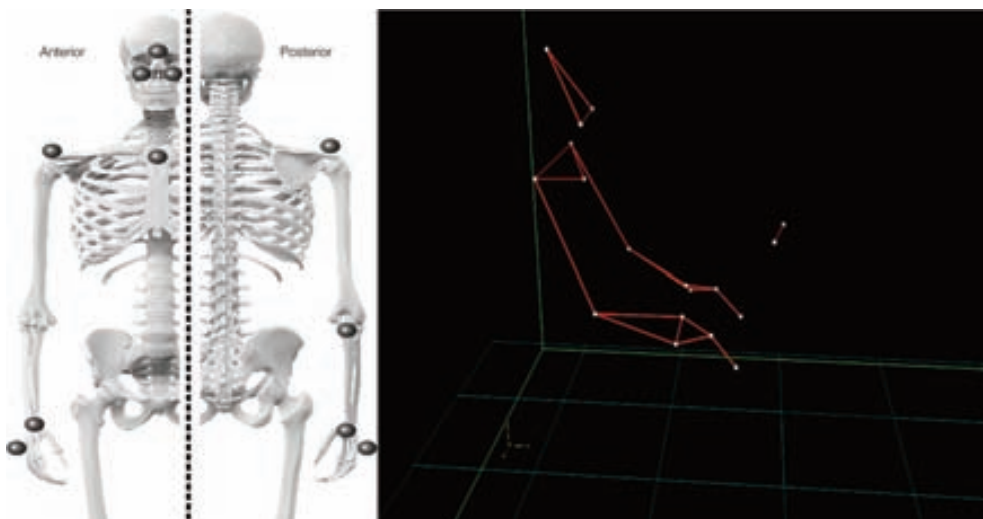


Figura 32. Representación gráfica de la colocación de marcadores del modelo desarrollado en esta tesis.

Segmentos

El modelo desarrollado se compone de 5 segmentos:

- Cabeza: entendida como un segmento creado a partir de los tres marcadores faciales y que permite monitorizar la rotación de cabeza y cuello y estudiar movimientos de seguimiento de la mano u objeto. Su segmento de referencia es el torso.
- Torso: entendido como la proyección del marcador situado en escotadura yugular en dirección al suelo y la proyección de los marcadores de acromion perpendicular a la primera. Su segmento de referencia es el laboratorio.

- Brazo: Creado a partir del marcador centro articular del hombro. Su eje principal es la proyección entre el marcador centro humeral y el de olecranon. Se referencia al segmento torso.
- Antebrazo: Construido a partir de la proyección de un marcador virtual en el centro de la muñeca (punto medio estiloides) y un marcador centro articular generado a partir del olecranon y medidas antropométricas del codo. Su referencia es el brazo.
- Mano: Generada como un segmento rígido a partir de los marcadores situados en apófisis estiloides y marcador en tercer metatarso.

Ejes coordenadas y secuencias de rotación

EJE COORDENADAS GLOBAL

Al no tratarse de movimientos analíticos sino globales, no siempre existe un eje de movimiento principal. Con el fin de obtener un único eje de coordenadas válido para las 6 tareas planteadas en este estudio se ha establecido el eje X como el eje anteroposterior al sujeto, con su sentido positivo (+) mirando al frente. El eje Y se ha establecido como el eje normal al suelo. El eje Z se ha definido como un eje perpendicular a ambos.

Este sistema de coordenadas respeta la convención ISB sobre ejes de coordenadas global (90)(91).

Los ejes de coordenadas locales se han definido siguiendo las recomendaciones de Slavens y col (139) y se describen a continuación:

Ejes coordenadas hombro

Origen: Centro articular del hombro, creado a partir de marcador acromion

X= Vector entre acromion derecho y acromion izquierdo

Z = Producto de vector Xhombro*Eje Y Global

Y= Producto X*Z

Eje coordenadas codo:

Origen: Centro articular codo, creado a partir de marcador olecranon

X= Vector entre origen y centro muñeca (0,5*(distancia estiloides radial-estiloides cubital)

Z= Vector entre origen y acromion

Y = producto X*Z

Eje coordenadas muñeca:

Origen: centro muñeca (0,5*(distancia estiloides radial-estiloides cubital)

X= vector entre centro muñeca y marcador tercer metacarpo

Z= vector entre centro muñeca y centro codo

Y= X*Z

SECUENCIAS DE ROTACIÓN

Se han utilizado las siguientes secuencias de rotación para la obtención de los valores angulares:

Flexión: XYZ

Rotación: ZYX

Abducción: YZX

3.1.4 DEFINICIÓN VARIABLES

Para este trabajo se han definido las siguientes variables:

Nombre	Definición variable
Duración tarea	Tiempo en segundos entre el inicio y el fin de la tarea $t_{\text{final}} - t_{\text{inicial}}$
Longitud de trazo	Longitud en m de la trayectoria seguida por el objeto mediante un marcador situado en él.
Longitud húmero	Distancia en cm entre acromion y epicóndilo con el codo a 90°
Longitud de radio	Distancia en cm entre epicóndilo y punto medio entre estiloides radial y cubital con el codo a 90°
Longitud brazo	Distancia en cm entre acromion y cabeza tercer metacarpo con codo extensión

Tabla 3. Definición variables estudio.

3.1.5 TAREAS

Debido al elevado número de tareas que puede realizar la extremidad superior, se ha seleccionado un total de 6 acciones que se consideran representativas de las actividades de vida diaria (AVD) e incluyen el mayor número de patrones funcionales posible.

La selección se ha realizado por consenso entre un grupo de terapeutas ocupacionales y fisioterapeutas expertos en rehabilitación del daño cerebral adquirido del Institut Guttmann.

TAREA VASO

El sujeto se sitúa en sedestación frente a una mesa de 20x20cm de superficie a la altura del codo. En el centro de la mesa se sitúa un vaso de plástico rígido opaco de 170ml de capacidad. Se solicita al sujeto que coja el vaso con la mano derecha imitando el gesto de beber, lo deje sobre la mesa y repita el ejercicio con la mano izquierda de forma inmediata.

TAREA JARRA

Para la realización de esta tarea se utiliza el mismo escenario que para la tarea vaso. Se añade una jarra de cristal de 1,5l de capacidad con 150ml de agua en su interior. La distribución de la jarra y el vaso sobre la mesa se indica mediante pegatinas rojas en la superficie para asegurar su repetitividad. Los dos objetos se sitúan en diagonal entre sí. Se solicita al sujeto que coja la jarra, vierta todo el líquido en el vaso y la deje de nuevo en la posición inicial.

TAREA BOTELLA-ESTANTE

Para la realización de esta tarea se ha utilizado una mesa de 75x50cm con un módulo que incluye un estante a 25 cm de altura (figura 33). El sujeto se coloca en sedestación frente la mesa. Para la realización de la tarea se coloca una botella de plástico de 330ml vacía en el centro del estante (indicado por una marca roja) y se pide al sujeto que lo traslade hasta la esquina derecha de la mesa (indicado por una segunda marca roja).

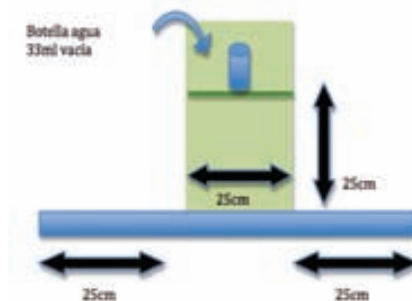


Figura 33. Descripción escenario tarea botella-estante

TAREA LIBRO-ESTANTE

Para la realización de esta tarea se ha utilizado el mismo escenario que en la tarea botella-estante. Se ha sustituido la botella por un libro de cartón de 15x21cm (figura 34) situado en la esquina derecha de la mesa (indicado por una marca roja) y se pide al sujeto que lo traslade hasta el extremo izquierdo del estante.

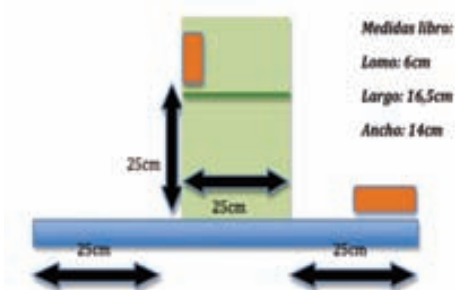


Figura 34. Descripción escenario tarea libro-estante.

TAREA LLAVE

Para la realización de esta tarea se ha utilizado el mismo escenario que en las tareas botella y libro. En el centro del módulo, a 20cm de altura sobre la mesa, existe una cerradura con una llave con agarre adaptado de 1.5cm de diámetro. Se solicita al sujeto que alcance la llave y la gire 180° en el sentido de las agujas del reloj.

TAREA PERCHA

Para la realización de esta tarea se ha utilizado un escenario que simula la barra de un armario de altura adaptada. El sujeto se encuentra en sedestación frente una estructura de PVC con una barra horizontal a 130cm de altura. A 10cm del extremo de la barra se coloca una percha de plástico convencional. Se solicita al sujeto que coja la percha y la coloque sobre sus piernas. Se hace una demostración para que comprenda la posición final deseada.



Figura 35. Representación de las 6 tareas incluidas en este estudio. En la fila superior, de izquierda a derecha encontramos: tarea botella, tarea jarra, tarea llave. En la fila inferior, de izquierda a derecha, encontramos: tarea libro, tarea vaso y tarea percha.

En la tabla 4 se resumen las tareas y su sub-división en fases para facilitar el análisis. Para el proceso de división de la tarea en fases se han definido eventos.

Nombre	Descripción	Set up	Eventos
Vaso	Beber de un vaso rígido de plástico y posarlo sobre la mesa	Sujeto sentado frente a una mesa 20x20cm. Vaso rígido plástico colocado en el centro de la mesa. Se solicita que imite el gesto de beber y coloque el vaso de nuevo en su posición inicial.	1. Inicio 2. Vaso contacta labio 3. Fin
Botella	Mover una botella de agua de un estante a la mesa	Sujeto sentado frente a una mesa de 75x50cm con un estante a 30cm altura en el centro. Se sitúa una botella de plástico convencional (330ml). Un punto rojo en la esquina derecha e izquierda de la mesa indica donde debe colocarse la botella. Se solicita al sujeto que coja la botella y la sitúe sobre el punto rojo correspondiente a la mano que realiza la tarea.	1. Inicio 2. Agarre botella 3. Dejar botella 4. Fin
Libro	Mover un libro de la mesa a un estante	Utilizando el set up descrito en la tarea botella. Se coloca un libro de cartón en la esquina derecha/izquierda de la mesa- Se solicita al sujeto que coloque el libro en posición vertical en el estante.	1. Inicio 2. Agarrar libro 3. Dejar libro 4. Fin
Jarra	Servir 150 ml. de agua desde una jarra	Sujeto sentado frente a una mesa de 20x20cm, se sitúa un vaso plástico rígido en al esquina inferior izquierda. Se coloca una jarra con 150 ml. agua en la esquina superior derecha. Se solicita que llene el vaso de agua y deje la jarra de nuevo en su sitio inicial (sobre punto rojo).	1. Inicio 2. Agarrar jarra 3. Inicio servir agua 4. Fin servir agua 5. Dejar jarra 6. Fin
Llave	Girar una llave en el sentido agujas reloj	Utilizando el set up descrito en tarea botella, se coloca una llave en la estructura modular a 20cm de altura sobre la mesa. Se pide que gire la llave 180° en el sentido de las agujas del reloj.	1. Inicio 2. Alcance llave 3. Giro máximo 4. Fin
Percha	Descolgar una percha de una barra elevada	Sujeto sentado frente a una barra horizontal de 200cm largo, elevada 150cm sobre el suelo. La percha se sitúa en el extremo derecho, al alcance de la mano del paciente. Se solicita que descuelgue la percha y la coloque sobre sus piernas.	1. Inicio 2. Alcance percha 3. Fin

Tabla 4. Descripción tareas.

3.1.6 ANÁLISIS DATOS

El análisis de datos de este trabajo se divide en dos apartados: creación de bandas de normalidad y estudio de simetría en personas sanas.

CREACIÓN DE BANDAS DE NORMALIDAD

Cada sesión de un sujeto incluyó dos repeticiones de una AVD. La primera repetición se utilizó para familiarizar al sujeto con la prueba y los datos se descartaron para el análisis. Los datos de las tareas corresponden siempre a la extremidad superior derecha (a excepción de aquellos datos de la tarea vaso donde se especifique lo contrario).

Las trayectorias de los marcadores fueron procesadas con un filtrado paso bajo de 4Hz para eliminar artefactos de la señal siguiendo el procedimiento recomendado por Castellato y col (140). Este procedimiento se ha realizado mediante el software Matlab ® r2009a.

Los datos obtenidos han sido normalizados en tiempo (0-100%) para permitir la comparación entre diferentes sujetos. Los eventos de cada AVD se identificaron de forma manual con el soporte de la grabación en vídeo sincronizada.

Para el cálculo del valor promedio de la banda de normalidad, se procedió al cómputo del promedio de todos los sujetos que la conforman en cada instante de tiempo. Del mismo modo, se calculó el valor de la desviación standard en cada punto. Este valor se sumó y restó al valor promedio para obtener los límites superior e inferior de la banda de normalidad. Este proceso se repitió para cada grado de libertad en todas las tareas.

Por último, se calcularon los valores promedio, desviación standard, mínimo y máximo de cada banda de normalidad. Además, se calcularon parámetros temporo-espaciales propios de cada tarea que sintetizan la duración y longitud de trazo.

ESTUDIO DE SIMETRÍA

Para este estudio se utilizaron los datos de normalidad de 40 sujetos durante la tarea vaso. El procesado de datos se ha realizado con el programa Matlab2009r y el análisis estadístico de los datos con el programa SPSS (v16).

En una primera fase se analizaron los parámetros temporoespaciales. Se calcularon los valores promedio, máximo y mínimo para cada grado de libertad en la extremidad superior derecha e izquierda de forma independiente.

Tras aplicar test Kolmogorov-Smirnof se rechazó la normalidad de los datos obtenidos y se procedió al uso del Wilcoxon Single Rank Test para analizar si existen diferencias entre la ejecución de la actividad con la extremidad superior dominante o no-dominante.

En una segunda fase, se realizó un estudio cualitativo mediante correlación cruzada entre los datos individuales de la tarea vaso normalizados con la extremidad superior derecha e izquierda para el estudio de la morfología de la señal.

3.2 TRABAJO 2:

COMPARACIÓN CON MODELO STANDARD INTERNACIONAL ISB

3.2.1 MATERIAL

Se ha utilizado el sistema de captura descrito en el trabajo 1.

Se han utilizado dos sets de marcadores reflectantes de 1cm diámetro, unidos a la piel del sujeto mediante adhesivo hipo-alérgico de doble cara situados según la definición del modelo biomecánico propuesto en esta tesis y el modelo biomecánico recomendado por la ISB.

En total se utilizaron 29 marcadores correspondientes a la extremidad superior izquierda; 19 marcadores pertenecen al modelo ISB, 6 marcadores pertenecen al modelo de esta tesis y 4 marcadores se utilizan de forma conjunta por ambos modelos.

3.2.2 PARTICIPANTES

Las capturas se han realizado en un sujeto sano, mujer, de 31 años edad que ha participado de forma voluntaria en este estudio. En el momento del estudio no reporta ninguna enfermedad, y confirma no haber padecido dolor, traumatismos o enfermedades que afecten a la extremidad superior anteriormente.

3.2.3 MODELO BIOMECÁNICO ISB

El modelo biomecánico ISB se ha desarrollado siguiendo las recomendaciones publicadas por Wu y col (90).

Se ha utilizado una estrategia mixta de colocación de marcadores, que combina marcadores situados en el centro articular y conjunto de clústeres en el centro de los segmentos como se muestra en la figura 36.

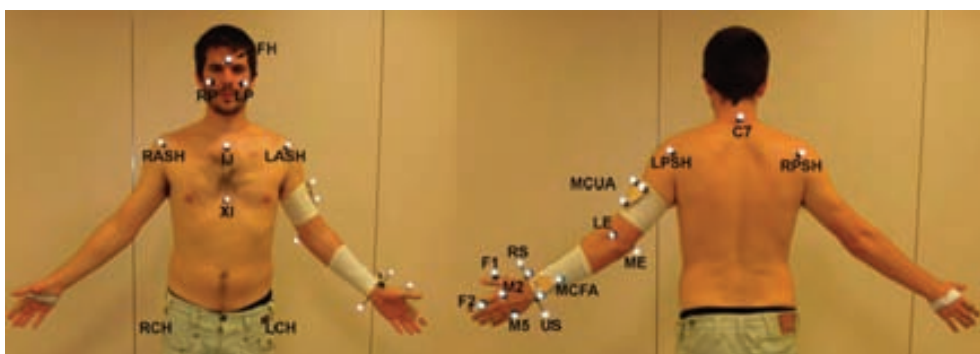


Figura 36. Representación gráfica de la colocación de marcadores en el modelo ISB

Este modelo utiliza 23 marcadores reflectantes colocados sobre el sujeto mediante adhesivo hipoalergénico, malla tubular elástica y cinchas de goma. En la tabla 5 se describe la localización anatómica de cada uno de los marcadores y su acrónimo correspondiente para facilitar la identificación en la figura 36.

Acrónimo	Localización Anatómica
FH	Nasion
RP / LP	Malar Derecho / malar izquierdo
IJ	Escotadura Yugular
XI	Apófisis xifoides
C7	Espinosa de la vértebra C7
RASH / LASH	Cara anterior acromion derecho / izquierdo
RPSH / LPSH	Cara posterior acromion derecho / izquierdo
MQUA	Clúster lateral brazo
LE / ME	Epicondilo lateral / medial codo
RS / US	Estiloides radial / cubital
M2 / M5	2ª / 5ª articulación metacarpofalángica
F1 / F2	Falange proximal 1er y 2º dedo
RCH / LCH	Proyección del trocánter derecho / izquierdo

Tabla 5 Descripción de la colocación marcadores modelo ISB

El epicóndilo medial del codo y los marcadores anteriores acromiales se eliminan en las capturas dinámicas para disminuir los problemas de oclusión de marcadores. Esta modificación ha sido estudiada y publicada por (141)(142).

Se ha definido los segmentos del tórax, abdomen, cabeza, clavícula derecha, clavícula izquierda, brazo, antebrazo, palma mano, pulgar y dedos de la extremidad superior izquierda siguiendo las recomendaciones de la ISB. Los ejes de rotación se adaptan a los recomendados por ISB y se sitúan en el centro de la articulación esternoclavicular, hombro, codo, muñeca y metacarpofalángica.

3.2.4 TAREAS

Se realizaron un total de 92 capturas en diferentes posiciones tanto estáticas como dinámicas: Se procedió a la captura de 2 repeticiones de cada movimiento para garantizar la disponibilidad de los datos en caso de algún fallo técnico. Sólo la primera repetición se utilizó para el análisis. Las posiciones se resumen en la tabla 6.

ESTÁTICAS	DINÁMICAS
Abducción 45° hombro	Abducción horizontal hombro
Abducción horizontal 45° hombro	Abducción horizontal 45° hombro
Abducción horizontal 90° hombro	Abducción horizontal 90° hombro
Abducción horizontal 90° hombro	Abducción vertical 90°
Inclinación radial	Beber vaso
Inclinación cubital	Botella/estante
Flexión 90° hombro	Inclinación radial
Flexión 45° hombro	Inclinación cubital
Flexión 45° hombro	Diagonal extensora
Flexión codo 90°	Diagonal flexora
Flexión dedos	Flexión 90°
Flexión horizontal codo	Flexión 45°
Flexión horizontal codo pronación	Flexión muñeca
Flexión pulgar	Flexión codo 90°
Flexión vertical codo	Flexión dedos
Oposición pulgar	Flexión horizontal codo
Pinza pulgar	Flexión horizontal codo pronación
Pronación	Flexión pulgar
Rotación externa	Flexión vertical codo
Rotación interna	Libro-estante
Rotación neutra	Oposición pulgar
Supinación	Pinza pulgar
	Pronosupinación
	Rotación hombro

Tabla 6. Capturas realizadas para la comparación de dos modelos biomecánicos.

3.2.5 PROCEDIMIENTO

Se ha procedido al correregistro de movimiento con dos modelos biomecánicos (tal como muestra la figura 37).

Preparación paciente: Se han colocado los kit de marcadores de ambos modelos sobre el participante del estudio.

Realización capturas: Se ha procedido a la realización de 95 capturas de movimientos analíticos, tanto estáticos como dinámicos.

Seguimiento o “tracking” de marcadores: El seguimiento e identificación de marcadores se ha realizado con el programa BTS Smart tracking. Cada captura ha sido procesada dos veces, una para cada modelo, para adaptar la identificación de marcadores. Se han extraído dos ficheros .c3d de cada captura, con los marcadores correspondientes a cada modelo.

Análisis datos biomecánicos: Se han utilizado los ficheros .c3d como input para el análisis de datos de ambos marcadores. Los datos del modelo propuesto en esta tesis se han analizado con el programa BTS Smart Analyzer. Los datos del modelo basado en ISB se han procesado mediante el programa Kwon3D v2012 de licencia libre. Los parámetros angulares y temporoespaciales se han extraído en ficheros independientes para cada variable.



Figura 37. Diagrama de flujo del procedimiento del trabajo 2. Procedimiento del estudio comparativo con el modelo ISB.

3.2.6 ANÁLISIS DE DATOS

Una vez obtenidos los datos temporoespaciales y angulares de cada modelo biomecánico se ha procedido a dos tipos de análisis: estudio de oclusión de marcadores y estudio de correlación entre ambos modelos.

ESTUDIO DE OCLUSIÓN DE MARCADORES

Para este análisis se han utilizado los 184 ficheros c3d y se ha realizado un análisis visual de la trayectoria de cada marcador. Se considera una pérdida de marcador cuando al menos 1 marcador se ocluye durante toda la captura, cuando ocurre al menos 1 salto de posición o

cuando la trayectoria de dos marcadores se confunde. Se ha realizado una comparación cuantitativa del número de oclusiones. Finalmente, se ha procedido al cálculo de capturas con al menos 1 oclusión de marcadores y se han identificado los marcadores problemáticos con cada modelo.

ESTUDIO DE CORRELACIÓN ENTRE AMBOS MODELOS

Para este análisis se han utilizado los parámetros angulares normalizados en tiempo obtenidos con ambos modelos. Se han escogido los datos de dos capturas dinámicas: beber vaso y botella-estante para este análisis. Para la normalización se ha utilizado el programa Matlab 2009r. A continuación, se ha realizado un estudio cualitativo mediante correlación cruzada para cada una de las capturas. Se ha realizado una correlación mediante el programa Matlab r2009 con los datos normalizados en tiempo.

3.3 TRABAJO 3: **APLICACIÓN EN EL CAMPO DE LA NEUROREHABILITACIÓN**

3.3.1 MATERIAL

Se ha utilizado el sistema de captura presentado en el trabajo 1.

Las pruebas de este estudio se han realizado con la tarea vaso, tal y como se detalla en la descripción de las tareas en el trabajo 1 y presentado en el congreso internacional de análisis del movimiento 2010 (143).

3.3.2 PARTICIPANTES

Han participado 8 pacientes con daño cerebral adquirido que ingresaron en el Institut Guttmann para tratamiento y rehabilitación de forma consecutiva con daño cerebral de más de tres meses de evolución en el momento del ingreso con los siguientes criterios de inclusión y exclusión:

Criterios inclusión:

Daño cerebral adquirido de más de tres meses de evolución

Afectación unilateral (hemiparesia), sin afectación ipsilateral a la lesión observable.

Capacidad de sedestación

Puntuación escala Fugl Meyer >12 puntos

Criterios exclusión:

Lesión axonal difusa

Imagen de lesión en ambos hemisferios en TAC o RMN

Lesiones traumáticas o degenerativas en la extremidad superior

Escala Glasgow < 6

Afasia de comprensión

No acepta participar en el estudio

Otros factores que afecten la capacidad de comprensión del paciente

La tabla 7 muestra las características de los participantes:

ID	Edad	Sexo	Etiología	Clasificación lesión (OCSP)	Hemicuerpo afectado	Puntuación Fugl Meyer	Días evolución
P01	22	H	TCE		Izquierdo	21	118
P02	39	H	Ictus	PACI	Izquierdo	22	175
P03	65	M	Ictus	TACH	Izquierdo	52	229
P04	21	H	TCE		Izquierdo	54	404
P05	34	H	TCE		Derecho	52	103
P06	26	H	TCE		Izquierdo	14	130
P07	21	H	Ictus	TACI	Izquierdo	58	98
P08	38	M	Ictus	TACI	Izquierdo	41	111
PROMEDIO	33,25	6:2	4:4		7:1	39,25	171
DS	14,85					17,58	104

Tabla 7.

Datos descriptivos de la muestra. TCE = traumatismo craneo-encefálico OCSP = Oxford Community Stroke Project Clasification.

3.3.3 PROCEDIMIENTO

El procedimiento para este trabajo se resume en la figura 38.

La identificación de candidatos se realizó mediante la comprobación de las listas de ingresos para tratamiento y rehabilitación entre septiembre y diciembre de 2009. Se revisó la historia clínica para comprobar aquellos pacientes que cumplieran los criterios de inclusión y exclusión y se mantuvo entrevista explicativa con los candidatos para explicar el estudio y su funcionamiento.

Se entregó documento de consentimiento informado a los participantes y en caso de aceptar, se les citó para la exploración de la extremidad superior y la realización de la captura biomecánica.

La valoración de la escala Fugl Meyer se realizó por un fisioterapeuta entrenado en el manejo de esta escala y siempre antes del inicio del tratamiento diario (9-10h).

Para la captura biomecánica, se tuvo especial cuidado en conseguir una correcta sedestación, colocando soportes externos tanto a nivel posterior como lateral de tronco para aquellos pacientes que lo precisaban. En algunos casos, se realizó la prueba en la propia silla del paciente para garantizar el mejor ajuste de sedestación.

Se ajustó la altura de la mesa de manera que la superficie donde apoya el vaso, quedase a la altura del codo del paciente y totalmente centrado en la línea media. Se colocaron los marcadores adhesivos tal y como estaba establecido en el modelo biomecánico desarrollado en esta tesis.

Se explicó al paciente la tarea y se realizaron dos repeticiones de prueba con el fin de hacerle sentir cómodo con los marcadores y garantizar la buena comprensión de la tarea. Se hizo especial hincapié en la necesidad de dejar el vaso en su posición con la mano derecha antes de iniciar el movimiento con la mano izquierda.

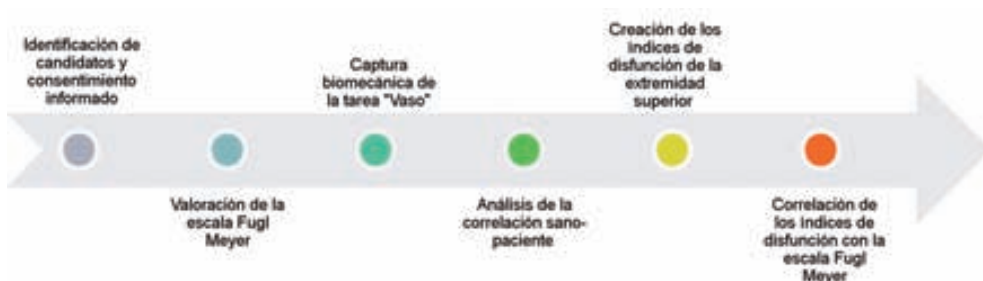


Figura 38. Diagrama de flujo del trabajo 3: correlación del modelo biomecánico con la escala Fugl Meyer.

3.3.4 ANÁLISIS DE DATOS

Se han realizado tres tipos de análisis para este trabajo: correlación de parámetros temporoespaciales con la escala Fugl Meyer, correlación de parámetros angulares con escala Fugl Meyer y desarrollo y correlación de tres índices de disfunción de la extremidad superior.

CORRELACIÓN DE PARÁMETROS TEMPOROESPACIALES

A nivel temporoespacial se han analizado los parámetros de duración, velocidad del objeto y longitud de trazo. Se ha realizado una correlación bivariada (Pearson) entre estos parámetros y la puntuación en la escala Fugl Meyer. Para este análisis se ha utilizado el programa SPSS v17.

CORRELACIÓN DE PARÁMETROS ANGULARES

A nivel angular se ha realizado una correlación cruzada entre los valores promedio de la banda de normalidad y los resultados de cada paciente para cada grado de libertad. Estos cálculos se han realizado mediante el programa Matlab r2009a.

CORRELACIÓN DE ÍNDICES DE DISFUNCIÓN DE LA EXTREMIDAD SUPERIOR CON ESCALA FUGL MEYER

Se ha desarrollado tres índices de disfunción a nivel de las extremidades superiores para obtener un valor objetivo del grado de afectación de la extremidad superior del paciente.

Índice de disfunción extremidad sana: El primer valor es el índice sano que se define como el sumatorio de los índices de correlación de los seis grados de libertad de la extremidad superior no afectada.

Índice de disfunción extremidad afectada: El valor patológico es el sumatorio de los índices de correlación de los seis grados de libertad de la extremidad superior afectada.

Índice global: El índice total es el sumatorio de todos los valores de correlación para cada paciente.

Se ha realizado una correlación bivariada de Pearson mediante el programa SPSS v17 entre cada índice de disfunción y la puntuación en la escala Fugl Meyer.

4

Resultados

4 RESULTADOS

Los resultados de esta tesis doctoral se divide en tres trabajos:

1. Obtención de datos biomecánicos de la extremidad superior durante actividades de vida diaria en personas sanas
2. Comparación con modelo standard internacional ISB
3. Aplicación en el campo de la neurorehabilitación

Cada uno de ellos se detalla en un apartado propio de esta sección de forma independiente tal y como se ha realizado en la sección material y métodos.

4.1 TRABAJO 1: OBTENCIÓN DE DATOS BIOMECÁNICOS DE LA EXTREMIDAD SUPERIOR DURANTE ACTIVIDADES DE VIDA DIARIA EN PERSONAS SANAS

Este trabajo de investigación se divide a su vez de dos apartados de resultados: obtención de la banda de normalidad y estudio de simetría.

Ambos se han realizado de forma íntegra en personas sanas.

4.1.1 OBTENCIÓN BANDA NORMALIDAD

Un total de 78 personas diestras y que cumplían los criterios de inclusión participaron de forma voluntaria en el estudio. Cada AVD se registró en sesiones diferentes. El 73,1% de los participantes (57 sujetos) participaron en más de una sesión, completando al menos, dos tareas.

En total se realizaron 506 registros correctos. Se excluyeron del estudio 17 sesiones por problemas de oclusión de marcadores que limitaban el análisis de datos (3,25%).

PARÁMETROS TEMPORO-ESPACIALES

Se estudió la duración y longitud de trazo de cada tarea. Los resultados pueden observarse en la tabla 8.

Tarea	Longitud trazo (m)			Duración (s)		
	Media±ds	Mínimo	Máximo	Media±ds	Mínimo	Máximo
Vaso	1.12±0.14	0.90	1.45	5.21±1.37	2.77	9.06
Botella	0.66±0.07	0.53	0.98	3.20±0.54	2.06	4.49
Libro	1.03±0.05	0.92	1.15	3.85±0.66	2.47	6.13
Jarra	0.48±0.05	0.39	0.59	7.17±1.14	4.54	10.80
Llave*	-	-	-	3.05±0.48	1.93	4.14
Percha	0.79±0.10	0.59	0.94	3.20±1.05	1.57	5.48

* No hay datos de longitud trazo en la tarea llave debido a que no existe movimiento lineal en la llave y tan sólo rotación.

Tabla 8. Parámetros temporoespaciales de las 6 AVD m= metros s= segundos ds= desviación standard.

La tarea vaso presenta la mayor longitud de trazo seguida de cerca por la tarea libro. Sorprendentemente, durante la tarea botella, donde se solicita al sujeto la trayectoria inversa en la tarea libro, los sujetos realizan una trayectoria unos 40cm más corta. Esto puede explicarse por la dificultad añadida de rotar el libro, que no se produce de forma natural mientras que el movimiento de la botella es mucho más cotidiano. El resultado de longitud de trazo de las seis tareas presenta desviaciones estándar bajas, lo que indica buena coherencia en el patrón entre

sujetos sanos en este parámetro.

En cuanto a la duración de la tarea, la tarea jarra presenta el mayor valor, con más de siete segundos, seguida de la tarea vaso con 5.21 segundos y del resto de tareas con duraciones entre 3 y 4 segundos. Las desviaciones standard de la duración son bajas en todas las tareas a excepción de la tarea vaso y jarra. Al realizar un análisis detallado, observamos que esta desviación corresponde a la fase de “servir” y el tiempo de “vaso en boca” que varía de forma sustancial entre personas y se mantiene estable las fases donde se produce movimiento.

PARÁMETROS ANGULARES

A continuación se muestran los parámetros angulares resumen obtenidos para cada una de las tareas. A nivel general, se observa que ninguna tarea precisa el rango de movimiento completo para la realización de estas AVD, quedando todos los grados de libertad lejos del límite fisiológico de la articulación.

En la tabla 9 podemos observar el valor promedio obtenido y desviación standard para cada uno de los grados de libertad en las tareas. Además, podemos también observar el valor mínimo y máximo que representa los límites de cada grado de libertad en estas actividades.

		Tareas					
DoF		Vaso	Botella	Libro	Jarra	Llave	Percha
FEXH	Media±ds	40.49±8.53	24.42±7.60	29.90±8.70	41.97±16.74	37.93±24.32	31.72±28.71
	Min	21.43	0.41	3.80	1.14	-7.38	-5.80
	Max	55.66	35.13	50.97	64.96	63.77	69.10
ABDH	Media±ds	12.71±5.10	15.81±4.70	13.69±4.70	19.83±8.04	11.22±7.12	37.31±11.10
	Min	1.66	7.55	5.02	6.19	-0.37	16.30
	Max	25.23	25.37	23.78	28.16	18.87	50.40
ROTH	Media±ds	-36.60±9.23	-11.27±6.46	-3.08±7.30	-32.85±20.27	-28.68±17.42	-18.35±12.07
	Min	-57.72	-26.96	-18.89	-63.56	-61.44	-39.30
	Max	-19.02	-0.10	11.56	-7.06	-6.20	6.70
FEXC	Media±ds	74.07±10.93	73.90±8.18	65.19±9.77	20.19±8.60	59.74±19.92	72.28±18.80
	Min	46.33	59.41	43.67	3.07	39.40	43.90
	Max	100.63	101.78	96.58	37.42	93.40	101.00
PS	Media±ds	21.10±12.96	35.85±9.09	31.05±11.12	26.57±17.49	40.54±31.44	25.67±7.59
	Min	-4.99	16.16	2.11	-4.17	-13.02	18.00
	Max	43.51	56.47	51.93	54.43	73.62	38.80
FEXM	Media±ds	25.10±8.59	18.45±9.08	18.79±8.24	20.19±8.60	11.09±6.03	18.62±8.12
	Min	10.70	-4.65	4.12	3.07	2.82	7.00
	Max	50.10	38.89	34.27	37.42	20.82	34.00

Tabla 9 Parámetros angulares de las 6 AVDs. Valores expresados en grados (°). Cada grado de libertad (DoF) está representado por una fila múltiple con el acrónimo que lo representa: FEXH= flexo-extensión de hombro; ABDH = abducción hombro; ROTH = rotación hombro; FEXC = flexo-extensión codo; PS = prono-supinación; FEXM= flexo-extensión muñeca. Se indica el valor promedio, desviación standard, mínimo y máximo alcanzado por todos el conjunto de sujetos analizados en cada tarea.

A nivel de flexo-extensión de hombro, tan sólo se requiere un rango de 76.48° para realizar todas las actividades planteadas. Si observamos el rango de abducción de hombro necesario, nos situamos en los $50,77^\circ$. A nivel de rotación, se observa una clara predominancia de la rotación interna frente a la rotación externa, con un rango necesario de 75.12° para la consecución de todas las tareas.

A nivel de codo, el rango necesario para la consecución de las actividades planteadas en este trabajo se sitúa en 98.71° de flexo-extensión y 86.64° de pronosupinación, con mayor presencia de movimientos pronadores que supinadores para todas las tareas.

A nivel de muñeca, se requiere un rango máximo de 54.75° para la consecución de todas las actividades con poca presencia de la extensión de muñeca para la mayoría de ellas.

Dado que los valores angulares de una tarea varían en función del tiempo, la información numérica aportada por las medidas resumen no es suficiente para tener una visión temporal del movimiento de la extremidad superior. Por esto, los resultados de la banda de normalidad se mostrarán de forma gráfica para aportar conocimiento sobre la variación angular en función del tiempo para los 6 grados de libertad.

Guía para la interpretación gráfica de las bandas de normalidad.

Para la representación gráfica de las bandas de normalidad se ha escogido un formato standard que engloba todos los grados de libertad del mismo movimiento. Para ello, se ha establecido la convención de colocar los gráficos de cada articulación en una sola fila y los de cada plano de movimiento en columnas.

El eje vertical, expresa los grados en que se encuentra la articulación mientras que el eje horizontal representa el tiempo. Para facilitar la comparación entre sujetos y entre tareas, el tiempo se muestra normalizado en forma de porcentaje de ciclo. Cada gráfico muestra en una línea negra el valor promedio obtenido y en una franja azulada entre líneas punteadas los valores correspondientes a la desviación standard obtenida en cada punto.

TAREA VASO

En esta tarea el componente de movimiento principal se sitúa en la flexo-extensión de codo (ver figura 39). Si observamos este movimiento, podemos detectar fácilmente tres fases diferenciadas: una primera fase de flexión al inicio del movimiento seguida de una fase de extensión donde se alcanza el vaso. Una segunda fase de flexión máxima coincide con la fase vaso-boca y vuelta a la posición inicial y una tercera fase de flexión ligera seguida de extensión que coincide con la fase de vuelta a posición inicial tras dejar el vaso. Estas tres fases, pueden observarse también en el resto de grados de libertad a menor escala.

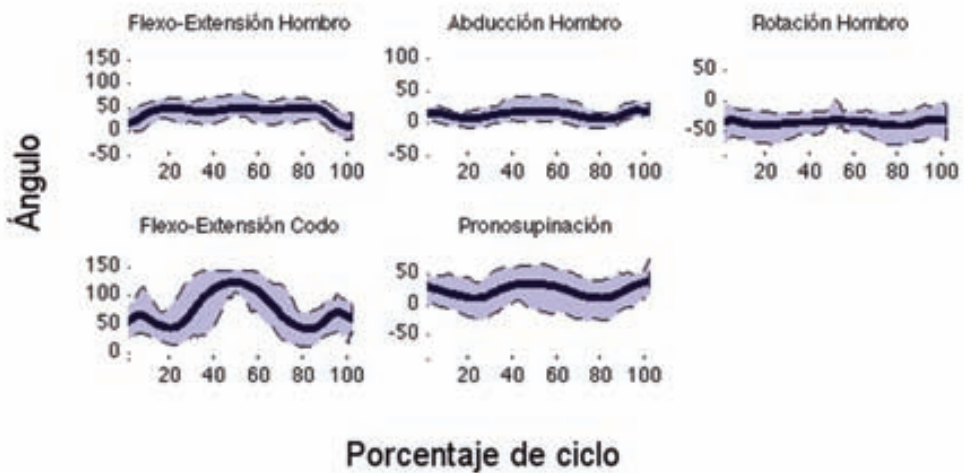


Figura 39. Banda normalidad tarea Vaso.

TAREA JARRA

En esta tarea, no existe una predominancia clara de un grado de libertad (ver figura 40). Podemos dividir el movimiento en tres patrones: a nivel flexión y abducción de hombro se produce un aumento continuado pero ligero a medida que avanza la tarea. A nivel flexo-extensión de codo y muñeca observamos un patrón de valle entre dos picos de flexión al inicio y final de la tarea, que coinciden con los eventos de coger jarra y dejar jarra. Durante el traslado y vaciado, estos grados de libertad tienen un comportamiento estabilizador y no se observan apenas cambios. Por último, observamos un patrón invertido a nivel de rotaciones (hombro y codo), con un aumento progresivo de la rotación interna de hombro y pronación que acaba con una vuelta a la posición neutra más rápida y repentina.

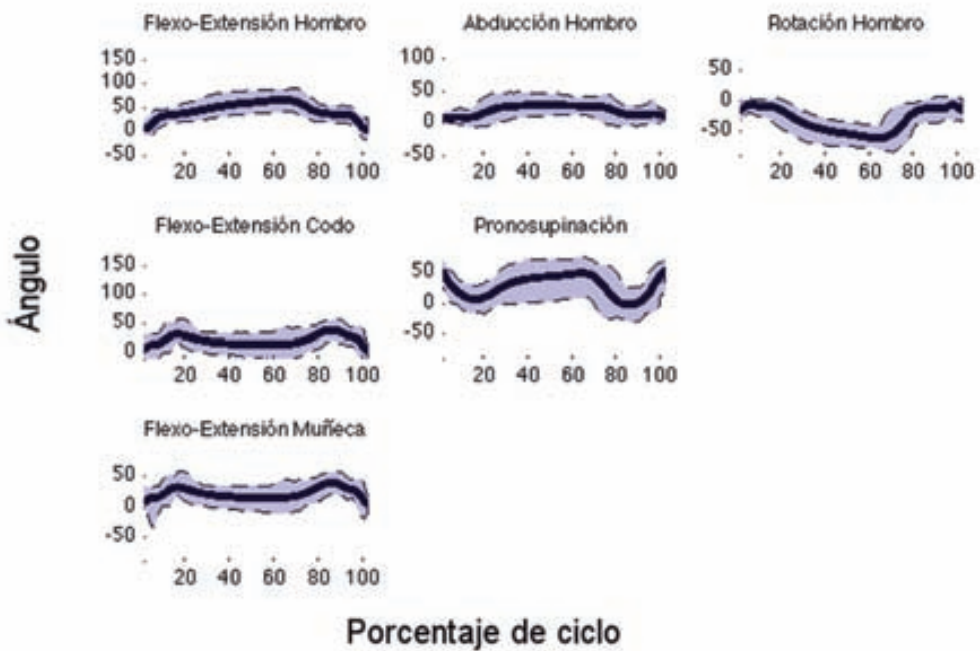


Figura 40. Banda normalidad tarea jarra.

TAREA BOTELLA

En esta tarea, se observa una inversión clara del patrón de flexo-extensión de hombro y codo durante toda la actividad que permite suavizar y repartir la carga entre ambas articulaciones (ver figura 41). Además, se observa un patrón simétrico a nivel de abducción y rotación de hombro con una fase neutra inicial y un aumento de ambos movimientos a partir del 50% del ciclo. A nivel de flexo-extensión de muñeca, destaca la ausencia de un patrón de agarre claro inicial pese a que sí se detecta un patrón de extensión en el momento de dejar la botella.

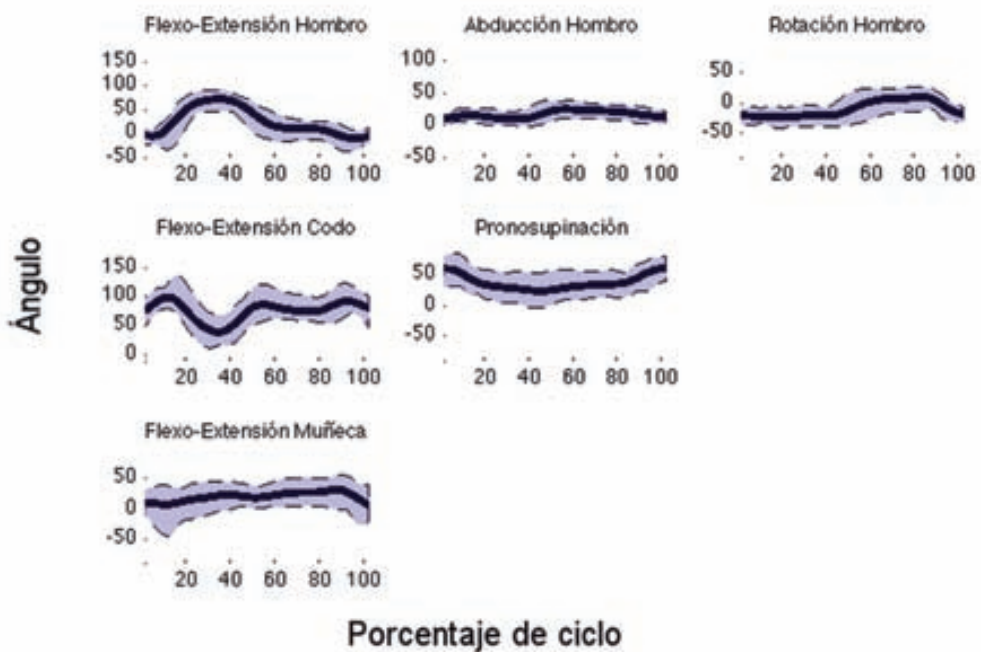


Figura 41. Banda normalidad tarea botella.

TAREA LIBRO

En esta tarea se observa un patrón de agarre típico a nivel de flexo-extensión de hombro que combina con una rotación y pronosupinación en la primera mitad del ciclo (ver figura 42). Observamos una sinergia hacia la rotación externa de hombro combinada con abducción y supinación y un movimiento suave de transición a adducción y pronación en la segunda mitad del ciclo. El movimiento de flexo-extensión de muñeca acompaña al de pronosupinación durante todo el movimiento para facilitar el posicionamiento distal y el agarre del objeto.

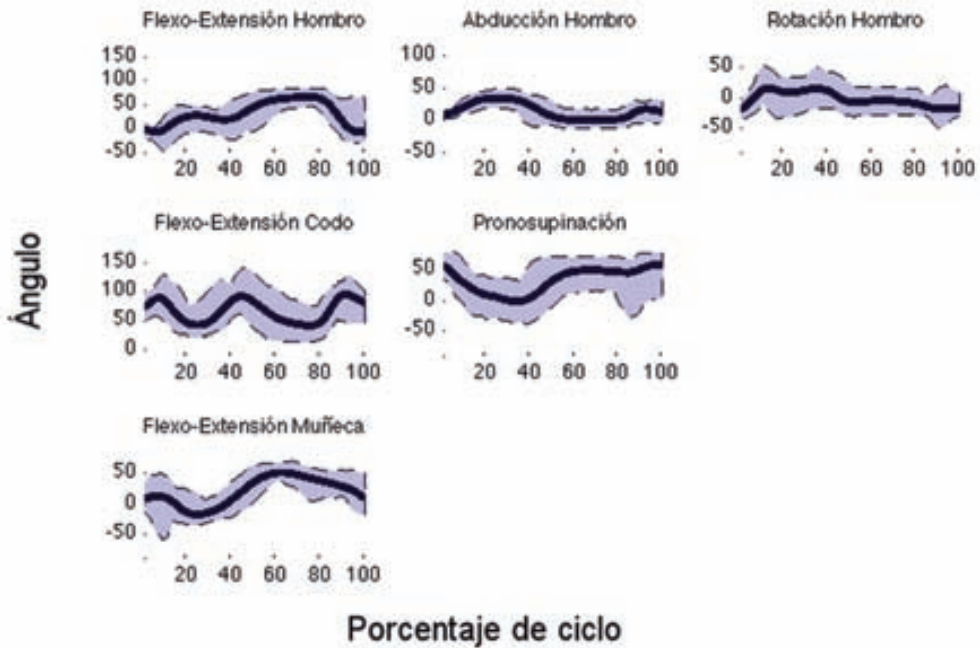


Figura 42. Banda normalidad tarea libro.

TAREA LLAVE

En esta tarea destaca el movimiento de pronosupinación suave y rápido entre el 40 y el 90% del ciclo (ver figura 43). En este mismo periodo se observa una adducción y rotación externa de hombro y flexión de muñeca para ayudar a realizar el movimiento de giro de la llave. Observamos mecanismo de inicio y fin de movimiento de agarre a nivel de flexo-extensión de codo y hombro de forma muy marcada y significativa, con un patrón estable en la fase central del movimiento.

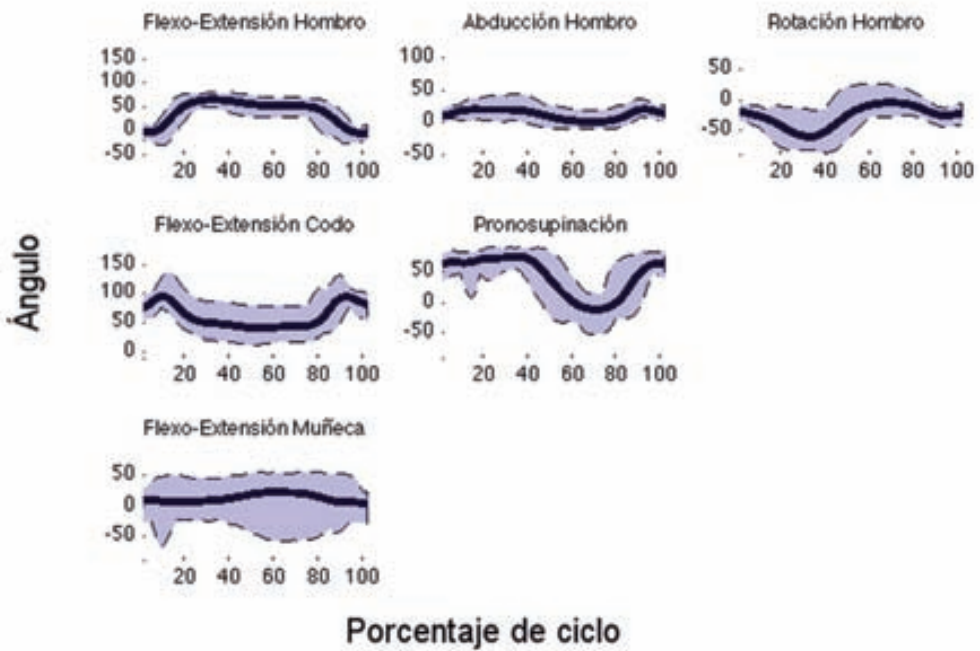


Figura 43. Banda normalidad tarea llave.

TAREA PERCHA

En esta tarea, al igual que la tarea botella, observamos un patrón invertido a nivel de flexo-extensión de hombro-codo, además, se observa una tendencia a la rotación externa en la fase de dejar percha que se produce tras una fase de rotación interna sostenida durante el traslado (ver figura 44). A nivel de abducción, se observa suavidad en el movimiento durante la fase de traslado y colgado y una vuelta a la posición inicial más rápida y repentina. A nivel de flexo-extensión de muñeca se observa un patrón estable durante todo el movimiento, con un aumento de la flexión en la fase final.

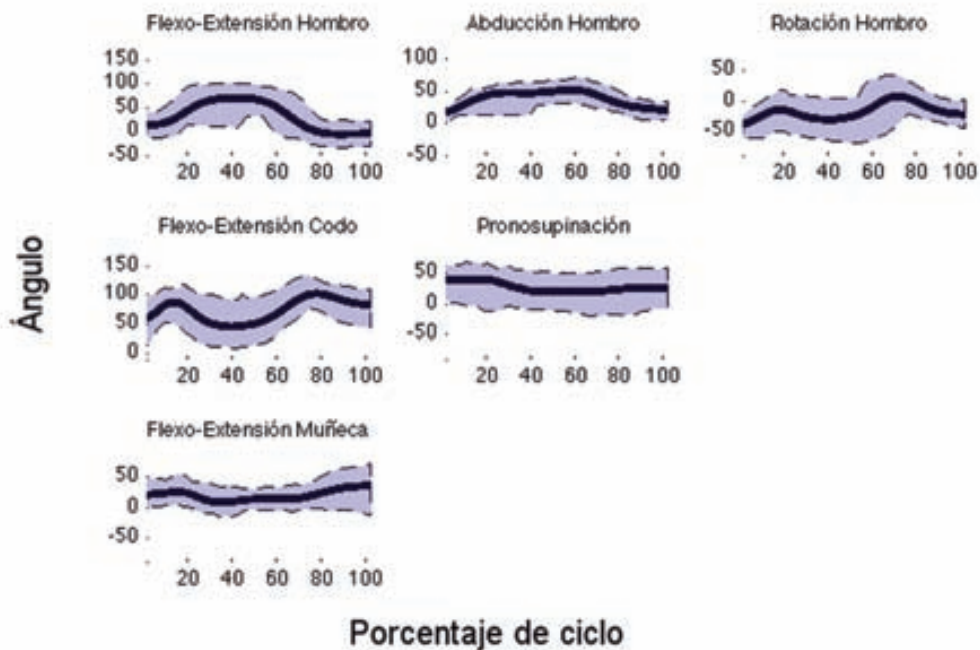


Figura 44. Banda normalidad tarea percha.

4.1.2 ESTUDIO DE SIMETRÍA

PARÁMETROS TEMPORO-ESPACIALES

Los 40 sujetos sanos que participaron en el estudio realizaron la tarea vaso de forma bi-manual. A continuación se muestran los datos obtenidos tanto a nivel temporo-espacial (ver tabla 10) como angular (ver tabla 11) de la fase de estudio cuantitativo.

	Temporoespaciales	Media	DS	Mínimo	Máximo
Derecho	Longitud trazo (m)	1,12	0,14	0,90	1,45
	Duración (s)	5,21	1,37	2,77	9,064
	Velocidad (m/s)	0,34	0,10	0,16	0,60
Izquierdo	Longitud trazo (m)	1,13	0,16	0,86	1,563
	Duración (s)	5,13	1,18	2,59	8,78
	Velocidad (m/s)	0,36	0,11	0,20	0,66

Tabla 10. Datos temporoespaciales simetría entre mano derecha e izquierda para la tarea vaso. Longitud expresada en metros (m). Duración expresada en segundos (s).

No se han observado cambios estadísticamente significativos en ningún parámetro a nivel temporo-espacial.

DoF (°)	Derecha				Izquierda			
	Media	DS	Mínimo	Máximo	Media	DS	Mínimo	Máximo
FEXH	40,49	8,53	21,43	55,66	37,95	8,11	21,44	55,21
ABDH	12,71	5,10	1,66	25,23	12,45	7,01	-4,48	28,98
ROTH	-36,60	9,23	-57,72	-19,023	-33,88	7,32	-51,50	-16,01
FEXC	74,07	10,93	46,33	100,63	73,90	11,54	51,86	99,38
PS	21,10	12,96	-4,99	43,51	18,87	18,88	-37,02	52,95
FEXW	25,10	8,59	10,70	50,10	20,36	16,62	-68,00	46,22

Tabla 11 Valores angulares promedio, desviación standard, mínimo y máximo para la extremidad superior derecha e izquierda. Valores expresados en grados (°) para cada grado de libertad (DoF). FEXH = flexo-extensión hombro, ABDH = abducción hombro; ROTH = rotación hombro; FEXC = flexo-extensión codo; PS = prono-supinación; FEXW = flexo-extensión muñeca.

La mayor diferencia se observa en la flexión de muñeca, con una variación de 4.93° en el valor promedio entre ambas extremidades. Pese a esta diferencia, la elevada desviación estándar obtenida en este parámetro debido a la variabilidad inter-sujeto hace que no se observen diferencias significativas entre ambos lados (tabla 12).

Pares	Diferencia media (°)	valor p
FEXH D-I media	2,54	,005
FEXH D-I mínimo	3,59	,027
FEXH D-I máximo	,93	--
ABDH D-I media	,26	--
ABDH D-I mínimo	1,13	--
ABDH D-I máximo	-,25	--
ROTH D-I media	-2,71	,017
ROTH D-I mínimo	-1,1	--
ROTH D-I máximo	-1,3	--
FEXC D-I media	,16	--
FEXC D-I mínimo	-2,44	--
FEXC D-I máximo	1,41	--
PS D-I media	2,23	--
PS D-I mínimo	3,19	--
PS D-I máximo	-,22	--
FEXM D-I media	4,93	--
FEXM D-I mínimo	-5,63	--
FEXM D-I máximo	7,29	,026

Tabla 12. Resultados comparación estadística parámetros angulares tarea vaso entre ambas extremidades para cada grado de libertad. Valores angulares expresados en grados (°). Valor p obtenido mediante prueba Wilcoxon Single Rang Test.

En la figura 45 se muestran la morfología de los datos obtenidos para la extremidad superior derecha e izquierda.

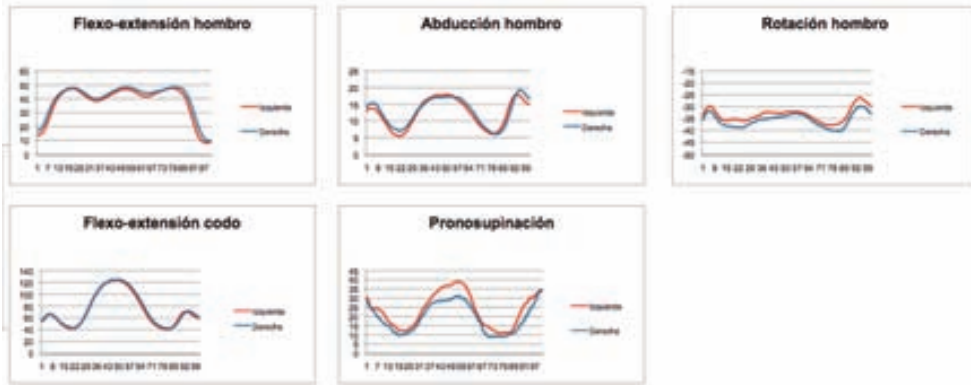


Figura 45. Representación de los resultados obtenidos con la EESS Derecha y EESS Izquierda para la tarea vaso. En rojo, se muestra la extremidad superior izquierda. En azul, la extremidad superior derecha. Datos promedio de 40 sujetos.

CORRELACIÓN

Se observa una correlación excelente en el patrón angular de ambas extremidades para las dos tareas analizadas. Los resultados de las pruebas de correlación se muestran en la tabla 13:

Pares	Correlación cruzada
FEXH D-I media	0,9925
ABDH D-I media	0,9685
ROTH D-I media	0,9387
FEXC D-I media	0,9964
PS D-I media	0,9701

Tabla 13. Correlación derecha e izquierda tarea vaso para los parámetros angulares. Cada fila representa un grado de libertad. El valor de correlación es el obtenido mediante test Pearson para cada par de variables (izquierda-derecha).

4.2 TRABAJO 2: COMPARACIÓN CON MODELO STANDARD INTERNACIONAL ISB

4.2.1 ANÁLISIS OCLUSIÓN MARCADORES

El análisis de oclusión de marcadores realizado sobre 92 capturas muestra una mayor incidencia en la pérdida de al menos 1 marcador en el modelo ISB (82.1%) frente al modelo propuesto en esta tesis doctoral (65.2%). La tabla 14 muestra el desglose (en porcentaje) de marcadores ocluidos durante las 95 capturas realizadas.

	Modelo Tesis	Modelo ISB
Cabeza	6,3 %	5.2 %
Hombro	4.2 %	-
Brazo	-	18.9 %
Codo	27.3 %	40 %
Mano	28 %	41.7 %
Esternón	-	7.4 %
PROMEDIO	10.96%	18.86%

Tabla 14. Comparativa pérdida de marcadores entre el modelo propuesto y el modelo standard ISB. Valores en porcentaje.

4.2.2 ANÁLISIS CORRELACIÓN ENTRE MODELOS BIOMECÁNICOS

Se observa una validez excelente, con valores de correlación cruzada entre el modelo ISB (gold-standard) y el modelo desarrollado mayores a 0.86 para todos los grados de libertad y tareas exploradas tal y como se observa en la tabla 15. La flexo-extensión de hombro, abducción de hombro y flexo-extensión de codo alcanzan valores de correlación superiores a 0,97 indicando una correlación perfecta entre el modelo desarrollado en esta tesis y el modelo propuesto por ISB.

	Beber Vaso	Botella Estante
FEXH	0,9981	0,9960
ADBH	0,9875	0,9775
ROTH	0,8672	0,9849
FEXC	0,9879	0,9745
PS	0,9455	0,9759
FEXM	0,9193	0,9172
PROMEDIO	0,9509	0,9710

Tabla 15. Resultados correlación modelo ISB y modelo tesis para dos tareas. Los valores expresan el resultado del coeficiente de correlación obtenido mediante test Pearson para cada grado de libertad.

En las figuras 46 y 47 se muestra la representación gráfica de los datos obtenidos en ambas tareas. Tal y como se ha explicado anteriormente, ambas curvas siguen el mismo patrón aunque se observan ligeros desfases a nivel de hombro y muñeca estables a lo largo del tiempo.

Guía para interpretación gráfica

Ambos gráficos muestran los resultados para cada grado de libertad. Cada articulación se ha situado en una fila mientras que las columnas representan planos de movimiento. El eje vertical de cada gráfico expresa grados. El eje horizontal expresa tiempo en centésimas de segundo. En azul, se muestran los datos obtenidos mediante el modelo de esta tesis. En negro, se muestran los datos obtenidos mediante el modelo standard ISB.

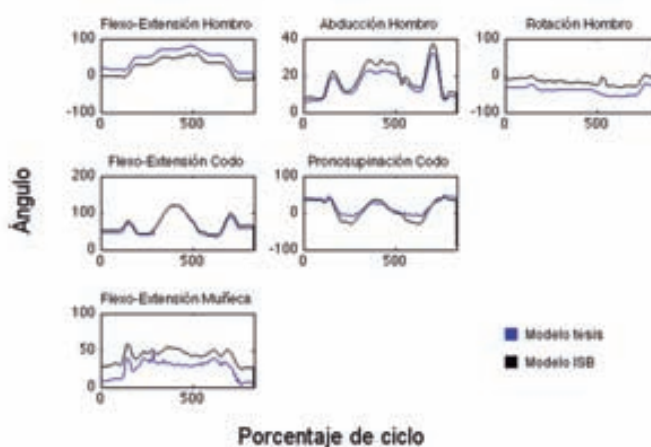


Figura 46. Correlación modelo ISB y modelo desarrollado en esta tesis para la tarea Beber Vaso.

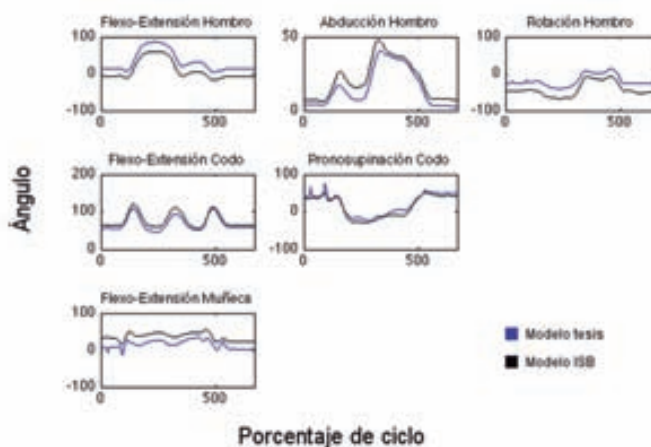


Figura 47. Correlación modelos ISB modelo desarrollado en esta tesis para la tarea Botella Estante.

4.3 TRABAJO 3: APLICACIÓN EN EL CAMPO DE LA NEUROREHABILITACIÓN

4.3.1 CORRELACIÓN PARÁMETROS TEMPOROESPACIALES

El estudio de correlación entre los parámetros temporoespaciales y la puntuación en la escala Fugl Meyer muestra una relación estadísticamente significativa entre la duración de la tarea con la extremidad superior afectada. Pese a no tener significancia estadística, se observan correlaciones de buenas a excelentes con los parámetros de longitud de trazo y velocidad de la extremidad afectada. Los parámetros referentes a la extremidad sana no poseen relación con la puntuación de la escala.

La tabla 16 muestra los valores del coeficiente de correlación (r) entre la escala Fugl Meyer y cada uno de los parámetros temporoespaciales así como el indicador de significación estadística (p) para cada una de las correlaciones.

		Duración afecta	Duración no-afecta	Long Trazo afecta	Long Trazo no-afecta	Velocidad afecta	Velocidad no-afecta
Fugl Meyer	r	0,750	0,302	0,775	0,085	0,786	0,171
	p	0,032*	0,466	0,071	0,842	0,064	0,686

Tabla 16. Correlación parámetros temporo-espaciales. *indica estadísticamente significativo.

4.3.2 CORRELACIÓN PARÁMETROS ANGULARES

Guía interpretación gráfica.

Los gráficos de esta sección se presentan en conjuntos de 8 gráficos en una sola figura. Cada uno de los gráficos que conforman la figura representa la variación angular (eje vertical) respecto al porcentaje de ciclo (eje horizontal) de un paciente. Los datos del paciente se representan mediante la línea roja. La franja azulada representa los valores de la banda de normalidad a modo de referencia.

FLEXO-EXTENSIÓN DE HOMBRO

Se observan anomalías en el patrón de flexo-extensión de hombro bilateral, que varía entre pacientes (ver figura 48).

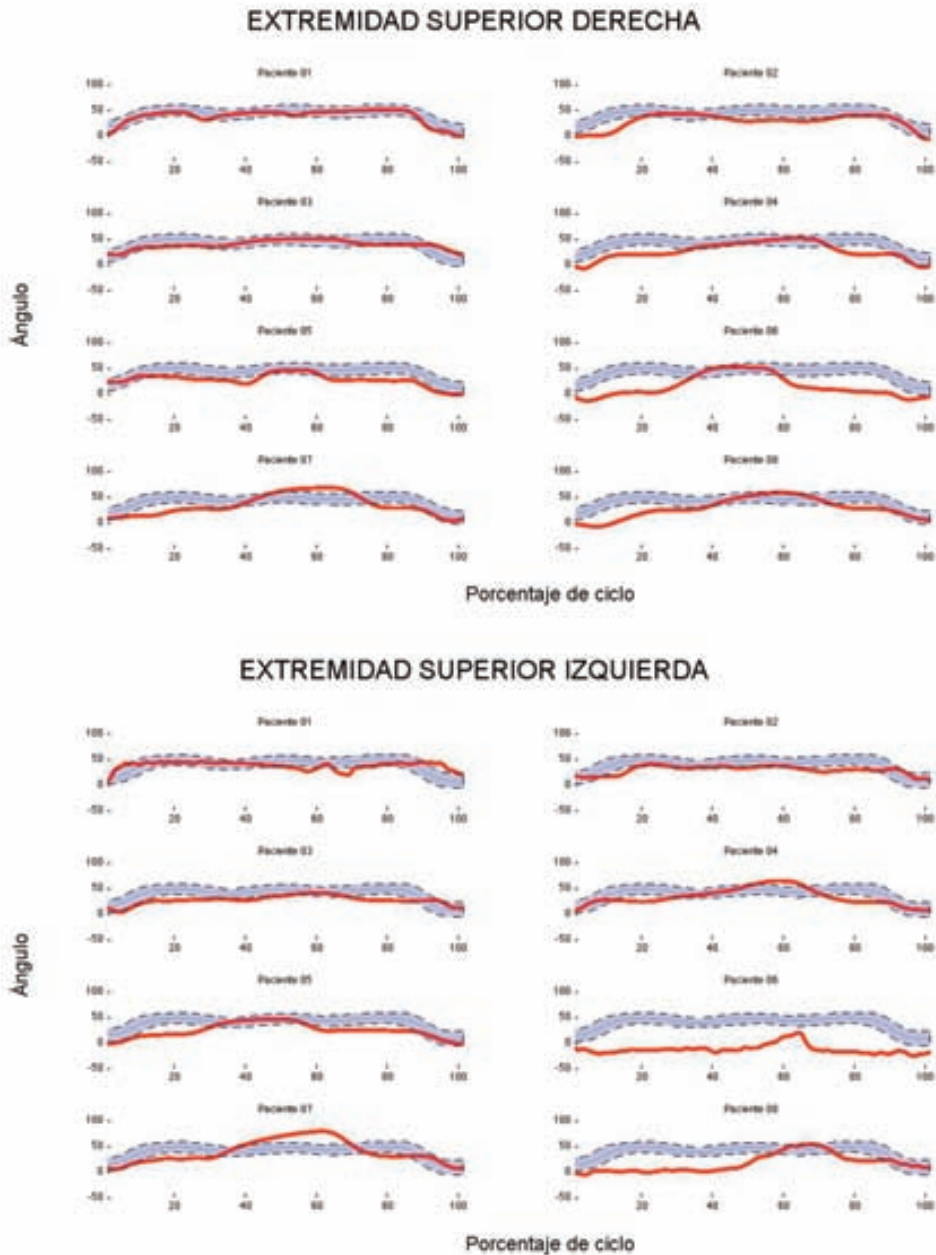


Figura 48. Comparación sano-patológico flexo-extensión hombro.

El paciente 01 muestra un patrón conservado dentro de la normalidad en la Extremidad Superior Derecha mientras que la extremidad superior izquierda presenta un déficit de flexión en la fase de agarre, con un pico marcado durante el momento de vaso-boca y una flexión elevada durante toda la fase de retorno. Los valores de correlación con la curva sana muestran esta diferencia entre ambas extremidades (ver tabla 17).

El paciente 02 muestra un patrón levemente alterado en ambas extremidades, que presentan correlaciones casi simétricas (ver tabla 17). En la extremidad derecha se observa un retraso en los picos de flexión, con déficit de flexión de hombro en el momento de vaso a boca. En la extremidad izquierda se observa una conservación del patrón de movimiento, con tres picos definidos aunque muestra anomalías en la fase de acercamiento y alejamiento del objeto.

Cinco de los 8 pacientes presentan un patrón en “single bump” o pico único, con pérdida de la capacidad de adaptación bilateral durante las fases de transición con y sin objeto. Presentan diferencias sutiles entre ellos, en especial el paciente 06 que muestra un déficit de flexión importante durante las fases de agarre y vuelta a posición inicial bilateral o el paciente 08 que presenta un déficit de flexión marcado durante la fase de agarre y acercamiento del vaso con un retraso del momento vaso-boca.

La tabla 17 muestra los valores del coeficiente de correlación (r) entre los datos de cada uno de los pacientes y el promedio de la banda de normalidad para la extremidad superior derecha (fila 1) e izquierda (fila 2).

	01	02	03	04	05	06	07	08
Derecho	0,9531	0,7227	0,7243	0,7111	0,7795	0,5067	0,6238	0,5969
Izquierdo	0,3273	0,7290	0,6884	0,6092	0,6846	0,3001	0,5676	0,2850

Tabla 17. Correlaciones sanos-patológico Flexo-Extensión Hombro para la extremidad superior derecha e izquierda.

ABDUCCIÓN-ADDUCCIÓN HOMBRO

A nivel Abducción-Adducción hombro se observan, en general, alteraciones más severas del patrón de movimiento que las observadas a nivel de flexo-extensión, en especial en la extremidad afectada (ver figura 49).

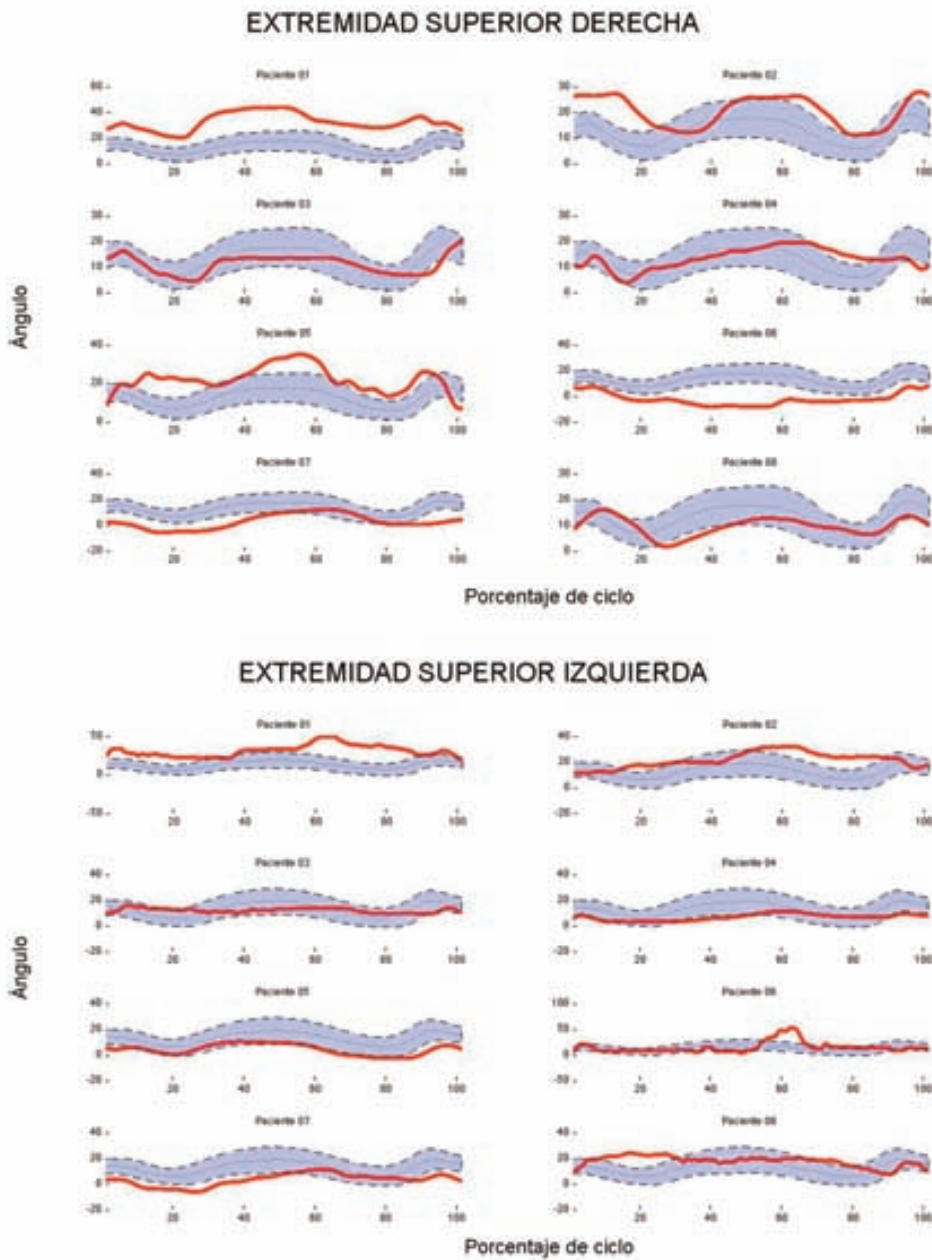


Figura 49 Comparación sano-patológico abducción hombro

El paciente 01 muestra un aumento leve pero sostenido de la abducción en ambas extremidades, en especial, de la extremidad superior derecha con un retraso en el pico de abducción en la extremidad izquierda.

El paciente 02 muestra un aumento de la abducción inicial derecha, con un retraso ligero en el punto máximo de abducción. En la extremidad izquierda, encontramos un retraso del punto máximo de abducción, con déficit de adaptación durante la fase de agarre y de soltar el objeto. Los pacientes 03 y 04 presentan un patrón cercano a la normalidad en la extremidad derecha, con un leve retraso en la fase de soltar el objeto. En la extremidad izquierda presenta una alteración severa del patrón, con incapacidad para adaptar la abducción en ninguna de las fases del movimiento.

El paciente 05 presenta una conservación del patrón básico en la extremidad derecha, con dificultades para el ajuste que provocan pérdida de la suavidad del movimiento y aumentos de los picos de abducción en la fase de agarre, vaso-boca y dejar el vaso. Presenta un patrón conservado con una leve disminución sostenida en la extremidad izquierda.

El paciente 06 presenta una inversión del patrón abductor durante la tarea, con tendencia a la adducción desde el agarre hasta la vuelta a la posición inicial en la extremidad derecha. Además presenta incapacidad de adaptar el patrón de abducción en la extremidad izquierda, con un pico elevado de abducción en la fase de vaso-boca, que realiza con retraso.

El paciente 07 presenta una disminución de la abducción bilateral, con conservación del patrón básico en la extremidad derecha y pérdida de la adaptación en el momento de dejar el objeto y volver a la posición de reposo.

El paciente 08 presenta un patrón conservado en la extremidad derecha, con cambios más abruptos de lo habitual pero que no limitan el movimiento. En la extremidad izquierda, presenta un aumento de la abducción durante la fase de acercamiento y agarre, con incapacidad para adaptarse durante la fase de vaso-boca y tendencia a la adducción en el momento de dejar el objeto.

Los valores de las correlaciones (r) entre los datos obtenidos de cada paciente y el promedio de la banda de normalidad muestran estos cambios (tabla 18).

	01	02	03	04	05	06	07	08
Derecho	0,6547	0,5478	0,7730	0,3810	0,4242	0,0740	0,5322	0,4500
Izquierdo	0,0645	0,2100	0,1200	0,4578	0,7812	0,0971	0,5157	0,2457

Tabla 18 Correlaciones sanos-patológicos Abducción-Adducción Hombro

ROTACIÓN HOMBRO

A nivel de rotación de hombro se observa, de forma generalizada, una inversión del patrón de forma bilateral (ver figura 50).

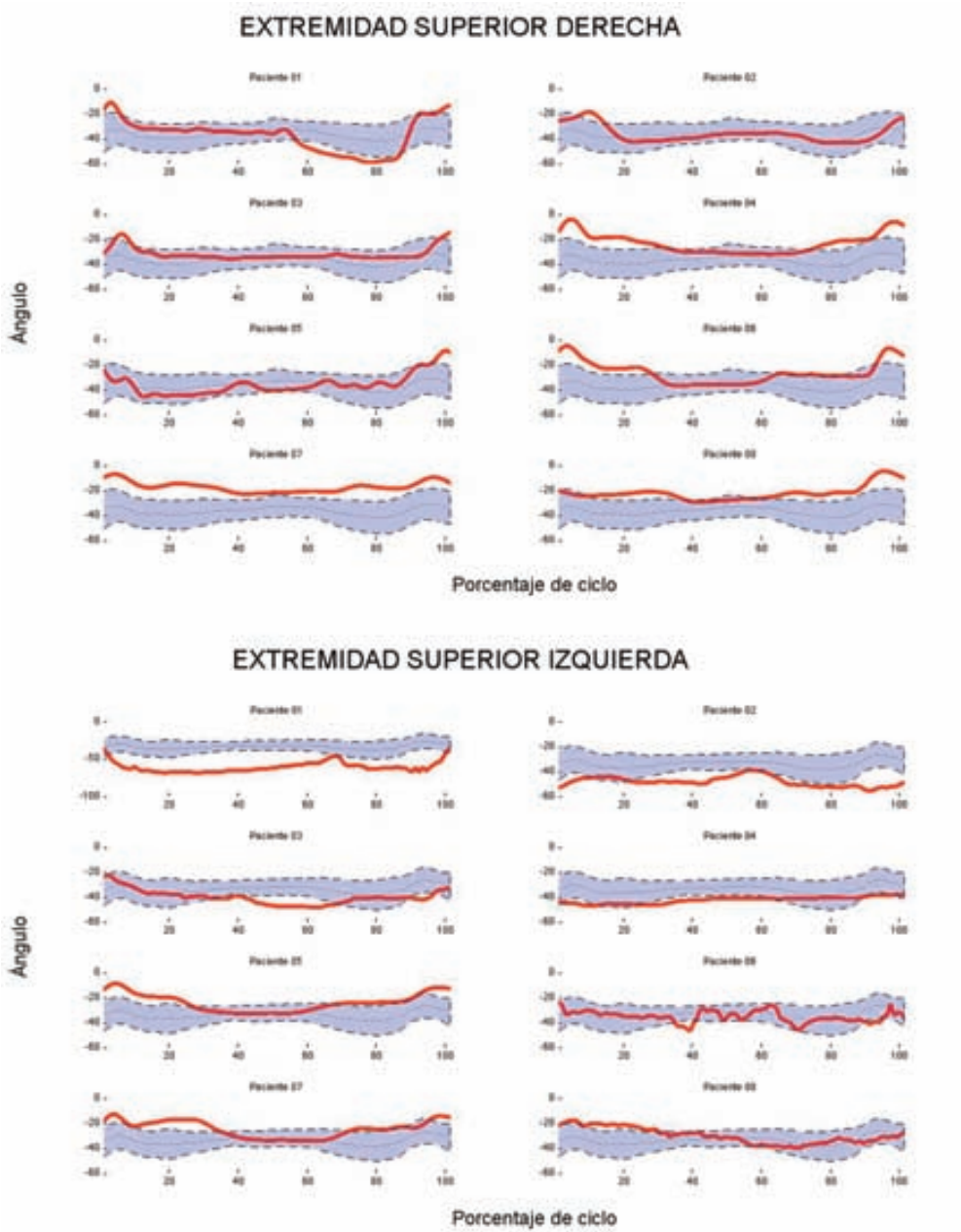


Figura 50. Comparación sano-patológico rotación hombro.

A excepción de los pacientes 01, 02 y 06, se observa un pico de rotación externa inicial con una estabilización entorno a los 30° de rotación interna durante la fase de alcance, agarre, vaso boca y soltar objeto (posición fisiológica de rotación). Se observa una leve rotación externa en la fase de retorno a la posición de inicio.

El paciente 01 presenta un patrón peculiar en ambas extremidades. La extremidad superior derecha muestra un pico de rotación interna que alcanza los 60° durante el momento de soltar el objeto. La extremidad superior izquierda, por el contrario, presenta un pico de rotación externa durante el contacto vaso-boca.

El paciente 02 presenta un patrón conservado, con una magnificación de la rotación externa inicial que no compromete el movimiento de la extremidad derecha. La extremidad superior izquierda, presenta una tendencia a la rotación interna en la posición de reposo que se contraresta con una rotación externa marcada durante el momento vaso-boca.

Por último, el paciente 06 muestra una patrón similar a sus compañeros en la extremidad derecha pero presenta una interrupción brusca del movimiento que se prolonga mientras sostiene el objeto en la mano. Se observa una pérdida de la continuidad, con saltos bruscos que van de la rotación interna a la externa, probablemente, en un intento de mantener la estabilidad.

Los valores de las correlaciones (r) entre el promedio de la banda de normalidad y cada uno de los pacientes se pueden observar en la tabla 19.

	01	02	03	04	05	06	07	08
Derecho	0,6249	0,4320	0,3922	0,1631	0,5150	0,1781	0,1781	0,2437
Izquierdo	0,1882	0,0047	0,0349	0,3913	0,1914	0,1430	0,1430	0,0335

Tabla 19. Correlaciones sanos-patológicos Rotación Hombro.

FLEXO-EXTENSIÓN CODO

A nivel de flexo-extensión de codo se puede observar, de forma general una conservación del patrón de la extremidad sana y una tendencia al déficit de extensión en la extremidad afectada, con algunas peculiaridades como se observa en la figura 51.

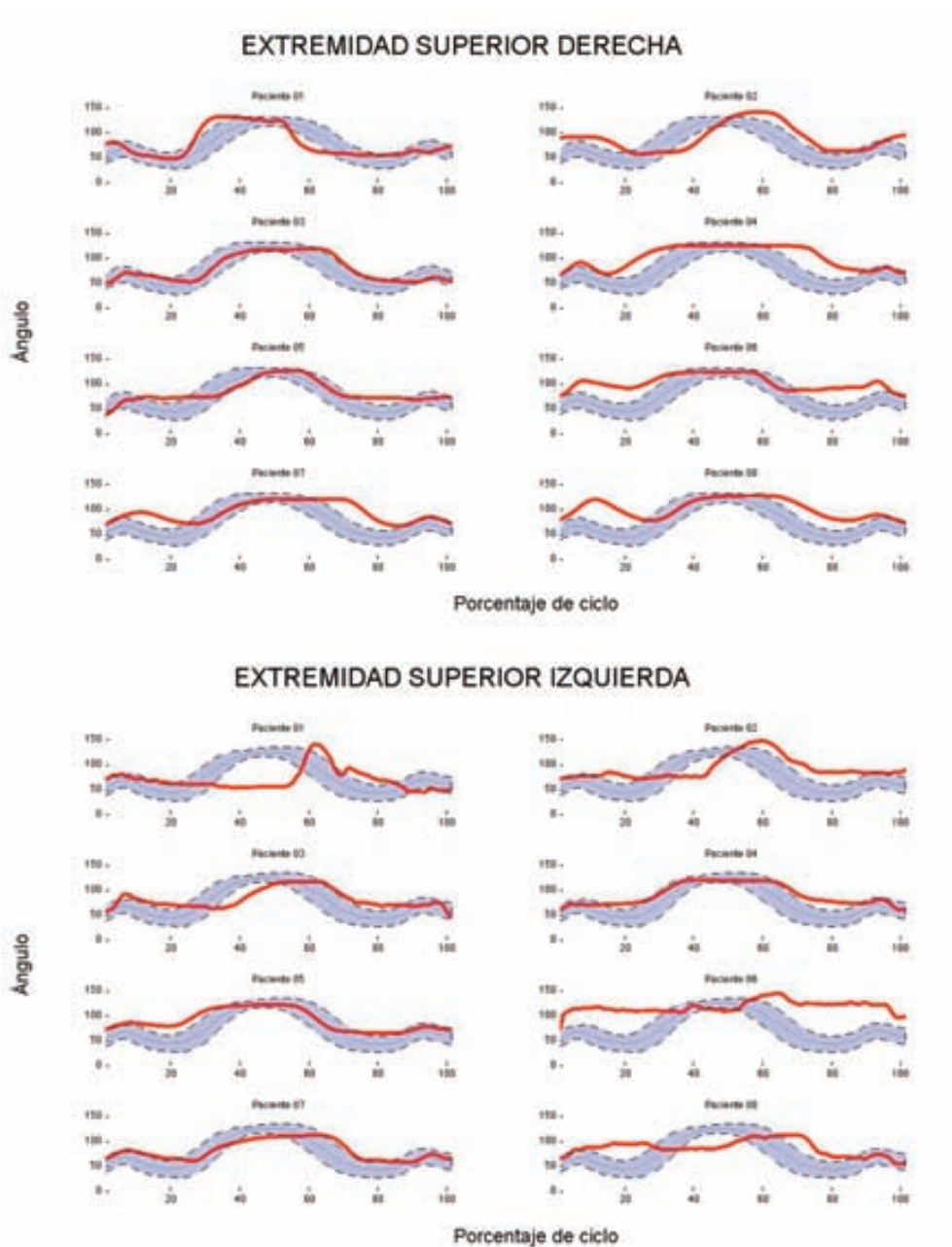


Figura 51. Comparación sano-patológico flexo-extensión codo

La extremidad superior izquierda muestra alteraciones significativas en 5 de los 8 pacientes estudiados.

El paciente 01 muestra un retraso importante del pico de flexión, con dificultad en el inicio de flexión y pérdida de la suavidad del movimiento durante la extensión.

El paciente 02 muestra un retraso del pico de flexión, con inadaptación durante la fase de agarre y dificultad para el retorno a la extensión durante el momento de soltar el objeto.

El paciente 03 presenta un patrón conservado con retraso en el pico de flexión y un incremento brusco durante el inicio del movimiento.

Los pacientes 06 y 08 presentan dificultades severas para conseguir la extensión de codo, manteniendo una flexión entorno a los 90° durante todo el movimiento.

Los valores de las correlaciones (r) entre cada paciente y la banda de normalidad pueden observarse en la tabla 20.

	01	02	03	04	05	06	07	08
Derecho	0,7898	0,6368	0,9082	0,7453	0,8577	0,8342	0,7482	0,7289
Izquierdo	0,0009	0,5191	0,6439	0,9006	0,8974	0,0983	0,8666	0,3189

Tabla 20. Correlaciones sanos-patológicos Flexo-Extensión Codo.

PRONOSUPINACIÓN

Se observa una alteración severa de la pronosupinación bilateral en todos los pacientes estudiados (ver figura 52).

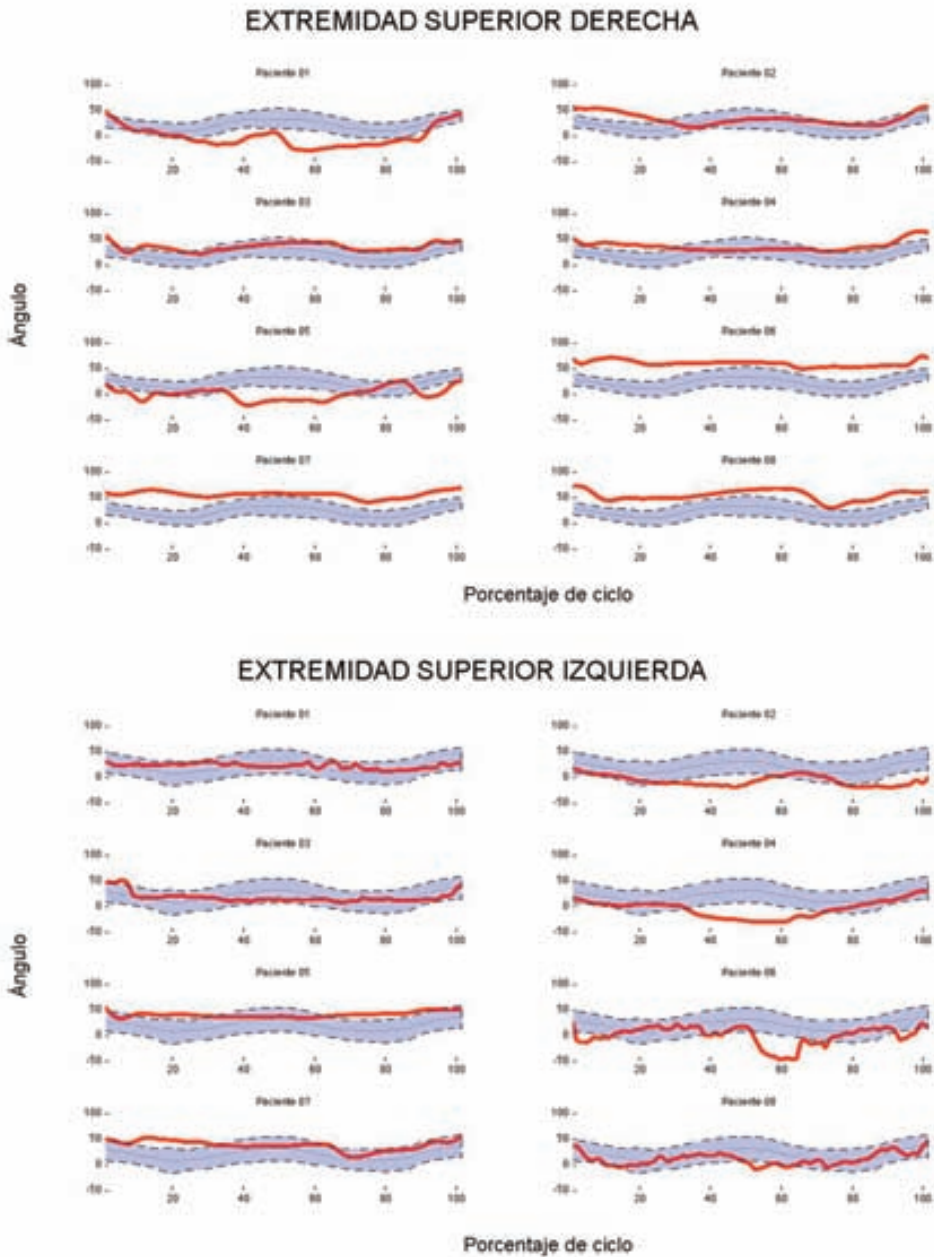


Figura 52. Comparación sano-patológico pronosupinación.

El paciente 01 muestra patrones muy diferenciados con ambas extremidades. En la extremidad superior derecha se observa una excesiva supinación durante la fase de acercamiento y agarre que obliga a compensar bruscamente para volver a posición neutra en el momento de vaso-boca. Retorna a una posición de supinación excesiva durante el traslado del objeto con una clara tendencia a la pronación en el momento de vuelta a la posición de reposo. En la extremidad superior izquierda se observa una limitación muy importante del rango de movimiento, que mantiene estable y cercano a la posición neutra durante todo el movimiento.

El paciente 02 presenta un patrón de movimiento conservado en la extremidad superior derecha, con una pronación excesiva durante la fase de acercamiento y agarre que compensa en el resto de fases. En la extremidad superior izquierda se observa una supinación excesiva durante todo el recorrido, con un retraso en el pico de pronación durante la fase vaso-boca.

El paciente 03 muestra un patrón conservado en la extremidad superior derecha, con leves alteraciones en la fase de acercamiento al objeto y vuelta a la posición inicial. La extremidad superior izquierda muestra limitaciones importantes, con un exceso de pronación en la posición de inicio e inadaptación al movimiento manteniendo la posición neutra de pronosupinación durante todo el movimiento.

El paciente 04 muestra una inversión clara del patrón en la extremidad superior izquierda, con supinación en la fase central del movimiento mientras que presenta un patrón poco adaptado, en pronación constante en la extremidad superior derecha.

El paciente 05 muestra una clara alteración en la extremidad superior derecha con inversión y pérdida de la suavidad del movimiento durante todo el ciclo. La extremidad izquierda presenta un patrón poco adaptativo, con pronación excesiva y constante durante todo el movimiento.

Los pacientes 06, 07 y 08 comparten una excesiva pronación en la extremidad superior derecha durante todo el ciclo aunque se observa una mejor adaptación al patrón en el paciente 08 que en el resto. En lo que se refiere a la extremidad izquierda, el paciente 06 presenta un patrón invertido, inadaptado, con pérdida de la suavidad del movimiento durante todo el ciclo. El paciente 07 presenta un aumento de la pronación en las fases iniciales, con estabilización en pronación durante el agarre y la fase de vaso-boca con buena adaptación en el retorno del objeto y vuelta a la posición inicial. El paciente 08 presenta una pérdida de la suavidad del movimiento, con inversión en la fase vaso-boca y la fase de acercamiento.

Los valores de las correlaciones entre el promedio de la banda de normalidad y los resultados de cada paciente pueden observarse en la tabla 21.

	01	02	03	04	05	06	07	08
Derecho	0,3371	0,2355	0,7606	0,2640	0,2640	0,4118	0,5747	0,8046
Izquierdo	0,2006	0,0516	0,2540	0,0498	0,0498	0,0509	0,3349	0,4779

Tabla 21. Correlaciones sanos-patológicos Pronosupinación.

FLEXO-EXTENSIÓN MUÑECA

A nivel de flexo-extensión de muñeca se observa un fenómeno curioso. A nivel visual, se observan mejores resultado en la extremidad afectada que en la extremidad sana en todos los pacientes. Esto es debido a las diferencias en la desviación estándar de la banda de normalidad que son mucho menores en la extremidad derecha que en la izquierda. Debido a la elevada desviación standard que encontramos en sujetos sanos en la extremidad izquierda, la mayoría de pacientes realizan el movimiento dentro de la zona reconocida como normal (ver figura 53) pero al estudiar la morfología de su patrón de movimiento se observan alteraciones severas en todos los pacientes (ver tabla 22).

El estudio en detalle los resultados encontramos anomalías severas en ambas extremidades en todos los pacientes, con tendencia a la flexión en la extremidad afectada y a la extensión con pérdida de suavidad en la extremidad sana.

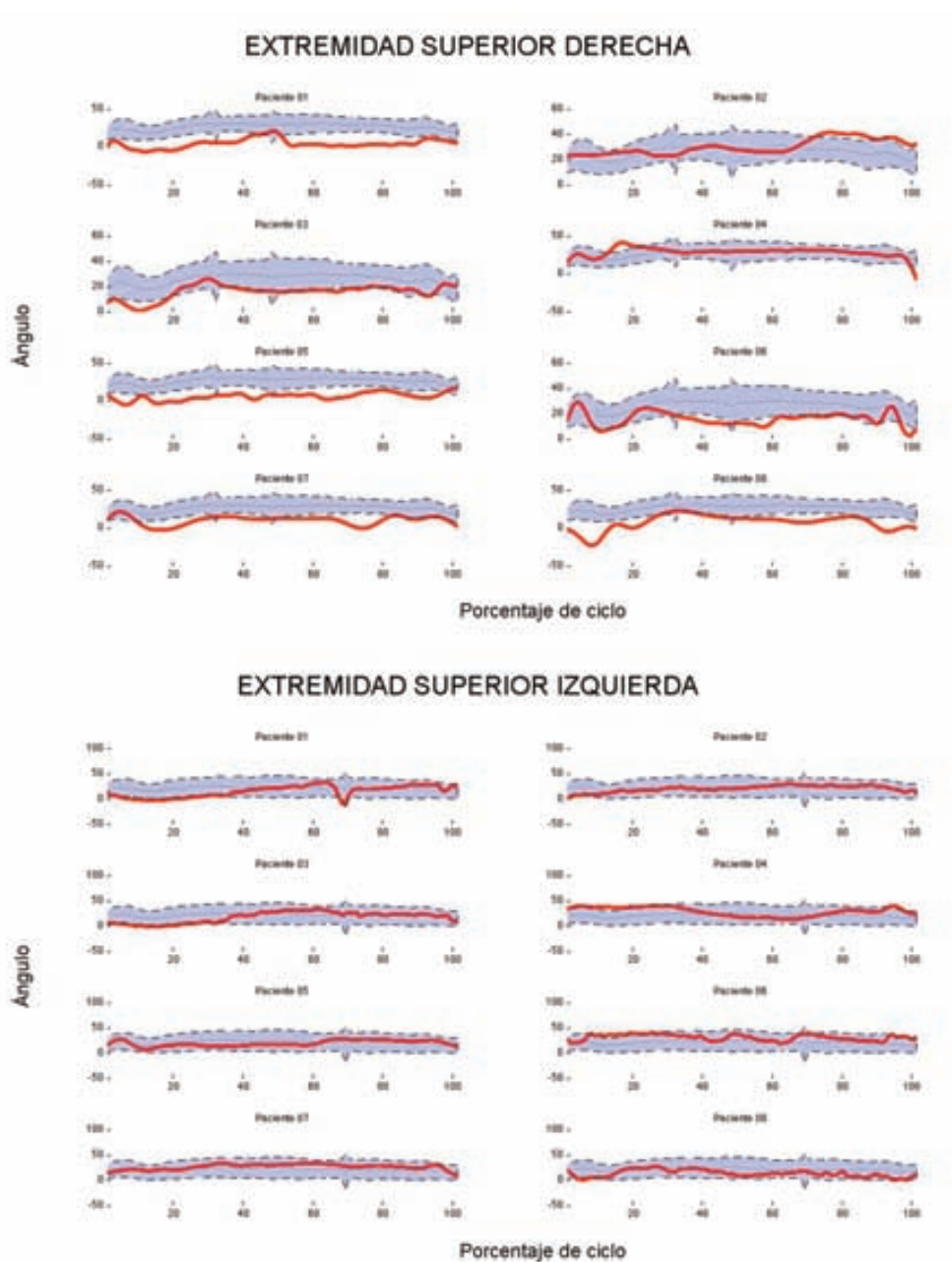


Figura 53. Comparación sano-patológico flexo-extensión muñeca.

Los valores de las correlaciones muestran la diferencia respecto al patrón de movimiento entre los datos obtenidos de cada paciente y el promedio de la banda de normalidad (tabla 22).

	01	02	03	04	05	06	07	08
Derecho	0,4032	0,1019	0,6457	0,4033	0,2114	0,3110	0,3374	0,7361
Izquierdo	0,0999	0,2868	0,3420	0,2506	0,0336	0,0187	0,6896	0,4139

Tabla 22. Correlaciones sanos-patológicos Flexo-Extensión Muñeca.

4.3.3 CORRELACIÓN DE ÍNDICES DE DISFUNCIÓN DE LA EXTREMIDAD SUPERIOR CON LA ESCALA FUGL MEYER

La correlación de los tres índices de disfunción propuestos con la puntuación de la escala Fugl Meyer muestra correlaciones excelentes con la extremidad superior afectada.

La tabla 23 muestra los valores de cada uno de los índices de disfunción. Cada índice representa la suma del valor absoluto de la correlación de cada grado de libertad entre los datos obtenidos en sujetos sanos y los datos del paciente. Para los índices sano y afectado, un valor de 0 indica que no hay ninguna correlación entre los datos del paciente y los obtenidos en personas sanas. Un valor de 6 indica correlación perfecta. Para el índice global, el valor máximo alcanza los 12 puntos.

	01	02	03	04	05	06	07	08
ID sano	3,76	2,67	4,20	2,66	2,69	2,31	2,94	3,56
ID afectado	0,88	1,80	2,08	2,65	3,18	0,70	3,00	1,77
ID global	4,64	4,47	6,28	5,32	5,88	3,02	5,9	5,33

Tabla 23. Valores del índice de disfunción de la extremidad superior.

El índice de disfunción de la extremidad afectada muestra una correlación de 0,916 puntos con la escala de Fugl Meyer y una diferencia estadísticamente significativa ($p=0,001$).

El índice de disfunción de la extremidad sana no presenta diferencias significativas ($p=0,505$) y muestra una correlación de 0,278 puntos. Este hecho se explica por la incapacidad de la escala Fugl Meyer de detectar anomalías en la extremidad sana que sí se han observado mediante el análisis biomecánico.

El índice de disfunción total consigue mostrar una correlación excelente y significativa ($r=0,898$, $p=0,002$).

“ Amo las limitaciones porque son
la causa de la inspiración. (Susan Sontag)

5

Discusión

5 DISCUSIÓN

En este apartado procederemos a la discusión de cada uno de los tres trabajos presentados en el marco de esta tesis doctoral. Además, se ha incluido un apartado con las publicaciones derivadas de esta tesis y las líneas de trabajo futuras que se abren tras este trabajo.

5.1 TRABAJO 1: OBTENCIÓN DE DATOS BIOMECÁNICOS DE LA EXTREMIDAD SUPERIOR DURANTE ACTIVIDADES DE VIDA DIARIA EN PERSONAS SANAS

El estudio del movimiento en personas sanas permite obtener el conocimiento necesario para la interpretación de los resultados obtenidos en el futuro con pacientes.

Los datos mostrados en nuestro trabajo permiten disponer de valores de referencia para la comparación de datos temporo-espaciales y angulares en 6 actividades estandarizadas de la vida diaria.

A nivel temporo-espacial, se observa que la mayoría de los sujetos (IC 95%) realizan las tareas con un margen de variación de la longitud de trazo de unos diez centímetros aunque hay desviaciones importantes en este parámetro según los datos observados. No podemos comparar los datos crudos con los presentados por otros estudios por diferencias en el escenario, pero los valores de variabilidad en sujetos sanos obtenidos son similares a los presentados por Cirstea et al (2).

De notable interés son los datos obtenidos para las tareas botella y libro, donde se solicita al sujeto que realice una trayectoria invertida. Se observa una diferencia notable en la trayectoria realizada, que es 37cm mayor en la tarea libro de promedio. Esta diferencia puede explicarse por el componente de rotación requerido en la tarea libro ya que obliga a la extremidad superior a trabajar con un patrón más complejo perdiendo eficiencia en el movimiento.

A nivel de duración de la tarea, observamos que los datos obtenidos doblan los resultados mostrados por otros estudios (2)(99). Esta diferencia en el tiempo de ejecución puede deberse a la complejidad de las tareas presentadas en este trabajo frente a movimientos simples de alcance y garra que han sido estudiados en otros trabajos.

A nivel angular, los datos obtenidos a nivel de hombro muestran un uso moderado de la articulación, lejos de los parámetros fisiológicos en los tres grados de libertad. Existe un predominio de la flexión, la rotación interna y la abducción para todas las tareas analizadas en este trabajo. Los resultados obtenidos son similares a los presentados por Alt Murphy y colaboradores en la tarea vaso (6). No existen datos publicados del resto de tareas lo que dificulta su comparación.

En este trabajo, la flexión máxima de codo requerida para la realización de las actividades es de 101.78°. Este dato es similar a los obtenidos por Federolf y colaboradores (144) que fijaban el rango funcional de codo en 100° de flexión.

A nivel de pronosupinación, algunos trabajos han determinado que se requiere un rango de movimiento de 100° repartido de forma simétrica entre supinación y pronación (144). En nuestro caso, tan sólo la tarea llave requiere un rango de pronosupinación mayor de 50°. Para la mayoría de actividades de vida diaria analizadas, tan sólo se requiere un rango de 40-50°. No puede compararse el comportamiento de la rotación de hombro ya que no se proporciona en los trabajos publicados.

Para completar el análisis cinemático de la extremidad superior en sujetos sanos, se realizó un estudio de simetría en personas diestras para la tarea vaso. Los resultados obtenidos, con correlaciones superiores al 93% entre ambas extremidades, confirman la hipótesis de que la realización de una sola banda de normalidad puede extrapolarse para su uso con ambas extremidades, evitando duplicidades del trabajo.

Los resultados del estudio de simetría permiten optimizar el proceso de creación de bandas de normalidad, reduciendo a la mitad el esfuerzo en la captura y reconstrucción ya que se ha demostrado que pueden usarse datos de la extremidad dominante como referencia para ambas extremidades.

5.2 TRABAJO 2: COMPARACIÓN CON MODELO STANDARD INTERNACIONAL ISB

La oclusión de marcadores es un problema severo del análisis biomecánico mediante sistemas ópticos (145). Estas pérdidas son provocadas por caídas, oclusión por otras partes del cuerpo u objetos.

Se han establecido diferentes estrategias para compensar de forma matemática la pérdida de datos de un marcador durante un período de tiempo con errores por debajo de los 5mm (146). Pese a lo prometedor de los resultados publicados, este tipo de enfoque para la interpolación de marcadores ocluidos, tiene, por el momento, poca acogida en el ámbito clínico. Por ello, es importante el uso de modelos adaptados a los sistemas de captura disponibles y a las limitaciones funcionales de las personas que se pretende evaluar.

Se han realizado hasta el momento importantes esfuerzos por mejorar los sets de marcadores de la extremidad inferior con el fin de optimizar el proceso de captura y tracking de la información (147)(148)(149) pero no se han encontrado publicaciones de mejora de modelos en la extremidad superior.

El modelo ISB presenta tasas de oclusión un 52,74% superiores al modelo presentado en este trabajo en sujetos sanos.

La observación de los resultados nos revela que la correlación entre ambos modelos es excelente, demostrando una buena validez del modelo desarrollado y permite la comparación de patrones con ambos modelos.

Los resultados a nivel de codo y abducción de hombro confirman el éxito del trabajo desarrollado propuesto, con diferencias inferiores a 5° tanto a nivel de flexo-extensión como a nivel de pronosupinación entre ambos modelos.

A nivel de hombro, observamos mayores divergencias, producidas tanto por la colocación de marcadores como por el método de cálculo. El modelo ISB indica como punto 0 de cada grado de libertad del hombro, la dirección del eje de coordenadas en ese momento. Por el contrario, el modelo desarrollado en esta tesis, lo hace siguiendo los parámetros fisiológicos de la extremidad superior tal y como se utilizan en el entorno clínico. Esta peculiaridad ya ha sido puesta de manifiesto por otros autores en el año 2013 dado que limita la interpretación clínica de los datos (150). Las diferencias, pese a de gran magnitud (alcanzan los 25° a nivel de flexo-extensión y rotación de hombro) son estables en el tiempo y entre tareas, y actúan como un desfase continuo que no altera la interpretación de los datos.

5.3 TRABAJO 3:

APLICACIÓN EN EL CAMPO DE LA NEUROREHABILITACIÓN

El tiempo, distancia y coordinación inter-articular en movimientos de agarre se utilizan en entornos de investigación para discriminar cambios en la trayectoria de la mano en pacientes con DCA (96). En todos los estudios realizados hasta el momento, se utiliza la comparación entre la extremidad afectada y la menos afectada para observar estos cambios. Debido a la presencia de cambios motores ipsi-lesionales, es necesario disponer de datos de normalidad para comparar el grado de afectación tras un daño cerebral.

Hasta la fecha, se han realizado numerosos estudios para evaluar el movimiento y la recuperación de pacientes con ictus pero no hay un consenso metodológico que permita comparar los resultados entre ellos.

En este trabajo se han realizado dos hallazgos que permiten abrir nuevas vías de estudio en el campo del análisis del movimiento en pacientes neurológicos:

Por una parte se ha observado una importante alteración a nivel de parámetros angulares en la extremidad sana (ipsilateral a la lesión). Estas alteraciones ya se habían observado en trabajos anteriores (151) (152) sin haber podido establecer una causa clara en ninguno de los trabajos. Pese a presentar alteraciones importantes a nivel angular, en la extremidad ipsilateral no se han observado alteraciones en los parámetros temporo-espaciales. Este hallazgo no había sido publicado por ningún estudio con anterioridad y abre la puerta a la mejora del conocimiento sobre este trastorno. Además, puede explicar la incapacidad de la mayoría de escalas actuales para determinar cambios en la extremidad sana, ya que se basan en la consecución del movimiento o en el tiempo empleado para ello.

Por otra parte, se ha observado una correlación excelente entre los parámetros de la extremidad superior afectada y la puntuación en la escala Fugl Meyer. A nivel temporo-espacial, nuestros hallazgos indican una correlación buena entre la duración y la puntuación de la escala ($r = 0,750$), similar a la reportada por Bujanda y colaboradores a nivel de marcha (153). A nivel angular, se observan valores de correlación excelentes entre el índice de correlación de la extremidad afectada y la puntuación con la escala Fugl Meyer ($r = 0,916$). La correlación hallada prácticamente dobla los valores reportados por Subramanian ($r = 0,509$) (123) y por Wu y colaboradores (154) con un valor de 0,493 indicando una mayor validez de constructo de nuestro modelo frente a sus antecesores.

5.4 PUBLICACIONES DERIVADAS DE ESTA TESIS

Estos tres trabajos han conducido a la publicación de 3 artículos en revistas científicas y 8 presentaciones en conferencias tanto a nivel nacional como internacional cuyas referencias se muestran a continuación:

5.4.1 ARTÍCULOS REVISTAS

1) Inverse kinematics of a 6DoF human upper limb using ANFIS and ANN for anticipatory actuation in ADL-based physical neurorehabilitation (155).

Rodrigo Pérez, Ursula Costa, Alexis Marcano-Cedeño, Javier Solana, César Cáceres, Eloy Opisso, Josep M Tormos, Josep Medina, Enrique Gómez.

Expert Systems with Applications 2012; 39: 9612-9622

2) Upper limb portable motion analysis system based on inertial technology for neurorehabilitation purposes (156).

Rodrigo Perez, Ursula Costa, Marc Torrent, Javier Solana, Eloy Opisso, César Cáceres, Josep M Tormos, Josep Medina, Enrique Gómez.

Sensors 2010;10:10733-10751

3) Anticipatory assistance as-needed control algorithm for a multijoint upper limb robotic orthosis in physical neurehabilitation (157).

Rodrigo Perez, Ursula Costa, Carlos Rodríguez, César Cáceres, Josep M Tormos, Josep Medina, Enrique Gómez.

Expert Systems with Applications 2014; 41(8): 3922-2934

5.4.2 PUBLICACIONES CONFERENCIAS

Assistance-as-needed robotic control algorithm for physical neurorehabilitation (158). Presentado en ICRAN 2013.

Sistema de captura del movimiento de la extremidad superior para rehabilitación funcional (159). Presentado en CASEIB 2012.

Clasificación de sujetos según el control motor de la Extremidad Superior en Neurorehabilitación funcional (160). Presentado en CASEIB 2012.

Algoritmo de control anticipatorio assisted-as-needed para neurorehabilitación funcional de la extremidad superior (161). Presentado en CASEIB 2012.

Comparación del movimiento de alcance entre sujetos sanos y patológicos en neurorehabilitación funcional de la extremidad superior (162). Presentado en CASEIB 2011.

Solución al problema cinemático inverso mediante redes neuronales artificiales para neurorehabilitación funcional de la extremidad superior (163). Presentado en CASEIB 2010.

3D motion analysis of daily living, implications for neurorehabilitation (143). Presentado en GCMAS 2010. Abstract publicado en Gait&Posture 2010. Special issue.

Sistema de adquisición de movimiento de bajo coste basado en visión estereoscópica para neurorehabilitación funcional (164). Presentado en CASEIB 2010.

5.5 TRABAJOS FUTUROS

El trabajo realizado en el marco de esta tesis tiene diferentes aplicaciones en el campo de la neurorehabilitación. A continuación destacaremos 5 líneas de trabajo que surgen a partir de los datos obtenidos en este trabajo.

5.5.1 MEJORA DEL MODELO BIOMECÁNICO ACTUAL

El modelo presentado en esta tesis presenta una tasa de oclusión de marcadores baja y permite la captura de 6 grados de libertad de la extremidad superior. En línea con trabajos actuales de otros investigadores, se debería aumentar el número de grados de libertad disponibles, incluyendo datos del movimiento de la escápula y dedos de la mano para conseguir una valoración integral de la extremidad superior.

Además, debería aumentarse el número de actividades standard de vida diaria analizadas para aumentar las opciones disponibles para el terapeuta y englobar el máximo número de patrones posible.

5.5.2 MEJORA DEL CONOCIMIENTO DE LAS TÉCNICAS DE NEUROREHABILITACIÓN ACTUALES

Una de las limitaciones actuales en la prescripción de un programa de fisioterapia es la falta de conocimiento sobre la eficacia de las diferentes técnicas disponibles. Los estudios realizados hasta el momento no muestran la superioridad de ninguna de las técnicas estudiadas.

La obtención de datos biomecánicos de pacientes con daño cerebral antes y después del proceso rehabilitador permitirá obtener valores objetivos de su evolución ante una terapia determinada, y por lo tanto, estudiar los efectos de dicha terapia sobre cada paciente.

Esta línea de trabajo se está llevando a cabo en el Institut Guttmann, por profesionales del equipo de Rehabilitación Funcional, en un estudio para evaluar los efectos del entrenamiento robótico de la extremidad superior en pacientes con daño cerebral adquirido.

5.5.3 INDIVIDUALIZACIÓN DE TERAPIAS BASADA EN INDICADORES BIOMECÁNICOS DE RESPUESTA CLÍNICA

El gran volumen de datos sobre el patrón de movimiento que ofrece el análisis biomecánico de la extremidad superior nos permite realizar análisis a gran escala de indicadores de respuesta clínica. De esta manera, mediante técnicas de inteligencia artificial, podemos parametrizar qué parámetros de la valoración biomecánica inicial de un paciente determina su respuesta ante diferentes tipos de terapia y ofrecerle un plan personalizado, basado en la evidencia de casos anteriores

5.5.4 DESARROLLO DE NUEVOS SENSORES

Una de las principales limitaciones del análisis biomecánico actual es la necesidad de sistemas de captura complejos, que requieren un entorno controlado y de alto coste. Una línea prioritaria para la introducción de este tipo de valoración en la práctica asistencial es la creación de sensores de bajo coste y fácil implementación que permitan realizar pruebas biomecánicas durante el propio proceso rehabilitador, de forma ecológica.

Los datos obtenidos a partir de sujetos sanos y la creación de un modelo biomecánico con buena validez permite crear nuevos sistemas de cálculo a partir de sensores ya existentes para facilitar la captura de movimiento.

En esta línea, se ha iniciado un trabajo con la Universidad Politécnica de Madrid y diferentes centros tecnológicos y empresas para conseguir una prenda textil sensorizada que recoja datos de la extremidad superior durante el proceso de rehabilitación y los compare con los patrones obtenidos en esta tesis para su interpretación. Los primeros resultados han sido publicados en la revista *Sensors* (156).

5.5.5 DESARROLLO DE NUEVOS SISTEMAS ROBÓTICOS DE REHABILITACIÓN

Los sistemas robóticos actuales permiten la rehabilitación de la extremidad superior mediante movimientos analíticos y con rutinas pre-configuradas por el terapeuta. La obtención de datos biomecánicos de actividades de vida diaria permite aumentar el abanico de actividades que pueden realizar los sistemas robóticos, adaptándolos a tareas funcionales que faciliten el aprendizaje por repetición.

Además, se está trabajando junto con la Universidad Politécnica de Madrid y empresas del sector tecnológico en el desarrollo de algoritmos predictivos que permitan adaptar el grado de asistencia de los sistemas robóticos en tiempo real, siguiendo el concepto “assisted-as-needed” tal y como lo haría un fisioterapeuta experto.

Los datos preliminares de esta línea de trabajo se han publicado en la revista *Expert Systems Applications* (155)(158).

6

Conclusiones

6 CONCLUSIONES

Según nuestros resultados, la comparación de datos biomecánicos de la extremidad superior entre pacientes con daño cerebral adquirido y personas sanas permite obtener un valor objetivo de disfunción de las extremidades superiores.

Procedemos a numerar las conclusiones específicas obtenidas de este trabajo:

- 1) El modelo biomecánico de extremidades superiores desarrollado muestra un índice de correlación superior a 0,95 puntos con el modelo biomecánico standard (ISB).
- 2) El modelo presentado presenta una tasa de oclusión de marcadores un 52,74% inferior que el modelo standard ISB.
- 3) Las personas sanas presentan índices de simetría de valores biomecánicos mayores al 90% entre la extremidad superior dominante y la no-dominante.
- 4) El modelo biomecánico de extremidades superiores desarrollado es válido para la medida de la función de la extremidad superior en pacientes con daño cerebral adquirido, con un índice de correlación con la escala Fugl Meyer mayor a 0,91 puntos.
- 5) El modelo biomecánico desarrollado permite observar cambios angulares a nivel ipsilateral, no detectables mediante las escalas clínicas actuales.

7

Referencias
bibliográficas

7 REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Mayo NE, Wood-Dauphinee S, Côté R, Durcan L, Carlton J. Activity, participation, and quality of life 6 months poststroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 2002;83(8):1035-42.
2. Cirstea MC, Levin MF. Compensatory strategies for reaching in stroke. *Brain.* 2000;123(5):940-53.
3. Roby-Brami A, Feydy A, Combeaud M, Biryukova EV, Bussel B, Levin MF. Motor compensation and recovery for reaching in stroke patients. *Acta Neurol Scand.* 2003;107(5):369-81.
4. Chen W, Xiong C, Huang X, Sun R, Xiong Y. Kinematic analysis and dexterity evaluation of upper extremity in activities of daily living. *Gait Posture* 2010;32(4):475-81.
5. Campolo D, Formica D, Guglielmelli E, Keller F. Kinematic analysis of the human wrist during pointing tasks. *Exp Brain Res.* 2010;201(3):561-73.
6. Murphy M, Sunnerhagen K, Johnels B, Willen C. Three-dimensional kinematic motion analysis of a daily activity drinking from a glass: a pilot study. *J NeuroEngineering Rehabil.* 2006;3(1):18[epub ahead of print].
7. Van Andel CJ, Wolterbeek N, Doorenbosch CAM, Veeger DHEJ, Harlaar J. Complete 3D kinematics of upper extremity functional tasks. *Gait Posture* 2008;27(1):120-7.
8. American Association of Neurological Surgeons [sede web]. Meadows: AA of NS; [acceso 19 de mayo de 2014]. *Anatomy of the Brain.* Disponible en: <https://www.aans.org>
9. Kandel ER, Schwartz JH, Jessell TM. *Principles of neural science.* New York: McGraw-Hill, Health Professions Division; 2000.
10. Brain Injury Network [sede web]. Brain Injury Network: [acceso 8 de mayo de 2012]. Disponible en: <http://www.braininjurynetwork.org/>
11. Mar J, Arrospide A, Begiristain JM, Larrañaga I, Elosegui E, Oliva-Moreno J. The impact of acquired brain damage in terms of epidemiology, economics and loss in quality of life. *BMC Neurol.* 2011;11:46 [epub ahead of print].
12. Defensor del Pueblo. Daño cerebral sobrevenido en España: un acercamiento epidemiológico y sociosanitario [monografía en Internet]. Madrid 2005. [acceso 4 de abril de 2014]. Disponible en: http://www.defensordelpueblo.es/es/Documentacion/Publicaciones/monografico/contenido_1261583638019.html

13. Fisher M. Stroke Part I: Basic and Epidemiological Aspects: Handbook of Clinical Neurology. Elsevier; 2004.
14. WHO [sede web] World Health Organization [acceso 4 abril 2014] Stroke, Cerebrovascular accident. Disponible en: http://www.who.int/topics/cerebrovascular_accident/en/
15. WHO [sede web] World Health Organization [acceso 23 agosto 2010] Global Burden of Disease (GBD) 2010 study Disponible en: http://www.who.int/healthinfo/global_burden_disease/GBD_2005_study/en/index.html
16. Murray CJ, Lopez AD. Global mortality, disability, and the contribution of risk factors: Global Burden of Disease Study. *Lancet*. 1997;349(9063):1436-42.
17. Ministerio Sanidad y Política Social. Estrategia en Ictus del Sistema Nacional de Salud. [Monografía en Internet]. Madrid 2009 [acceso 01 mayo 2014].
Disponible en: www.msssi.gob.es/organizacion/sns/.../docs/EstrategiaIctusSNS.pdf
18. Bernhardt J, Chitravas N, Meslo IL, Thrift AG, Indredavik B. Not all stroke units are the same: a comparison of physical activity patterns in Melbourne, Australia, and Trondheim, Norway. *Stroke J Cereb Circ*. 2008;39(7):2059-65.
19. Adams HP Jr, Bendixen BH, Kappelle LJ, Biller J, Love BB, Gordon DL, et al. Classification of subtype of acute ischemic stroke. Definitions for use in a multicenter clinical trial. TOAST. Trial of Org 10172 in Acute Stroke Treatment. *Stroke J Cereb Circ*. 1993;24(1):35-41.
20. Thom T, Haase N, Rosamond W, Howard VJ, Rumsfeld J, Manolio T, et al. Heart disease and stroke statistics--2006 update: a report from the American Heart Association Statistics Committee and Stroke Statistics Subcommittee. *Circulation* 2006;113(6):e85-151.
21. Bamford J, Sandercock P, Dennis M, Burn J, Warlow C. Classification and natural history of clinically identifiable subtypes of cerebral infarction. *Lancet* 1991;337(8756):1521-6.
22. Adamson J, Beswick A, Ebrahim S. Is stroke the most common cause of disability? *J Stroke Cerebrovasc Dis Off J Natl Stroke Assoc*. 2004;13(4):171-7.
23. Myint PK, Staufenberg EFA, Sabanathan K. Post-stroke seizure and post-stroke epilepsy. *Postgrad Med J*. 2006;82(971):568-72.
24. Pascual-Leone A, Amedi A, Fregni F, Merabet LB. The plastic human brain cortex. *Annu Rev Neurosci*. 2005;28:377-401.
25. Cajal SR y. Textura del sistema nervioso del hombre y de los vertebrados: estudios sobre el plan

estructural y composición histológica de los centros nerviosos adicionados de consideraciones fisiológicas fundadas en los nuevos descubrimientos. Instituto de Neurociencias. Universidad de Alicante; 1992.

26. Fregni F, Pascual-Leone A. Hand motor recovery after stroke: tuning the orchestra to improve hand motor function. *Cogn Behav Neurol Off J Soc Behav Cogn Neurol*. 2006;19(1):21-33.

27. Liepert J, Bauder H, Wolfgang HR, Miltner WH, Taub E, Weiller C. Treatment-induced cortical reorganization after stroke in humans. *Stroke J Cereb Circ*. 2000;31(6):1210-6.

28. Murase N, Duque J, Mazzocchio R, Cohen LG. Influence of interhemispheric interactions on motor function in chronic stroke. *Ann Neurol*. 2004;55(3):400-9.

29. Medina Casnovas J. Efectes de l'entrenament assistit sobre la funcionalitat i el patró de marxa en persones amb gran discapacitat d'origen neurològic [Tesis Doctoral]. Universitat de Barcelona; 2009.

30. Pollock A, Farmer SE, Brady MC, Langhorne P, Mead GE, Mehrholz J, et al. Interventions for improving upper limb function after stroke. *Cochrane Database of Systematic Reviews* 2013;11 [epub ahead of print]

31. French B, Thomas LH, Leathley MJ, Sutton CJ, McAdam J, Forster A, et al. Repetitive task training for improving functional ability after stroke. *Cochrane Database Syst Rev Online*. 2007;4 [epub ahead of print].

32. Mehrholz J, Hädrich A, Platz T, Kugler J, Pohl M. Electromechanical and robot-assisted arm training for improving generic activities of daily living, arm function, and arm muscle strength after stroke. *Cochrane Database of Systematic Reviews*. 2012;6 [epub ahead of print]

33. Thieme H, Mehrholz J, Pohl M, Behrens J, Dohle C. Mirror therapy for improving motor function after stroke. *Cochrane Database of Systematic Reviews*. 2012;3 [epub ahead of print]

34. Laver KE, George S, Thomas S, Deutsch JE, Crotty M. Virtual reality for stroke rehabilitation. *Cochrane Database of Systematic Reviews*. 2011;9 [epub ahead of print]

35. Barclay-Goddard RE, Stevenson TJ, Poluha W, Thalman L. Mental practice for treating upper extremity deficits in individuals with hemiparesis after stroke. *Cochrane Database of Systematic Reviews*. 2011;5 [epub ahead of print]

36. Sirtori V, Corbetta D, Moja L, Gatti R. Constraint-induced movement therapy for upper extremities in stroke patients. *Cochrane Database of Systematic Reviews*. 2009;4 [epub ahead of print]

37. Winter J, Hunter S, Sim J, Crome P. Hands-on therapy interventions for upper limb motor dysfunction following stroke. *Cochrane Database of Systematic Reviews*. 2011;6 [epub ahead of print]
38. Prabhu RK, Swaminathan N, Harvey LA. Passive movements for the treatment and prevention of contractures. *Cochrane Database of Systematic Reviews*. 2011;9 [epub ahead of print]
39. Noh D, Lim J, Shin H, Paik N. The effect of aquatic therapy on postural balance and muscle strength in stroke survivors--a randomized controlled pilot trial. *Clin Rehabil*. 2008;22(10-11):966-76.
40. Institut Guttmann [sede web]. Badalona [acceso 24 de abril de 2011]. Disponible en: <http://www.guttmann.com/index.aspx?idCurs=&idFormulari=&idDetall=&idioma=es&opcio1=1&opcio2=11&opcio3=114>
41. Kapandji AI, Kapandji IA. Fisiología articular: esquemas comentados de mecánica articular. Hombro, codo, pronosupinacion, muñeca, mano. 1. Editorial Medica Panamericana Sa de; 2006.
42. Voegeli AV. Lecciones básicas de biomecánica del aparato locomotor. Springer Science & Business Media; 2001.
43. Sivan M, O'Connor RJ, Makower S, Levesley M, Bhakta B. Systematic review of outcome measures used in the evaluation of robot-assisted upper limb exercise in stroke. *J Rehabil Med Off J UEMS Eur Board Phys Rehabil Med*. 2011;43(3):181-9.
44. Rehab-scales [sede web]. Université Catholique de Louvain. [acceso 7 de abril 2014] ABILHAND: a measure of manual ability for adults with upper limb impairment. Disponible en: <http://www.rehab-scales.org/abilhand.html>
45. Kopp B, Kunkel A, Flor H, Platz T, Rose U, Mauritz KH, et al. The Arm Motor Ability Test: reliability, validity, and sensitivity to change of an instrument for assessing disabilities in activities of daily living. *Arch Phys Med Rehabil*. 1997;78(6):615-20.
46. Carroll D. A quantitative test of upper extremity function. *J Chronic Dis*. 1965;18(5):479-91.
47. Lyle RC. A performance test for assessment of upper limb function in physical rehabilitation treatment and research. *Int J Rehabil Res*. 1981;4(4):483-92.
48. Van der Lee JH, Beckerman H, Lankhorst GJ, Bouter LM. The responsiveness of the Action Research Arm test and the Fugl-Meyer Assessment scale in chronic stroke patients. *J Rehabil Med Off J UEMS Eur Board Phys Rehabil Med*. 2001;33(3):110-3.
49. Platz T, Pinkowski C, van Wijck F, Kim I-H, di Bella P, Johnson G. 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. *Clin Rehabil.* 2005;19(4):404-11.
50. Mathiowetz V, Volland G, Kashman N, Weber K. Adult norms for the Box and Block Test of manual dexterity. *Am J Occup Ther.* 1985;39(6):386-91.
51. Cid-Ruzafa J, Damián-Moreno J. Valoración de la discapacidad física: el índice de Barthel. *Rev Esp Salud Pública.* 1997;71(2):127-37.
52. Granger CV, Dewis LS, Peters NC, Sherwood CC, Barrett JE. Stroke rehabilitation: analysis of repeated Barthel index measures. *Arch Phys Med Rehabil.* 1979;60(1):14-7.
53. Chedoke Arm and Hand Activity Inventory (CAHAI) [sede web]. CAHAI [acceso 7 de abril de 2014]. Disponible en: <http://www.cahai.ca/>
54. Barreca SR, Stratford PW, Lambert CL, Masters LM, Streiner DL. 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. *Arch Phys Med Rehabil.* 2005;86(8):1616-22.
55. Gowland C, Stratford P, Ward M, Moreland J, Torresin W, Van Hullenaar S, et al. Measuring physical impairment and disability with the Chedoke-McMaster Stroke Assessment. *Stroke J Cereb Circ.* 1993;24(1):58-63.
56. EuroQol Group. How to use EQ-5D [sede web.]. EuroQuol Group [acceso 7 de abril de 2014]. Disponible en: <http://www.euroqol.org/about-eq-5d/how-to-use-eq-5d.html>
57. Heller A, Wade DT, Wood VA, Sunderland A, Hewer RL, Ward E. Arm function after stroke: measurement and recovery over the first three months. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 1987;50(6):714-9.
58. Keith RA, Granger CV, Hamilton BB, Sherwin FS. The functional independence measure: a new tool for rehabilitation. *Adv Clin Rehabil.* 1987;1:6-18.
59. Hsueh I-P, Lin J-H, Jeng J-S, Hsieh C-L. Comparison of the psychometric characteristics of the functional independence measure, 5 item Barthel index, and 10 item Barthel index in patients with stroke. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 2002;73(2):188-90.
60. Brock KA, Goldie PA, Greenwood KM. Evaluating the effectiveness of stroke rehabilitation: choosing a discriminative measure. *Arch Phys Med Rehabil.* 2002;83(1):92-9.
61. Shelton F de NAP, Volpe BT, Reding M. Motor Impairment as a Predictor of Functional Recovery and Guide to Rehabilitation Treatment After Stroke. *Neurorehabil Neural Repair* 2001;15(3):229-37.
62. Gladstone DJ, Danells CJ, Black SE. The fugl-meyer assessment of motor recovery after stroke: a critical review of its measurement properties. *Neurorehabil Neural Repair* 2002;16(3):232-40.

63. Blennerhassett JM, Avery RM, Carey LM. The test-retest reliability and responsiveness to change for the Hand Function Survey during stroke rehabilitation. *Aust Occup Ther J.* 2010;57(6):431-8.
64. Sears ED, Chung KC. Validity and responsiveness of the Jebsen-Taylor Hand Function Test. *J Hand Surg.* 2010;35(1):30-7.
65. Bohannon RW, Smith MB. Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity. *Phys Ther.* 1987;67(2):206-7.
66. Van de Winckel A, Feys H, van der Knaap S, Messerli R, Baronti F, Lehmann R, et al. Can quality of movement be measured? Rasch analysis and inter-rater reliability of the Motor Evaluation Scale for Upper Extremity in Stroke Patients (MESUPES). *Clin Rehabil.* 2006;20(10):871-84.
67. Johansson GM, Häger CK. Measurement properties of the Motor Evaluation Scale for Upper Extremity in Stroke patients (MESUPES). *Disabil Rehabil.* 2012;34(4):288-94.
68. Poole JL, Whitney SL. Motor assessment scale for stroke patients: concurrent validity and interrater reliability. *Arch Phys Med Rehabil.* 1988;69(3):195-7.
69. Carr JH, Shepherd RB, Nordholm L, Lynne D. Investigation of a new motor assessment scale for stroke patients. *Phys Ther.* 1985;65(2):175-80.
70. Paternostro-Sluga T, Grim-Stieger M, Posch M, Schuhfried O, Vacariu G, Mittermaier C, et al. Reliability and validity of the Medical Research Council (MRC) scale and a modified scale for testing muscle strength in patients with radial palsy. *J Rehabil Med* 2008;40(8):665-71.
71. James MA. Use of the medical research council muscle strength grading system in the upper extremity. *J Hand Surgery* 2007;32(2):154-6
72. Ferraro M, Demaio JH, Krol J, Trudell C, Rannekleiv K, Edelstein L, et al. Assessing the motor status score: a scale for the evaluation of upper limb motor outcomes in patients after stroke. *Neurorehabil Neural Repair* 2002;16(3):283-9.
73. Oxford Grice K, Vogel KA, Le V, Mitchell A, Muniz S, Vollmer MA. Adult norms for a commercially available Nine Hole Peg Test for finger dexterity. *Am J Occup Ther* 2003;57(5):570-3.
74. Van de Winckel A, Feys H, Lincoln N, De Weerd W. Assessment of arm function in stroke patients: Rivermead Motor Assessment arm section revised with Rasch analysis. *Clin Rehabil.* 2007;21(5):471-9.
75. Duncan PW, Wallace D, Lai SM, Johnson D, Embretson S, Laster LJ. The stroke impact scale version 2.0. Evaluation of reliability, validity, and sensitivity to change. *Stroke J Cereb Circ.* 1999;30(10):2131-40.

76. Chen H-F, Wu C-Y, Lin K-C, Jang Y, Lin S-C, Cheng J-W, et al. Measurement Properties of Streamlined Wolf Motor Function Test in Patients at Subacute to Chronic Stages After Stroke. *Neurorehabil Neural Repair* 2014; 13 (epub ahead of print)
77. Gajdosik RL, Bohannon RW. Clinical measurement of range of motion. Review of goniometry emphasizing reliability and validity. *Phys Ther*. 1987;67(12):1867-72.
78. Hayes K, Walton JR, Szomor ZR, Murrell GA. Reliability of five methods for assessing shoulder range of motion. *Aust J Physiother*. 2001;47(4):289-94.
79. Mutlu A, Livanelioglu A, Gunel MK. Reliability of goniometric measurements in children with spastic cerebral palsy. *Med Sci Monit Int Med J Exp Clin Res*. 2007;13(7):CR323-329.
80. Eastlack ME, Arvidson J, Snyder-Mackler L, Danoff JV, McGarvey CL. Interrater Reliability of Videotaped Observational Gait-Analysis Assessments. *Phys Ther*. 1991;71(6):465-72.
81. Krebs DE, Edelstein JE, Fishman S. Reliability of Observational Kinematic Gait Analysis. *Phys Ther*. 1985;65(7):1027-33.
82. Mackey AH, Wait SE, Lobb GA, Stott NS. Reliability of upper and lower limb three-dimensional kinematics in children with hemiplegia. *Gait Posture*. 2005;22(1):1-9.
83. Kawamura CM, de Moraes Filho MC, Barreto MM, de Paula Asa SK, Juliano Y, Novo NF. Comparison between visual and three-dimensional gait analysis in patients with spastic diplegic cerebral palsy. *Gait Posture*. 2007;25(1):18-24.
84. Robertson G, Caldwell G, Hamill J, Kamen G, Whittlesey S. *Research Methods in Biomechanics*. 1 edition. Champaign, IL: Human Kinetics; 2004.
85. Kirtley C, Whittle MW, Jefferson RJ. Influence of walking speed on gait parameters. *J Biomed Eng*. 1985;7(4):282-8.
86. Richards J. *Biomechanics in clinic and research: an interactive teaching and learning course*. Edinburgh ; New York: Churchill Livingstone/Elsevier; 2008.
87. Baker R. Gait analysis methods in rehabilitation. *J NeuroEngineering Rehabil*. 2006;3(1):4.
88. J B SAUNDERS VTI. The major determinants in normal and pathological gait. *J Bone Joint Surg Am*. 1953;35-A(3):543-58.
89. McGinley JL, Baker R, Wolfe R, Morris ME. The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: a systematic review. *Gait Posture*. 2009;29(3):360-9.

90. Wu G, van der Helm FCT, Veeger HEJD, Makhsous M, Van Roy P, Anglin C, et al. 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. *J Biomech*. 2005;38(5):981-92.
91. Wu G, Siegler S, Allard P, Kirtley C, Leardini A, Rosenbaum D, et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion-part I: ankle, hip, and spine. *International Society of Biomechanics. J Biomech*. 2002;35(4):543-8.
92. Rudins A, Laskowski ER, Growney ES, Cahalan TD, An KN. Kinematics of the elbow during wheelchair propulsion: a comparison of two wheelchairs and two stroking techniques. *Arch Phys Med Rehabil*. 1997;78(11):1204-10.
93. Boninger ML, Cooper RA, Shimada SD, Rudy TE. Shoulder and elbow motion during two speeds of wheelchair propulsion: a description using a local coordinate system. *Spinal Cord* 1998;36(6):418-26.
94. Shimada SD, Robertson RN, Bonninger ML, Cooper RA. Kinematic characterization of wheelchair propulsion. *J Rehabil Res Dev*. 1998;35(2):210-8.
95. Levin MF, Michaelsen SM, Cirstea CM, Roby-Brami A. Use of the trunk for reaching targets placed within and beyond the reach in adult hemiparesis. *Exp Brain Res*. 2002;143(2):171-80.
96. McCrea PH, Eng JJ, Hodgson AJ. Biomechanics of reaching: clinical implications for individuals with acquired brain injury. *Disabil Rehabil*. 2002;24(10):534-41.
97. Roby-Brami A, Jacobs S, Bennis N, Levin MF. Hand orientation for grasping and arm joint rotation patterns in healthy subjects and hemiparetic stroke patients. *Brain Res*. 2003;969(1-2):217-29.
98. Hingtgen BA, McGuire JR, Wang M, Harris GF. Quantification of reaching during stroke rehabilitation using unique upper extremity kinematic model. 26th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2004 IEMBS '04. *IEEE*; 2004. p. 4916-9.
99. Lang CE, Wagner JM, Edwards DF, Sahrman SA, Dromerick AW. Recovery of grasp versus reach in people with hemiparesis poststroke. *Neurorehabil Neural Repair*. 2006;20(4):444-54.
100. Abdullah HA, Tarry C, Datta R, Mittal GS, Abderrahim M. Dynamic biomechanical model for assessing and monitoring robot-assisted upper-limb therapy. *J Rehabil Res Dev*. 2007;44(1):43-62.
101. Caimmi M, Carda S, Giovanzana C, Maini ES, Sabatini AM, Smania N, et al. Using kinematic analysis to evaluate constraint-induced movement therapy in chronic stroke patients. *Neurorehabil Neural Repair*. 2008;22(1):31-9.
102. Hewett TE, Ford KR, Levine P, Page SJ. Reaching kinematics to measure motor changes after

mental practice in stroke. *Top Stroke Rehabil.* 2007;14(4):23-9.

103. Van Vliet PM, Sheridan MR. Coordination Between Reaching and Grasping in Patients With Hemiparesis and Healthy Subjects. *Arch Phys Med Rehabil.* 2007;88(10):1325-31.

104. Kwon Y-H, Kim CS, Jang SH. Ipsi-lesional motor deficits in hemiparetic patients with stroke. *NeuroRehabilitation* 2007;22(4):279-86

105. Mirbagheri MM, Tsao C-C, Rymer WZ. Changes of elbow kinematics and kinetics during 1 year after stroke. *Muscle Nerve* 2008;37(3):387-95.

106. Mirbagheri MM, Rymer WZ. Time-course of changes in arm impairment after stroke: variables predicting motor recovery over 12 months. *Arch Phys Med Rehabil.* 2008;89(8):1507-13.

107. Wagner JM, Rhodes JA, Patten C. Reproducibility and Minimal Detectable Change of Three-Dimensional Kinematic Analysis of Reaching Tasks in People With Hemiparesis After Stroke. *Phys Ther.* 2008;88(5):652-63.

108. Lum PS, Mulroy S, Amdur RL, Requejo P, Prilutsky BI, Dromerick AW. Gains in upper extremity function after stroke via recovery or compensation: Potential differential effects on amount of real-world limb use. *Top Stroke Rehabil.* 2009;16(4):237-53.

109. Ameli M, Grefkes C, Kemper F, Riegg FP, Rehme AK, Karbe H, et al. Differential effects of high-frequency repetitive transcranial magnetic stimulation over ipsilesional primary motor cortex in cortical and subcortical middle cerebral artery stroke. *Ann Neurol.* 2009;66(3):298-309.

110. Dellabiancia F, Porcellini G, Merolla G. Instruments and techniques for the analysis of wheelchair propulsion and upper extremity involvement in patients with spinal cord injuries: current concept review. *Muscles Ligaments Tendons J.* 2013;3(3):150-6.

111. Schnorenberg AJ, Slavens BA, Wang M, Vogel LC, Smith PA, Harris GF. Biomechanical model for evaluation of pediatric upper extremity joint dynamics during wheelchair mobility. *J Biomech.* 2014;47(1):269-76.

112. Finley MA, Rasch EK, Keyser RE, Rodgers MM. The biomechanics of wheelchair propulsion in individuals with and without upper-limb impairment. *J Rehabil Res Dev.* 2004;41(3B):385-95.

113. Rice I, Gagnon D, Gallagher J, Boninger M. Hand rim wheelchair propulsion training using biomechanical real-time visual feedback based on motor learning theory principles. *J Spinal Cord Med.* 2010;33(1):33-42.

114. Bensmail D, Robertson JVG, Fermanian C, Roby-Brami A. Botulinum toxin to treat upper-limb

spasticity in hemiparetic patients: analysis of function and kinematics of reaching movements. *Neurorehabil Neural Repair* 2010;24(3):273-81.

115. Fridman EA, Crespo M, Gomez Argüello S, Degue L, Villarreal M, Bohlhalter S, et al. Kinematic improvement following Botulinum Toxin-A injection in upper-limb spasticity due to stroke. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*. 2010;81(4):423 -427.

116. Van der Kooij H, Prange GB, Krabben T, Renzenbrink GJ, de Boer J, Hermens HJ, et al. Preliminary results of training with gravity compensation of the arm in chronic stroke survivors. *Conf Proc Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc IEEE Eng Med Biol Soc Conf*. 2009;2009:2426-9.

117. Liebermann DG, Levin MF, McIntyre J, Weiss PL, Berman S. Arm path fragmentation and spatiotemporal features of hand reaching in healthy subjects and stroke patients. *Conf Proc Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc IEEE Eng Med Biol Soc Conf*. 2010;2010:5242-5.

118. Sleimen-Malkoun R, Temprado J-J, Berton E. A dynamic systems approach to bimanual coordination in stroke: implications for rehabilitation and research. *Med Kaunas Lith*. 2010;46(6):374-81.

119. Murphy MA, Willén C, Sunnerhagen KS. Kinematic Variables Quantifying Upper-Extremity Performance After Stroke During Reaching and Drinking From a Glass. *Neurorehabil Neural Repair*. 2011;25(1):71-80.

120. Molina-Rueda F, Aguila-Maturana AM, Molina-Rueda MJ, Miangolarra-Page JC. Treadmill training with or without partial body weight support in children with cerebral palsy: systematic review and meta-analysis. *Rev Neurol*. 2010;51(3):135-45.

121. Alt Murphy M, Willén C, Sunnerhagen KS. Movement kinematics during a drinking task are associated with the activity capacity level after stroke. *Neurorehabil Neural Repair* 2012;26(9):1106-15.

122. Alt Murphy M, Willén C, Sunnerhagen KS. Responsiveness of upper extremity kinematic measures and clinical improvement during the first three months after stroke. *Neurorehabil Neural Repair* 2013;27(9):844-53.

123. Subramanian SK, Yamanaka J, Chilingaryan G, Levin MF. Validity of Movement Pattern Kinematics as Measures of Arm Motor Impairment Poststroke. *Stroke*. 2010;41(10):2303-8.

124. Hardwick DD, Lang CE. Scapular and humeral movement patterns of people with stroke during range-of-motion exercises. *J Neurol Phys Ther*. 2011;35(1):18-25.

125. Kadivar Z, Sung C, Thompson Z, O'Malley M, Liebschner M, Deng Z. Comparison of reaching kinematics during mirror and parallel robot assisted movements. *Stud Health Technol Inform*. 2011;163:247-53.

126. Patterson TS, Bishop MD, McGuirk TE, Sethi A, Richards LG. Reliability of upper extremity kinematics while performing different tasks in individuals with stroke. *J Mot Behav* 2011; 43(2): 121-30
127. Krabben T, Prange GB, Molier BI, Rietman JS, Buurke JH. Objective measurement of synergistic movement patterns of the upper extremity following stroke: an explorative study. *IEEE Int Conf Rehabil Robot Proc.* 2011;2011:5975430.
128. Van Dokkum L, Hauret I, Mottet D, Froger J, Métrot J, Laffont I. The contribution of kinematics in the assessment of upper limb motor recovery early after stroke. *Neurorehabil Neural Repair.* 2014;28(1):4-12.
129. Rundquist PJ, Obrecht C, Woodruff L. Three-dimensional shoulder kinematics to complete activities of daily living. *Am J Phys Med Rehabil Assoc Acad Physiatr.* 2009;88(8):623-9.
130. Métrot J, Froger J, Hauret I, Mottet D, van Dokkum L, Laffont I. Motor recovery of the ipsilesional upper limb in subacute stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 2013;94(11):2283-90.
131. Krebs HI, Aisen ML, Volpe BT, Hogan N. Quantization of continuous arm movements in humans with brain injury. *Proc Natl Acad Sci.* 1999;96(8):4645-9.
132. Bosecker C, Dipietro L, Volpe B, Krebs HI. Kinematic robot-based evaluation scales and clinical counterparts to measure upper limb motor performance in patients with chronic stroke. *Neurorehabil Neural Repair.* 2010;24(1):62-9.
133. Zollo L, Gallotta E, Guglielmelli E, Sterzi S. Robotic technologies and rehabilitation: new tools for upper-limb therapy and assessment in chronic stroke. *Eur J Phys Rehabil Med.* 2011;47(2):223-36.
134. Rohafza M, Fluet GG, Qiu Q, Adamovich S. Correlations between statistical models of robotically collected kinematics and clinical measures of upper extremity function. *Conf Proc Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc IEEE Eng Med Biol Soc Conf.* 2012;2012:4120-3.
135. Culmer PR, Levesley MC, Mon-Williams M, Williams JHG. A new tool for assessing human movement: the Kinematic Assessment Tool. *J Neurosci Methods.* 2009;184(1):184-92.
136. Krebs HI, Krams M, Agrafiotis DK, DiBernardo A, Chavez JC, Littman GS, et al. Robotic Measurement of Arm Movements After Stroke Establishes Biomarkers of Motor Recovery. *Stroke* 2014;45(1):200-4.
137. Walking with Richard [sede web]. Normative databases: Part 1 - the numbers game [acceso 19 de mayo de 2014]. Disponible en: <http://wwrichard.net/2014/04/14/normative-databases-part-1-the-numbers-game/>

138. Rab G, Petuskey K, Bagley A. A method for determination of upper extremity kinematics. *Gait Posture* 2002;15(2):113-9.
139. Slavens BA, Harris GF. The biomechanics of upper extremity kinematic and kinetic modeling: applications to rehabilitation engineering. *Crit Rev Biomed Eng.* 2008;36(2-3):93-125.
140. Casellato C, Ferrante S, Gandolla M, Volonterio N, Ferrigno G, Baselli G, et al. Simultaneous measurements of kinematics and fMRI: compatibility assessment and case report on recovery evaluation of one stroke patient. *J Neuroengineering Rehabil.* 2010;7:49.
141. Dipòsit digital de la UB [base de datos Internet]. Barcelona; 2011 [acceso 3 julio 2014]. Lobo Prat J. A new kinematic and dynamic model for clinical evaluation of the upper extremity motion during an activity of daily living in subjects with neurological disorders. Disponible en: <http://diposit.ub.edu/dspace/handle/2445/20662>
142. Lobo-Prat J, Font-Llagunes JM, Gómez-Pérez C, Medina-Casanovas J, Angulo-Barroso RM. New biomechanical model for clinical evaluation of the upper extremity motion in subjects with neurological disorders: an application case. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2014;17(10):1144-56.
143. Úrsula Costa Boned. 3D motion analysis of daily living, implications in neurorehabilitation. En Congreso Gait and Clinical Movement Analysis. Miami (USA) 2010. En: *Gait and Posture*; 2010 special issue [epub ahead of print].
144. Niessen M, Janssen T, Meskers C, Koppe P, Konijnenbelt M, Veeger D. Kinematics of the contralateral and ipsilateral shoulder: a possible relationship with post-stroke shoulder pain. *J Rehabil Med.* 2008;40(6):482-6.
145. Meskers CGM, Koppe PA, Konijnenbelt MH, Veeger DHEJ, Janssen TWJ. Kinematic alterations in the ipsilateral shoulder of patients with hemiplegia due to stroke. *Am J Phys Med Rehabil Assoc Acad Physiatr.* 2005;84(2):97-105.
146. Morrey B, Askew L, Chao E. A biomechanical study of normal functional elbow motion. *J Bone Jt Surg.* 1981;63(6):872-7.
147. Wu Q, Boulanger P. Real-Time Estimation of Missing Markers for Reconstruction of Human Motion. 2011 XIII Symposium on Virtual Reality (SVR). 2011. p. 161-8.
148. Federolf PA. A Novel Approach to Solve the «Missing Marker Problem» in Marker-Based Motion Analysis That Exploits the Segment Coordination Patterns in Multi-Limb Motion Data. *PLoS ONE.* 2013;8(10):e78689.

149. Borhani M, McGregor AH, Bull AMJ. An alternative technical marker set for the pelvis is more repeatable than the standard pelvic marker set. *Gait Posture*. 2013;38(4):1032-7.
150. Kisho Fukuchi R, Arakaki C, Veras Orselli MI, Duarte M. Evaluation of alternative technical markers for the pelvic coordinate system. *J Biomech*. 2010;43(3):592-4.
151. McClelland JA, Webster KE, Grant C, Feller J. Alternative modelling procedures for pelvic marker occlusion during motion analysis. *Gait Posture* 2010;31(4):415-9.
152. De Baets L, Jaspers E, Desloovere K, Van Deun S. A systematic review of 3D scapular kinematics and muscle activity during elevation in stroke subjects and controls. *J Electromyogr Kinesiol Off J Int Soc Electrophysiol Kinesiol*. 2013;23(1):3-13.
153. De Bujanda E, Nadeau S, Bourbonnais D, Dickstein R. Associations between lower limb impairments, locomotor capacities and kinematic variables in the frontal plane during walking in adults with chronic stroke. *J Rehabil Med*. 2003;35(6):259-64.
154. Wu C, Liing R, Chen H, Chen C, Lin K. Arm and Trunk Movement Kinematics During Seated Reaching Within and Beyond Arm's Length in People With Stroke: A Validity Study. *Phys Ther*. 2014;94(6):845-56.
155. Pérez-Rodríguez R, Marcano-Cedeño A, Costa Ú, Solana J, Cáceres C, Opisso E, et al. Inverse kinematics of a 6 DoF human upper limb using ANFIS and ANN for anticipatory actuation in ADL-based physical Neurorehabilitation. *Expert Syst Appl*. 2012;39(10):9612-22.
156. Pérez R, Costa U, Torrent M, Solana J, Opisso E, Cáceres C, et al. Upper Limb Portable Motion Analysis System Based on Inertial Technology for Neurorehabilitation Purposes. *Sensors*. 2010;10(12):10733-51.
157. Pérez R, Costa U, Rodríguez C et al. Anticipatory assistance-as-needed control algorithm for a multijoint upper limb robotic orthosis in physical neurorehabilitation. *Expert Syst Appl*. 2013;
158. Pérez-Rodríguez R, Costa U et al. Assistance-as-needed robotic control algorithm for physical neurorehabilitation. En *International Conference Recent Advances Neurorehabilitation*. Valencia; 2013
159. Molina-Nájera F, Perez R, Costa U et al. Sistema de captura del movimiento de la extremidad superior para neurorrehabilitación funcional. En *Congreso Anual Sociedad Española Ingeniería Biomédica*. San Sebastián; 2012
160. Villán M, Perez R, Costa U. Clasificación de sujetos según el control motor de la Extremidad Superior en Neurorrehabilitación Funcional. En *Congreso Anual Sociedad Española Ingeniería Biomédica*. San Sebastián; 2012

161. Pérez-Rodríguez R, Rodríguez C, Costa U. Algoritmo de control anticipatorio assisted-as-needed para neurorrehabilitación funcional de extremidad superior. En Congreso Anual Sociedad Española Ingeniería Biomédica. San Sebastián; 2012
162. Villán M, Perez-Rodríguez R, Costa U. Comparación del movimiento de alcance entre sujetos Sanos y Patológicos en Neurorrehabilitación Funcional de Extremidad Superior. En Congreso Anual Sociedad Española Ingeniería Biomédica. Cáceres 2011
163. Pérez-Rodríguez R, Costa U et al. Solución al problema cinemático inverso mediante redes neuronales artificiales para Neurorrehabilitación funcional de extremidad superior. En Congreso Anual Sociedad Española Ingeniería Biomédica. Madrid; 2010
164. Bonilla Carrión E, Perez-Rodríguez R. Sistema de adquisición de movimiento de bajo coste basado en visión estereoscópica para neurorrehabilitación funcional. En Congreso Anual Sociedad Española Ingeniería Biomédica. Madrid; 2010

“ Now this is not the end. It is not even the beginning of the end.
But it is, perhaps, the end of the beginning. Winston Churchill

