



## **ESTUDIO ERGONÓMICO DEL MOVIMIENTO DEL BRAZO HUMANO**

**Identificación de patrones para la utilización de un exoesqueleto como ayuda en el puesto de trabajo.**

---

### **Memoria**

Presentada para optar al título de máster en Ingeniería Biomédica por  
**Maite Gorosabel Mendikute** bajo la supervisión del **Dr. Joseba Landaluze (Ikerlan)** y **Dr. Enrique Guijarro (Universidad Politécnica de Valencia)**



**UNIVERSIDAD  
POLITECNICA  
DE VALENCIA**

Valencia, julio 2009



## **Agradecimientos**

*En la realización de este trabajo he contado con la colaboración de muchas personas sin la que no hubiera sido posible finalizarlo. Mi agradecimiento para todas ellas, en especial a Joseba y Enrique que me han dirigido en el proyecto, a Marcos, Jesús y Fernando que me han apoyado en Valencia, y a Ramon, Asier, Javi y Aron, con los que he trabajado en Ikerlan.*

*El material utilizado en este trabajo ha sido financiado en parte por el Ministerio Español de Educación y Ciencia y por los Fondos Europeos FEDER (proyecto DPI2006-14928-C02-01 y proyecto DPI2006-14928-C02-02).*



## **Laburpena**

Europaraino, lanarekin erlazionatutako osasun gaitz hedatuena arazo muskuloeskeletikoak dira. EU-27an, langileen laurdenak bizkarreko minak ditu eta ia portzentaje berak min muskularrak dituela dio. Min muskuloeskeletikoen zergatien artean, kargak eskuz maneiatzea, lan fisiko astuna, postura desegokiak, mugimendu errepikakorrak eta bibrazioak egongo lirateke. Arazo muskuloeskeletikoei eta hauek sortutako arrisku siko-sozialei aurre egiteko lan postuetan neurri bereziak hartzea beharrezkoa da: lanpostuen egokitzapena eta laguntza tekniko aurreratuen garapena. Laguntza tekniko aurreratuen artean giza indarra handitzeko (anplifikatzeko) erabiltzen diren gailu mekatronikoak daude, erabiltzaileak izan ditzakeen barrera fisikoak gainditu ahal izateko. IKO (Ikerlan's Orthosis), Ikerlanek sorturiko 5 AGko ortosi bat da, lanpostuan lan errepikakorrak burutzen laguntzeko pentsatua dagoena. IKOren mugimendurako funtsezkoa da erabiltzailearen mugimenduen asmoa detektatzea. Erabili den sensorizazioak mugimenduaren asmoaren balio diskretuak detektatzea ahalbidetzen du, traiektorien kontsignak sartu behar zaizkielarik. Proiektu honetan, alde batetik, azterketa ergonomiko bat egin da, goiko atalaren mugimenduen patroiak atera ahal izateko eta ondoren IKOrentzako mugimenduen kontsignei aplikatu ahal izateko. Bestalde, alderantzizko zinematika kontutuan izanda eta esperimentalki lortutako mugimenduak balioztatu ostean, traiektorien programazioa burutu da IKOn.

## **Resumen**

Los trastornos músculo esqueléticos (TME) son el problema de salud relacionado con el trabajo más común en Europa. En la EU-27, una cuarta parte de los trabajadores se quejan de dolores de espalda y casi esa misma proporción declara padecer dolores musculares. Los TME están causados, sobre todo, por el manejo manual de cargas, trabajo físico pesado, malas posturas, repetición de movimientos y vibraciones. Hacer frente a los TME y los riesgos psico-sociales que conllevan exige la adopción de medidas en el puesto de trabajo: adecuación del puesto de trabajo y desarrollo de ayudas técnicas avanzadas. Dentro de las ayudas técnicas avanzadas existen dispositivos mecatrónicos amplificadores de fuerza destinados a ayudar al usuario a superar las barreras creadas por las limitaciones de la fuerza muscular. Ikerlan ha creado un exoesqueleto u ortosis de miembro superior de 5 GdL, IKO (IKerlan's Orthosis), pensada para ser empleada en el puesto de trabajo como ayuda para llevar a cabo trabajos repetitivos. Para el movimiento de IKO es fundamental la detección de la intención de movimiento del usuario. La sensorización utilizada permite la detección de valores discretos de la intención de movimiento, a los cuales hay que asignarles consignas de trayectorias. En este proyecto se ha realizado, por una parte, un estudio ergonómico para obtener patrones de movimiento del miembro superior y poder aplicarlos para la generación de consignas de movimiento para IKO. Por otra parte, se ha realizado la programación de trayectorias en IKO, teniendo en cuenta el modelo de cinemática inversa, y validando los movimientos experimentalmente con el mencionado exoesqueleto.

## ***Abstract***

Musculoskeletal disorders (MSDs) are the most common workrelated health problem in Europe. In the EU-27, a quarter of workers complain of backache and almost a quarter report muscular pain. MSDs are caused mainly by manual manage of loads, physical heavy work, bad postures, repetition of movements and vibrations. Tacking MSDs and the psico-social risks associated to them requires tacking actions at the workplace: adequacy of workplace itself and development of advanced technological aids. Within the advanced technological aids there are mechatronic devices, which are strength amplifiers intended to assist the user to overcome the barriers caused by muscular strength limitations. Ikerlan has created a 5 DoF upper limb exoskeleton named IKO (Ikerlan's Orthosis), though to be employed at the workplace as an assist device to carry out repetitive work. For IKO`s movement it is fundamental the detection of user's movement intention. The sensorization used allows discrete values detection, which need to be assigned trajectory set-points. This project has two parts: on the one hand, an ergonomic study has been carried out in order to obtain upper limb movement patterns and to be able to apply them to IKO`s movement set-point generation. On the other hand, IKO`s trajectories programming has been done, taking into account the inverse kinematic model; the programmed trajectories have been validated experimentally with IKO.

---

<b>1. INTRODUCCIÓN</b> .....	<b>13</b>
1.1 CONTEXTO.....	13
1.2 PROBLEMÁTICA .....	13
1.3 OBJETIVOS.....	14
<b>2. ESTADO DEL ARTE</b> .....	<b>15</b>
2.1 ANÁLISIS BIBLIOGRÁFICO .....	15
2.1.1 ROBOTICA APLICADA A LA REHABILITACIÓN.....	16
2.1.2 DIFERENTES ROBOTS REHABILITADORES .....	17
2.2 ERGONOMÍA DEL EXOESQUELETO .....	20
2.2.1 Seguridad .....	22
2.2.1.1 Patrones de movimiento.....	22
2.2.2 Tipo de trayectoria.....	23
2.2.3 Modelo postural vs. Modelo de transporte .....	24
2.2.3.1 Modelo postural .....	24
2.2.3.2 Modelo de transporte .....	25
2.2.3.3 Modelo combinado .....	26
2.3 ROBÓTICA APLICADA A LA REHABILITACIÓN .....	27
2.3.1 Mejor método de rehabilitación .....	27
2.4 DIFERENTES ROBOTS REHABILITADORES.....	29
2.4.1 MIT-MANUS .....	29
2.4.1.1 Robotic Gym.....	29
2.4.1.2 Características técnicas de los módulos de hombro-codo-muñeca (Krebs, 1998): .....	29
2.4.2 NeReBot/MariBot .....	30
2.4.2.1 NeReBot (NEuroREhabilitation roBot) .....	31
2.4.2.2 MariBot (MARIsa roBot) .....	33
2.4.3 WOTAS .....	33
2.4.3.1 Características técnicas (Rocon, 2007) .....	34
2.4.4 ARMin.....	35
2.4.5 ROBCAD .....	35
2.4.5.1 Diseño ergonómico para un exoesqueleto de brazo humano .....	36
2.4.5.2 Prototipo .....	36
2.4.6 UECM.....	37
2.4.6.1 Definición del modelo de ayuda (Zhang, 2005) .....	37
2.5 ESTUDIOS CLÍNICOS .....	38
2.5.1 MIT-MANUS .....	38
2.5.1.1 Robot-Aided Neurorehabilitation (Krebs, 1998) .....	38
2.5.1.2 Stroke Rehabilitation: An Argument in Favor of a Robotic Gym (Krebs, 2005)	39

---

2.5.1.3 A Paradigm Shift for Rehabilitation Robotics (Krebs, 2008) .....	40
2.5.1.4 Therapeutic Robotics: A Technology Push (Krebs, 2006) .....	40
2.5.2 ARMin (Mihelj).....	41
2.5.3 ROBCAD (Schiele, 2006).....	41
2.5.4 UECM (Upper Extremity Compound Movements).....	42
2.5.4.1 The Clinical Application of the Upper Extremity Compound Movements Rehabilitation Training Robot (Zhang, 2005) .....	42
2.5.4.2 Relation Between Patient's Active Force and Effect of Robotic Therapy for Rehabilitation (Liyun, 2005).....	42
2.5.5 Estudio mediante un Modelo Biomecánico del Brazo Humano .....	44
2.5.5.1 Modelo biomecánico del brazo humano .....	44
2.5.5.2 Configuraciones óptimas para realizar una tarea .....	44
<b>3. DESCRIPCIÓN DE IKO .....</b>	<b>46</b>
3.1 SELECCIÓN DE GDL .....	46
3.1.1 Especificaciones.....	46
3.1.2 Configuración de la cadena cinemática .....	46
3.2 DISEÑO MECÁNICO Y PRIMER PROTOTIPO.....	50
3.2.1 Configuración y selección de los actuadores.....	51
3.3 REDISEÑO ESTÉTICO.....	52
3.4 DETECCIÓN DE LA INTENCIÓN DEL USUARIO.....	52
<b>4. ESTUDIO ERGONÓMICO E IDENTIFICACIÓN DE PATRONES DE MOVIMIENTO .....</b>	<b>57</b>
4.1 INTRODUCCIÓN.....	57
4.2 DESCRIPCIÓN DEL ESTUDIO ERGONÓMICO .....	57
4.3 DEFINICIÓN DEL ÁREA DE TRABAJO Y TRAYECTORIAS.....	58
4.4 DISEÑO DEL EXPERIMENTO.....	60
4.5 SISTEMA DE CAPTURA DE MOVIMIENTOS BIOMIMO.....	62
4.5.1 Descripción del sistema .....	62
4.5.2 Diseño e implementación del 'BIOMIMO estudio ergonómico aumentado'.....	63
4.5.2.1 Sistema de captura.....	63
4.5.2.2 Sistema de tratamiento de datos (TD) .....	64
4.5.2.3 Sistema de visualización .....	65
4.6 REALIZACIÓN DE LAS PRUEBAS .....	66
4.6.1 Tipo de pruebas .....	67
4.6.2 Utilización de 'BIOMIMO estudio ergonómico aumentado'.....	68
4.6.3 Problemas en las pruebas .....	69
4.7 TRATAMIENTO DE DATOS .....	70
4.7.1 Dificultades.....	75
4.8 RESULTADOS .....	75

---

4.9 CONCLUSIONES SOBRE EL ESTUDIO ERGONÓMICO .....	81
<b>5. APLICACIÓN AL CONTROL DE IKO .....</b>	<b>82</b>
5.1 MÉTODOS ANALIZADOS .....	82
5.1.1 Método 1: Cinemática directa .....	82
5.1.2 Método 2: Cinemática inversa .....	84
5.1.3 Método 3: Cálculo de cinemática inversa mediante métodos numéricos basados en cálculos iterativos .....	85
5.1.4 Método 4: Introducción de trayectorias mediante puntos .....	85
5.1.5 Método 5: Introducción de trayectorias mediante coordenadas articulares (Qs) ...	88
5.2 ELECCIÓN DEL MÉTODO ÓPTIMO .....	90
5.2.1 Procedimiento .....	93
<b>6. CONCLUSIONES .....</b>	<b>96</b>
<b>7. PROPUESTA DE ACTIVIDADES (LÍNEAS FUTURAS) .....</b>	<b>97</b>
<b>8. REFERENCIAS .....</b>	<b>98</b>

### ***Lista de Figuras, tablas y diagramas***

Figura 1. Sujeto con stick virtual

Figura 2. Robot planar de hombro y codo, con 5 GdL activos y 2 pasivos

Figura 3. Robot de muñeca con 3 GdL

Figura 4. Vista completa de NeReBot

Figura 5. Diagrama de la estructura de NeReBot

Figura 6. Tablilla de apoyo de NeReBot

Figura 7. Robot de rehabilitación MariBot de 5 GdL

Figura 8. WOTAS, robot de 3 GdL

Figura 9. Esquema del control de pronación-supinación

Figura 10. Exoesqueleto con 2 GdL activos y 2 pasivos

Figura 11. ARMin con 4 GdL

Figura 12. Modelo ergonómico de la cinemática del hombro de ROBCAD

Figura 13. Modelo del codo

Figura 14. Modelo de la muñeca

Figura 15. Robot de rehabilitación UECM

Figura 16. Trayectoria en línea recta del ejercicio

Figura 17. (a) Video-juego: ejercicios de codo y hombro; (b) Video-juego: los juegos incluían dibujar círculos, estrellas, rectángulos, diamantes y navegar por windows.

Figura 18. Area de trabajo máximo

Figura 19. Las medidas de las fuerzas proporcionadas a cada paciente en cada uno de los días de entrenamiento

Figura 20. GdL del modelo del brazo

Figura 21. Conjunto de marcadores para el análisis de movimiento del miembro

Figura 22. Trayectoria predicha y experimental del movimiento de llevar un objeto a la boca

Figura 23. Cinemática del brazo humano

Figura 24. Espacio de trabajo teórico: (a) dos GdL en el codo; (b) un GdL en el codo en la muñeca

Figura 25. GdL de IKO: (a) IKO en posición de reposo; (b) abducción del brazo; (c) flexión de brazo; (d) rotación del brazo; (e) flexión del antebrazo, (f) rotación del antebrazo

Figura 26. (a) Diseño de IKO con cadena cinemáticas y GdL elejidos; (b) GdL adicionales y pasivos

- Figura 27. Momento necesario en el GdL de la flexión de codo
- Figura 28. Prototipo del exoesqueleto IKO de 5 GdL: (a) parte delantera; (b) parte trasera
- Figura 29. Prototipo de IKO con cubierta
- Figura 30. Esquema de la intención de movimiento
- Figura 31. Esquema del sistema de adquisición de datos para procesar la señal
- Figura 32. Registros de señal electromiográfica de tríceps y bíceps
- Figura 33. (a) banda plástica flexible con 16 electrodos interdigitados; (b) muñequera del exoesqueleto
- Figura 34. Centro de referencia y centro de giro del hombro
- Figura 35. Área de trabajo inicial y vector de máxima longitud
- Figura 36. Vector de máxima longitud admisible
- Figura 37. Cubo del área de trabajo considerado
- Figura 38. División de la muestra propuesta
- Figura 39. Esquema del sistema de captura ART con 6 cámaras infrarrojas
- Figura 40. Sistema de captura ART
- Figura 41. Targets del brazo, antebrazo, mano y cámara diseñados para el estudio ergonómico
- Figura 42. Interfaz del sistema BIOMIMO estudio ergonómico aumentado
- Figura 43. Mesa de pruebas
- Figura 44. Posición de inicio de la mano: (a) mano en el punto Q1; (b) mano en posición extendida
- Figura 45. Interfaz de sistema BIOMIMO estudio ergonómico aumentado y sus apartados
- Figura 46. Menú desplegado en la aplicación de Matlab
- Figura 47. Trayectoria de la mano durante el Ejercicio 1
- Figura 48. Evolución en el tiempo de los ángulos del codo y del hombro de uno de los sujetos
- Figura 49. Porcentaje de la relación entre el ángulo del brazo y del codo
- Figura 50. Ángulos del brazo y el antebrazo en las vistas sagital, transversal y frontal
- Figura 51. Gráfica con los ángulos Sagital, Transversal y Frontal del brazo y el antebrazo
- Figura 52. Representación de los vectores del brazo durante la trayectoria 14
- Figura 53. Superficie esférica dibujada por las coordenadas del codo y coordenadas del centro del hombro

Figura 54. Trayectoria de la mano durante el Ejercicio 1 y los puntos que se deben alcanzar

Figura 55. Posición de la mano durante la ejecución de la trayectoria 14: (a) vista en 3D; (b) vista superior

Figura 56. Posición del codo respecto al hombro

Figura 57. Posición del centro del hombro: (a) Ejercicio1, tratando de mantener el hombro en su posición inicial; (b) Ejercicio 3, moviendo el hombro libremente

Figura 58. Diagrama de Cajas con los datos de los ángulos del codo adoptados por los sujetos en los diferentes puntos

Figura 59. Diagrama de Cajas con los datos el ángulo del brazo adoptado por los sujetos en los diferentes puntos

Figura 60. Diagrama de Cajas con los datos del ángulo del brazo adoptado por los sujetos en los diferentes puntos

Figura 61. Parámetros Denavit Hatenberg y su esquema

Figura 62. Configuración adoptada por IKO en simulink: (a) postura no ergonómica; (b) postura ergonómica

Figura 63. Esquema de la relación entre la cinemática Directa y la inversa

Figura 64. Interfaz de usuario para el control de IKO

Figura 65. Dinámica de las articulaciones durante la cinemática directa

Figura 66. Dinámica de las articulaciones durante el método numérico iterativo

Figura 67. Trayectoria que sigue la muñeca a lo largo del recorrido

Tabla 1. Resultados de la prueba: Fugl-Meyer y puntuación de la Potencia Motora.

Tabla 2. Valoración Fugl-Meyer del miembro superior, antes y después de 4 semanas de entrenamiento, sobre un total de 36 puntos.

Tabla 3. Rangos en cada GdL activo

Tabla 4. Valores de los parámetro D-H del brazo IKO

Diagrama 1. Cálculo de cinemática inversa mediante métodos numéricos basados en cálculos iterativos

Diagrama 2. Introducción de trayectorias mediante puntos

Diagrama 3. Introducción de trayectorias mediante coordenadas articulares

Diagrama 4. Método óptimo: cinemática directa + método numérico basado en cálculos iterativos.

## 1. INTRODUCCIÓN

### 1.1 Contexto

Día a día va en aumento el número de personas afectadas por parálisis o debilitamiento del miembro superior. Además, los trastornos musculoesqueléticos asociados al trabajo son cada vez más frecuentes debido al incremento del ritmo del mismo y al aumento de cargas en ciertas partes del cuerpo, en especial manos, muñecas y hombros. Como consecuencia, el cuerpo humano se encuentra con obstáculos y limitaciones que debe superar a diario en la realización de diferentes tareas.

Hasta la fecha se han estudiado a fondo las ventajas derivadas del trabajo conjunto entre el cuerpo humano y los sistemas robóticos, siempre impulsados por la necesidad de encontrar sistemas integrados que beneficien a las personas. Estos dispositivos amplificadores de fuerza, tienen como finalidad ayudar al usuario a superar las barreras creadas por las limitaciones de la fuerza muscular. Ikerlan ha estado trabajando los últimos años en el campo de la biomecatrónica, y entre otras cosas ha construido IKO (Ikerlan's Orthosis), un exoesqueleto u ortesis de miembro superior.

Esta ortesis está pensada para ser empleada en un ámbito laboral donde los trabajos sean repetitivos y se requiera una fuerza considerable del miembro superior. Funciona a partir de la detección de la intención del movimiento del usuario mediante sensores superficiales colocados en la muñeca y en el brazo de la ortesis. Una vez detectado el movimiento, la ortesis funcionará como un dispositivo amplificador de fuerza que trabajará en paralelo con los músculos reales del brazo del usuario. La idea es que el exoesqueleto asista al usuario en la realización de tareas repetitivas con la intención de disminuir su esfuerzo físico y de este modo evitar posibles daños y lesiones.

En este proyecto se tratará de encontrar patrones de movimiento o un conjunto de leyes según las cuales se realizan los recorridos del miembro superior. Por otro lado, habrá un trabajo paralelo que consistirá en mejorar el movimiento del prototipo, especialmente la cinemática inversa. En la fase final del proyecto ambas líneas se unirán y se realizarán diferentes pruebas con el exoesqueleto. Las pruebas con usuarios reales vistiendo el exoesqueleto no se llevarán a cabo durante el desarrollo de este proyecto.

### 1.2 Problemática

Dentro del trabajo desarrollado hasta ahora en Ikerlan, se ha diseñado y construido el exoesqueleto u ortesis de brazo humano IKO (IKerlan's Orthosis/IKerlaneko Ortosia), de 5 GDL actuados y 4 GDL pasivos, orientado en principio a ayudar al usuario a realizar una actividad repetitiva en el puesto de trabajo, pero que puede utilizarse en otras aplicaciones, como por ejemplo rehabilitación.

Entre los trabajos que se están llevando a cabo se incluye la detección de la intención de movimiento del usuario, tarea clave para poder crear las consignas de movimiento. Por eso el principal objetivo que se persigue en este proyecto es la identificación de patrones de movimiento para IKO, de forma que se mueva de manera lo más natural posible en el espacio de trabajo como respuesta a la intención del usuario. A partir de los sensores de presión colocados en IKO, a la altura del brazo y de la muñeca del usuario, se detecta la intención “discreta” de movimiento del usuario. Mediante la discretización de tareas dentro del área de trabajo, previamente establecidas, el exoesqueleto escogerá un patrón de movimiento u otro.

Los patrones de movimiento se logran a partir del tratamiento de los datos obtenidos en el estudio ergonómico. En primer lugar se estudian los datos recogidos: coordenadas, ángulos, etc.; a continuación se realiza un filtro para asegurarse de que todos los datos con los que trabajamos son válidos; y por último se procede al tratamiento de los mismos con el objetivo de identificar patrones de movimiento o características que sean comunes, con los cuales es posible llevar a cabo las diferentes trayectorias previamente establecidas.

### **1.3 Objetivos**

Estos son los objetivos del proyecto:

- Analizar el Estado del Arte de las ortesis de brazo empleadas en rehabilitación.
- Realizar un estudio ergonómico a partir de los datos capturados en una serie de ejercicios ya definidos.
- Identificar patrones de movimiento con los que el miembro superior lleva a cabo sus tareas.
- Contribuir al control del movimiento de IKO, a partir del modelo directo y del modelo de cinemática inversa.
- Aplicar estos patrones de movimiento en el control IKO, de forma que se mueva de manera lo más natural posible en el espacio de trabajo como respuesta a la intención de movimiento del usuario.

## 2. ESTADO DEL ARTE

### 2.1 Análisis bibliográfico

Varios autores han tratado de resolver la problemática de movimiento del brazo humano. Los siguientes artículos se centran en el tema, algunos de ellos están enfocados desde un punto de vista general, tratando de entender cómo controla el sistema nervioso central dicho movimiento, mientras que otros artículos son más específicos tratando de demostrar alguna teoría en concreto. A continuación se citan los títulos, el nombre del autor y un breve resumen de estos artículos.

#### ***Human Arm Trajectory Formation (Abend, 1982)***

Hablan del control del SNC (Sistema Nervioso Central) sobre los movimientos multiarticulares en términos de formación de trayectorias. Si la rotación en torno al hombro y al codo son posibles, entonces se pueden utilizar varios caminos (trayectorias) para alcanzar el mismo objetivo. El problema está en entender cómo el SNC planea y controla la trayectoria de un movimiento. El SNC debe generar rotaciones de las articulaciones cuyos efectos combinados produzcan la velocidad y la trayectoria de la mano deseadas.

#### ***Spatial Control of Arm Movements (Morasso, 1989)***

Los movimientos del brazo pueden ser descritos en términos de trayectorias espaciales de la mano o de curvas angulares de las articulaciones. Por eso es importante determinar en cuál de los dos términos se representan los comandos motores. Su hipótesis es que se forman en términos de trayectorias de la mano en el espacio.

#### ***Planning Movements in a Simple Redundant Task (Vetter, 2002)***

Existen dos hipótesis que tratan de explicar cuál es la configuración que adopta el brazo para llegar a un punto concreto: el modelo postural dice que la postura adoptada está determinada sólo por la posición final de la mano deseada; el modelo de transporte sugiere que la postura adoptada depende del lugar desde el que se mueve la mano (desde el que parte la trayectoria de la mano). El modelo de mínima energía es un modelo específico de este último.

#### ***Postural Control of Three-Dimensional Movements (Desmurget, 1997)***

Argumentos a favor de que la postura final juega un papel importante en el control de movimientos, sirviendo durante todo el movimiento como un sistema de referencia interno con el que se compara la postura actual continuamente. Cuando la respuesta inicial está mal ajustada, el sistema motor es capaz de actualizar la postura durante el movimiento y reorganizar las sinergias articulares.

#### ***Kinematic Strategies for Upper Arm-Forearm Coordination in Three Dimensions (Medendorp, 2000)***

Tratan de probar que la ley de Donders se puede aplicar al brazo humano mediante un estudio. Después de realizar las pruebas, los resultados muestran que el brazo no cumple dicha ley (o al menos no cumple una única ley de Donders) corroborando las conclusiones a las que llegó Soechting (1995). Sin

embargo, cuando a la hora de señalar, uno considera la orientación del brazo para una postura concreta del antebrazo, la ley de Donders se cumple considerablemente.

***Final Posture of the Upper Limb Depends on the Initial Position of the Hand during Prehension Movements (Desmurget, 1998)***

Al contrario que en investigaciones anteriores, consideran la influencia de la postura inicial de la mano. Llegan a las siguientes conclusiones: el sistema nervioso resuelve el problema de la redundancia articular mediante estrategias mixtas; estas estrategias no dan una única correspondencia entre la mano y la configuración de la postura del brazo: es poco probable que la posición y la orientación de la mano en el espacio estén controlados por vías neurales independientes.

***Moving Effortlessly in Three Dimensions: Does Donders' Law Apply to Arm Movement? (Soechting, 1995)***

La ley de Donders aplicada al brazo viene a decir que a cada localización de la mano en el espacio le corresponde una única postura del brazo, definida por los ángulos del hombro y del brazo.

Después de realizar, grabar, y medir los movimientos en los experimentos, llegan a la conclusión de que la localización de la mano depende de la situación inicial del movimiento, y que por consiguiente, la ley de Donders no se cumple.

### **2.1.1 ROBOTICA APLICADA A LA REHABILITACIÓN**

Hay varios artículos que tratan sobre la aplicación de la robótica a la rehabilitación y sobre los resultados positivos que se logran. Se citan algunos de ellos:

***The effect of Robot Assisted Therapy and Rehabilitative Training on Motor Recovery following Stroke (Aisen, 1997)***

El objetivo es probar si el hecho de aplicar rehabilitación robótica a un miembro discapacitado influye o no en la recuperación de pacientes con hemiplejía. Utilizan el MIT-MANUS, un robot modular diseñado para proporcionar actividad motora en aplicaciones de neurología clínica.

***Design of an Arm Exoskeleton with Scapula Motion for Shoulder Rehabilitation (Carignan, 2005)***

Describen un exoesqueleto diseñado para tratar patologías de hombro. Después de estudiar varias configuraciones optan por analizar y exponer uno que cuenta con 5 GdL activos. Se diseñan dos prototipos y se prueban en varios sujetos para comprobar su diseño y ajustarlo. Aunque en un principio esté diseñado para terapia, también se usará para monitorizar el progreso de la fuerza. En uno de los apartados describen bastante al detalle la cinemática del miembro superior: movimientos, tipo de articulación, GdL, limitaciones...

Además realizan un breve resumen con los diferentes tipos de prototipos de exoesqueletos y los recogen en una tabla –el artículo data del año 1997 por lo que los datos no están muy actualizados–.

***Applications of Robotic/Mechatronic Systems in Special Education, Rehabilitation Therapy, and Vocational Training: a Paradigm Shift (Erlandson, 1995)***

Hay organizaciones como el *Enabling Technologies Laboratory* que diseñan sistemas robóticos/mecatrónicos que buscan aplicaciones donde las operaciones de manipulación que se requieran sean consistentes y repetitivas durante largos periodos de tiempo.

Las aplicaciones actuales incluyen trabajar con niños retrasados, la educación especial, la rehabilitación tradicional y la rehabilitación vocacional. El rango de los usuarios va desde niños jóvenes a personas mayores.

***A Paradigm Shift for Rehabilitation Robotics (Krebs, 2008)***

Presentan evidencias de que los robots se pueden utilizar como herramientas generales para fomentar la recuperación de enfermos de apoplejía tanto en los casos crónicos como en los que no lo son.

Realizan una revisión general sobre los diferentes tipos de enfermedades que afectan a la parte motora y sobre la influencia y el beneficio de aprovechar la terapia mediante robots para aplicarla a estas enfermedades: esclerosis múltiple, parkinson o enfermedades del sistema nervioso central.

***Robot-Aided Neurorehabilitation (Krebs, 1998)***

Hablan sobre aplicar la robótica y la tecnología automática para asistir, mejorar, cuantificar y documentar la neurorehabilitación. En particular presentan evidencias de que la terapia mediante robots no tiene efectos adversos, de que los pacientes toleran el procedimiento y de que la manipulación periférica de los miembros discapacitados influye en la recuperación cerebral.

## 2.1.2 DIFERENTES ROBOTS REHABILITADORES

En los últimos años se han diseñado varios robots para aplicarlos en rehabilitación:

### **MIT-MANUS**

***Interactive Robot Therapist does the first (Hogan, 1995)***

Es una patente y se trata del primer documento que habla sobre el MIT-MANUS, el robot rehabilitador diseñado por el MIT (Massachusetts Institute of Technology).

***Therapeutic Robotics: a Technology Push (Krebs, 2006)***

Presentan una revisión sobre los esfuerzos que han realizado para revolucionar el campo de la terapia mediante el desarrollo de robots a lo largo de los últimos 15 años. Todos ellos tanto para proporcionar terapia repetitiva como para mediar los parámetros de salida.

Crean que un *gimnasio* de robots será en los próximos 10 años el centro de la medicina física y la rehabilitación clínica. Los objetivos son determinar cuál es la mejor terapia y desarrollar robots terapéuticos adicionales.

***Stroke Rehabilitation: an Argument in Favor of a Robotic Gym (Krebs, 2005)***

Los creadores del MIT-MANUS tratan de presentar resultados que apoyen el desarrollo de múltiples robots para prestar terapia focalizada a diferentes segmentos y articulaciones de los miembros.

***Robot-Aided Neurorehabilitation of the Upper Extremities (Riener, 2005)***

Una visión general de los dispositivos robóticos que existen y que apoyan la terapia de movimientos del miembro superior. Se comparan características tales como la función técnica, la aplicabilidad clínica y los resultados.

Se presentan resultados clínicos además de los aspectos clínicos. Los robots rehabilitadores pueden hacer que las funciones de la terapia del miembro superior sean más eficientes. Además, los sistemas robóticos proporcionan medidas cuantitativas precisas sobre el rendimiento del paciente.

***A Robot for Wrist Rehabilitation (Williams, 2001)***

En 1991 diseñaron el MIT-MANUS que demostró producir buenos resultados en la rehabilitación del hombro y el codo. Williams, se centra en la articulación de la muñeca, creando el diseño mecánico de un robot para la rehabilitación de la misma.

***A Robot for Hand Rehabilitation (Jugenheimer, 2001)***

Es una tesis de máster que trata sobre un robot para rehabilitación de la mano, también diseñado en el MIT y parte del MIT-MANUS, un robot modular dirigido a la rehabilitación de diferentes segmentos de los miembros del cuerpo humano, tanto los inferiores como los superiores.

**UECM**

***The Clinical Application of the Upper Extremity Compound Movements Rehabilitation (Zhang, 2005)***

Describen un robot para rehabilitación llamado UECM. Después de realizar un ensayo clínico, los resultados prueban que después de un periodo de tratamiento la función de la mayoría de los pacientes mejoró y que el efecto de la rehabilitación es mejor que el de la terapia convencional. Los resultados indican que el robot UECM tiene buenas perspectivas en la rehabilitación clínica.

***Relation between Patients' Active Force and Effect of Robotic Therapy for Rehabilitation (Li-yun, 2005)***

Tratan de descubrir los factores que más influyen en la terapia mediante robots. Analizan la relación entre la fuerza activa del paciente y el efecto. Encuentran evidencias de que los buenos resultados después del entrenamiento y la fuerza activa del paciente están altamente correlacionados. Cuanta mayor es la fuerza activa del paciente, mejor es el efecto de la terapia.

## **ARMIN**

### ***ARMin-Toward a Six DoF Upper Limb Rehabilitation Robot (Mihelj, 2006)***

ARMin es un robot diseñado para asistir, mejorar, evaluar y documentar la rehabilitación neurológica y ortopédica. El control de impedancia permite tener en cuenta el esfuerzo del paciente haciendo que el dispositivo obedezca a partir de la fuerza ejercida por el paciente.

El sistema de rehabilitación automatizado propuesto, no sólo mejora la rehabilitación si no que proporciona información adicional sobre el progreso de la rehabilitación en términos de índices de mejoría específica y objetiva en valores numéricos de manera que resulte fácil de entender a los clínicos.

## **WOTAS**

### ***Rehabilitation Robotics: a Wearable Exoskeleton for Tremor Assessment and Suppression (Rocon, 2005)***

El objetivo principal de este proyecto era desarrollar un exoesqueleto (ortesis) que proporcionase medios para medir estrategias de reducción de temblor en las tres articulaciones del miembro superior. Presentan una plataforma robótica capaz de monitorizar y controlar el temblor de las personas llamada WOTAS.

### ***Design and Validation of a Rehabilitation Robotic Exoskeleton for Tremor Assessment and Suppression (Rocon, 2007)***

Está equipado con sensores cinemáticos y cinéticos para medir y calcular el desplazamiento angular, la velocidad y la aceleración de las articulaciones, y las fuerzas de interacción entre el miembro superior y la ortesis.

## **NEREBOT/MARIBOT**

### ***Design, Implementation and Clinical Tests of a Wire-Based Robot for Neurorehabilitation (Rosati, 2007)***

Presenta el desarrollo de NeReBot y los test clínicos realizados sobre el mismo. Se trata de un robot de rehabilitación del miembro superior de tres GdL cuyo funcionamiento se basa en tres cables suspendidos por tres barras horizontales, en la parte superior del robot.

Lo puede configurar el terapeuta gracias a un simple procedimiento del tipo *teaching-by-showing*. Es decir, en una primera fase se realizan los movimientos manualmente, después el robot los guarda (graba), y por último los reproduce.

### ***Rehabilitation Robotics in Padua, Italy (Rossi, 2007)***

Un breve resumen del robot NeReBot para después describir el prototipo MariBot, un desarrollo posterior al anterior. La estructura superior de 4 barras ha sido sustituida por un brazo robótico, de manera que se puede cambiar la configuración durante la terapia. Se ha mejorado el espacio de trabajo, abarcando casi todo el rango de movimiento del brazo humano y se ha reducido peso.

Ambos cuentan con un software para simulación, para realizar los ejercicios y comparar los resultados de las trayectorias del brazo logradas por NeReBot y MariBot.

## **ROBCAD**

### ***Kinematic Design to Improve Ergonomics in Human Machine Interaction (Schiele, 2006)***

Presentan un modelo por un lado, y un exoesqueleto por otro. El modelo reproduce la cinemática del miembro superior de 9 GdL y sirve como referencia para desarrollar y optimizar estructuras cinemáticas vestibles (exoesqueletos). Entre las ventajas del exoesqueleto están: que no necesita alineamiento con los ejes de las articulaciones, que es cómodo de usar, y que no crea fuerzas residuales en caso de desalineamientos. El prototipo tiene un diseño ergonómico y ha sido probado experimentalmente.

Habla sobre diferentes tipos de terapia de movimientos para una recuperación más rápida y mejor de los pacientes con apoplejía.

### ***Aplicación de la Teoría de Robots Manipuladores a la Biomecánica del Brazo Humano (Rodríguez, 2007)***

Aplicación de un conjunto de técnicas propias de la teoría de los robots manipuladores al estudio del movimiento del brazo humano. Para ello el brazo humano se modela como un robot manipulador redundante.

Esta técnica tiene aplicaciones en la evaluación de puestos de trabajo y actividades laborales. También sirve para valorar terapias y otro tipo de prácticas medidas encaminadas a mejorar el desempeño de pacientes con problemas de movilidad de las extremidades.

## **2.2 Ergonomía del exoesqueleto**

La ergonomía es un aspecto primordial a tener en cuenta a la hora de concebir el diseño del exoesqueleto y para eso es imprescindible conocer la cinemática del brazo humano.

Al estudiar el miembro superior la mayoría de los autores consideran que el movimiento se logra a través de 7 GdL, si no tenemos en cuenta los movimientos de la mano: 3 GdL en el hombro (flexo-extensión, abducción-aducción y rotación); 1 GdL en el codo (flexo-extensión); y 3 GdL en la muñeca y antebrazo (prono-supinación, flexo extensión y abducción-aducción también llamados desviación radial y cubital).

La configuración y las características a tener en cuenta serán diferentes dependiendo de si el dispositivo es un robot basado en actuador final (end effector based robots), un exoesqueleto o un semiexoesqueleto. Los que están basados en actuadores finales son generalmente brazos articulados que interactúan con el sujeto a través de la mano. Su objetivo es tratar de llevar el dispositivo a una localización concreta del espacio, indicada por el especialista; los exoesqueletos son robots que se adaptan al brazo humano e intentan reproducir sus movimientos, por eso deben cumplir con unos criterios mínimos: longitud de

segmentos, rangos de movimiento y número de GdL; otra solución es diseñar un semiexoesqueleto, cuya parte proximal sea un brazo articulado encargado de transmitir los movimientos a la articulación del hombro y la parte distal un exoesqueleto que transmite el resto de los movimientos.

Aunque la cinemática del hombro se modela normalmente como una rótula (ball and socket), en la mayoría de exoesqueletos se sustituye por una articulación que permite la rotación en tres ejes ortogonales. Las estructuras del hombro no replican las articulaciones biológicas, aunque sí su libertad de movimiento.

Hay un factor que muchos olvidan que es la traslación de la articulación gleno-humeral (GH), causada por el desplazamiento escapulo-torácico, rotación de la clavícula y otras articulaciones del hombro. La mayoría de los exoesqueletos añaden GdL pasivos, pero la cuestión es si esta medida es suficiente teniendo en cuenta que el desplazamiento de la escápula puede llegar a ser de hasta de 10 cm cuando el brazo se eleva por encima de los 90°. El exoesqueleto MGA (Maryland-Georgetown-Army) (Carignan, 2005) es uno de los pocos que añade en su prototipo un GdL rotacional en la escápula, permitiendo la traslación de la misma.

La articulación del codo en cambio seguramente es la más sencilla de modelar, ya que se puede aproximar como una articulación rotacional simple. La pronosupinación del antebrazo es más complicada ya que es prácticamente imposible hacer coincidir el eje de rotación con el eje anatómico del brazo. Más adelante se explicará esta cuestión en la descripción de uno de los exoesqueletos (Rocon, 2007).

Muchos investigadores se centran en las articulaciones superiores y por eso la literatura que encontramos sobre la muñeca no es tan extensa o tan detallada. Suelen tener en cuenta la flexo-extensión y la abducción-aducción de la misma. El rango de movimiento de estos movimientos es bastante pequeño, siendo mayor la desviación cubital.

En cuanto a la sujeción, normalmente se realiza en varios puntos del torso para que se mueva lo menos posible y así evitar desajustes. Es importante que el centro de la articulación se mantenga siempre fijo en el punto que queramos y que éste coincida con el centro de rotación real del hombro. Para que el diseño de la mochila sea lo más ergonómico posible conviene que no sea ni muy pesado, ni muy rígido.

La función más importante de cualquier dispositivo ortésico está relacionada con transmitir cargas a las estructuras óseas a través de los tejidos blandos. Por eso deben considerarse varios factores relacionados con la presión tales como el confort, el dolor y la seguridad. Hay dos métodos para transmitir cargas externas: concentrar las cargas en una región pequeña con una gran tolerancia a las presiones; y distribuir la carga sobre un área lo más grande posible. Generalmente se elige la primera alternativa.

### 2.2.1 Seguridad

Entre las medidas de seguridad con las que cuentan los prototipos están las siguientes:

- Cierres magnéticos
- Limitadores: de fuerza, de momentos aplicados en las articulaciones, de rangos de movimiento, físicos de choque...
- Para los desajustes en hombro y codos: GdL pasivos, GdL en la escápula, diseños tipo end effector o semiexoesqueletos.
- Pulsadores de parada y emergencia
- Movimientos suaves.

#### 2.2.1.1 Patrones de movimiento

Cuando buscamos patrones de movimiento del miembro superior el principal problema con el que nos encontramos es la redundancia del mismo. El brazo humano cuenta con más grados de libertad de los que se necesitan para determinar su posición y orientación en el espacio, lo que dificulta encontrar un único criterio de movimiento.

Por un lado se estudia la manera en la que el sistema nervioso central (SNC) consigue una posición y una orientación deseada de la mano, es decir, qué estrategia sigue para realizar el movimiento; por otro lado, se estudia el tipo o la forma de trayectoria que sigue la mano. Para resolver la primera cuestión se barajan dos hipótesis: el modelo postural (Postural Model) y el modelo de transporte (Transport Model); en cuanto a la forma del recorrido seguido puede ser recto o curvado.

*MODELO POSTURAL (POSTURAL MODEL)- Ley de Donders.*

El modelo postural se basa en la manera en que movemos la mano a la hora de llevar a cabo una tarea y está determinado por la posición y orientación final de la mano que queremos adoptar.

Muchos tratan de encontrar una ley o un criterio que resuelva la problemática y algunos usan la ley de Donders para tratar de explicarlo. Esta ley establece que para cada dirección de la mirada, existe una única orientación de los ojos en la cabeza. La ley de Donders aplicada al brazo viene a decir que, a toda localización de la mano en el espacio le corresponde una única postura del espacio, definida por los ángulos del hombro y la mano.

*MODELO DE TRANSPORTE (TRANSPORT MODEL)-Modelo de energía mínima.*

El modelo de transporte se basa en la teoría de que la postura de la mano en una localización dada, depende de la posición de la misma al inicio del movimiento. La ley de la mínima energía o del mínimo trabajo sería un modelo específico de este modelo.

### 2.2.2 Tipo de trayectoria

Abend (1982) realiza una revisión general de la problemática sin entrar en detalle en los tipos de modelos. Este estudio se centra más en la forma de la trayectoria:

Los movimientos naturales de los miembros implican normalmente la rotación de dos o más articulaciones. En la década de los '80 no se habían realizado todavía muchos estudios sobre la manera en la que el sistema nervioso central (SNC) coordinaba el gran número de grados de libertad del miembro superior. Investigaron el control del SNC sobre los movimientos en términos de formación de trayectorias, que hacen referencia al recorrido que toma la mano. Si se permite la rotación en las articulaciones del hombro y el codo, se pueden conseguir una gran variedad de recorridos para llegar al mismo objetivo. El problema está en comprender como el SNC planea y controla la trayectoria de un movimiento.

Una de las maneras de llegar a comprender como el SNC controla los movimientos de las articulaciones puede ser la de determinar las estrategias de movimiento que se utilizan. Morasso (1989) realizó uno de los primeros estudios en el que se pidió a un sujeto que moviese la mano hacia un objetivo; la mano se movió aproximadamente siguiendo un recorrido recto. Es interesante porque el movimiento recto se crea a partir de la interacción de las rotaciones de cada una de las articulaciones implicadas. Además, Morasso (1989) también afirmó que la curva de la velocidad de la mano tenía forma de campana en cualquier punto del espacio en el que se moviese la mano y que, sin embargo, la velocidad angular de las articulaciones dependía del área de trabajo y que muchas veces el resultado era complejo.

Como en el estudio de Morasso (1981) la tendencia natural era la de producir recorridos rectos, Abend (1982) investigaron estrategias de movimiento en los que los sujetos eran instruidos para utilizar trayectorias curvas. Se grabaron los movimientos de dos grados de libertad del brazo realizados por adultos sanos.

Cuando al sujeto se le indicaba simplemente que moviese la mano hacia un objetivo, el recorrido seguido era casi recto y la velocidad de la misma, con forma de campana. En cambio cuando se le pedía al sujeto que realizara la trayectoria curvada, el recorrido parecía estar formado por segmentos, como si el sujeto estuviese tratando de crear la curva a partir de la consecución de pequeñas curvas. Además, la curva de velocidad presentaba irregularidades y puntos de inflexión.

### **CONTROL ROBÓTICO Y CONTROL BIOLÓGICO**

Las teorías que comparan el control de la formación de trayectorias en el campo de la robótica y el campo biológico son inevitables. Presentan aspectos comunes, ya que una tarea implica problemas similares de control para los dos sistemas, ambos necesitan un mecanismo que relacione el recorrido de la mano y los momentos en las articulaciones.

La trayectoria del actuador final se especifica normalmente en coordenadas cartesianas. El problema viene a la hora de transformar estas coordenadas en coordenadas articulares (cinemática inversa) y en obtener después los momentos

articulares respectivos (dinámica inversa). Se suelen utilizar dos métodos, uno basado en procedimientos computacionales (procesamiento en tiempo real) y el otro basado en tablas (memoria).

Además, nos encontramos con el problema añadido de que la relación matemática que asocia el objeto a alcanzar y la postura final del brazo es a priori indeterminada debido a que el número de grados de libertad del miembro superior (7 GdL si despreciamos los de los dedos), es superior a los que se necesitan para definir por completo la posición y la orientación de un objeto en el espacio (6 GdL) (Desmurget, 1997).

En cuanto a los cálculos computacionales Desmurget (1998) apunta que una manera de minimizar la complejidad de la cinemática inversa puede consistir en agrupar los grados de libertad del miembro superior en módulos funcionales independientes, mediante la correspondencia de cada una de ellas a un atributo del objeto: las articulaciones proximales (hombro y codo) estarían relacionadas con la localización del objeto, mientras que la más distal (muñeca) estaría relacionada con la forma y orientación del objeto.

### 2.2.3 Modelo postural vs. Modelo de transporte

El modelo postural y el modelo de transporte intentan encontrar solución a la problemática de la trayectoria del brazo. Algunos autores tratan de demostrar una teoría u otra basándose en estudios experimentales y otros a través de modelos computacionales, los cuales también requieren estudios experimentales para ser probados.

#### 2.2.3.1 Modelo postural

Desmurget (1997) argumenta a favor de la hipótesis de que la postura final es la clave en el control del movimiento, estableciendo una referencia con la que la situación vigente del sistema se compara continuamente. Las características espaciales del objeto que se quiere alcanzar se convierten en una serie de orientaciones del brazo y del antebrazo. Cuando esta respuesta inicial no se ajusta bien, el sistema motor es capaz de actualizar la postura deseada durante la moción y de reorganizar las sinergias articulares.

La orientación final de la mano se puede lograr mediante diferentes combinaciones articulares. Un sujeto puede ajustar la orientación de la mano respecto al objeto usando principalmente la rotación del antebrazo y la elevación del codo. Llegan a la conclusión de que el sistema motor es capaz de resolver el problema de la cinemática inversa, mediante la implementación de posturas estereotipadas para cada orientación del objeto. Ésta es la razón por la que las configuraciones del miembro superior adoptadas en pruebas sin perturbaciones, eran fáciles de identificar.

El principio de la neurociencia conductual se basa en que los parámetros espaciotemporales se pueden utilizar para comprender los fundamentos básicos de la generación de movimientos. Por ejemplo, el movimiento de prensión está relacionada con dos tipos de parámetros: espacial (relacionada con la trayectoria) y la segmental (relacionada con las articulaciones). Los resultados coinciden con

la segunda de ellas ya que las variaciones en los patrones de las articulaciones fueron muy estables, independientemente de las condiciones experimentales.

Soechting (1995) realizan una serie de experimentos para ver si la ley de Donders se cumple dentro de unas condiciones más generales. Sugieren que las razones de que esta ley se viole pueden ser biomecánicas. Por ejemplo, en el caso de agarrar un objeto, dependiendo de la orientación del mismo, la muñeca estaría restringida por su limitado rango de movimientos. Se podría argumentar que la ley de Donders se viola por restricciones biomecánicas impuestas por la tarea, pero que todavía se podría aplicar en aquellos movimientos que no requieran una orientación precisa de la mano. Estudian la posición de la mano para movimientos de señalización (pointing) al inicio y al final, a través de ciertos puntos distribuidos en el espacio y observan que en la mayoría de los casos la ley de Donders no se cumple. En cambio, sí que se cumple la ley de la mínima energía, el cual establece que las tareas se realizan con el mínimo esfuerzo posible.

### 2.2.3.2 Modelo de transporte

En una publicación de Desmurget (1998), en contra de lo que habían publicado hasta entonces, trataron de demostrar la influencia de la postura inicial de la mano sobre la postura final. El modelo postural se ha estudiado en varios artículos, tanto para movimientos de prensión como de señalización. Estos resultados han sido cuestionados en algunos experimentos, demostrando que la configuración final que se adopta con el miembro superior presenta variaciones significativas cuando el sujeto comienza a señalar a partir de posiciones iniciales diferentes.

Realizaron un experimento durante el cual se modificaron tres factores principales: la posición del objeto, la orientación del objeto y el punto inicial del movimiento. El experimento se realizó a oscuras para evitar que el sujeto pudiese emplear señales de retina para corregir el movimiento durante el curso del experimento. La única instrucción que se les dio fue que agarrasen el objeto fuertemente.

La posición inicial de la mano afectó significativamente a todas las variables dependientes consideradas en el experimento. Esto indica que la postura adoptada por el brazo no era la misma para las diferentes posiciones iniciales.

Llegaron a las siguientes conclusiones: Primera, que el sistema nervioso resuelve el problema de la redundancia de las articulaciones mediante estrategias compuestas, basadas en la posición del brazo y la configuración del objeto. Segunda, que estas estrategias no proporcionan una única correspondencia entre la configuración de la mano y la postura del brazo. Tercera, que es poco probable que se puedan controlar la posición y la orientación de la mano en el espacio mediante vías neuronales independientes.

Soechting (1995) afirman que es imposible predecir la postura final del brazo basándose sólo en leyes cinemáticas. Pero hay una hipótesis que sí se cumple y es que la postura que se adopta al final, minimiza la cantidad de trabajo que hay que realizar para mover la mano desde una posición inicial (ley de la mínima energía). Esta ley establece que las tareas se realizan con el mínimo esfuerzo posible.

### 2.2.3.3 Modelo combinado

Encontramos autores en la literatura que no están a favor de ninguno de los modelos en concreto, sino que proponen una combinación de ambos.

Vetter (2002) presenta un modelo en el que la función de coste es una combinación del modelo postural y el modelo de transporte. Se propone una tarea con la que se pueden probar ambas teorías, tocar un objetivo en forma de barra cilíndrica (objetivo, blanco) con un stick virtual sujetado por la mano (Figura 1). Son dos las razones por las que eligen esta tarea: por un lado, la inercia de rotación del antebrazo es dos veces menor que la del húmero, factor que se mantiene con el stick virtual sin masa (mass-less virtual stick). Como el trabajo es proporcional a la inercia, se puede probar el modelo de energía mínima. En segundo lugar, la rotación del húmero y del antebrazo se controlan por grupos musculares independientes, lo que minimiza las restricciones biomecánicas facilitando el modelo postural.

Los sujetos adoptaron posturas diferentes dependiendo de la altura y la distancia horizontal hasta el objetivo. Al principio emplearon más la rotación del húmero que la del antebrazo y las trayectorias que siguieron fueron casi rectas. A medida que aumentaba la altura del objetivo, la rotación del húmero disminuía y la del antebrazo aumentaba. Este patrón se observó en los siete sujetos. El primer experimento confirmó la teoría del modelo postural y el segundo en cambio, la teoría del modelo de transporte, demostrando que existe relación entre la postura inicial y la final.

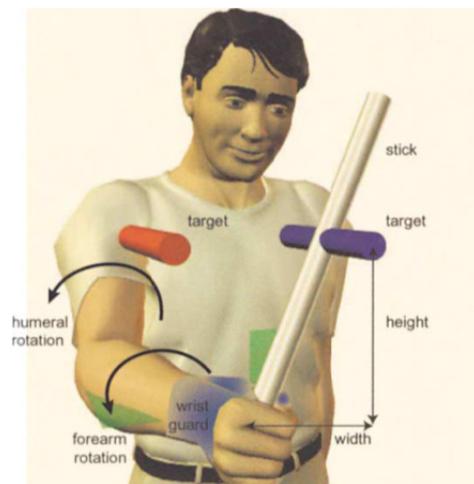


Figura 1. Sujeto con el stick virtual

Mendendorp (2000) encontró evidencias de que la postura final está influenciada por la postura inicial pero que para cada postura inicial de un sujeto, la ley de Donders se cumple.

Resenbaum sugirió otro modelo en el que la postura final se logra a partir de la media ponderada de posturas, cuyo peso se asigna en función del coste energético que se necesita para alcanzarlas. El principal problema es que es difícil determinar el peso de cada postura, aunque la idea está bien.

Por otro lado, para Vetter (2002) el problema es determinar una postura de referencia, ya que todos los movimientos deben comenzar en algún lugar. Se puede realizar una aproximación definiendo la media de todas las posturas como postura de referencia, u optimizar la postura de referencia basándose en datos experimentales.

## 2.3 Robótica aplicada a la rehabilitación

Los sistemas robóticos y mecatrónicos se usan normalmente en la sustitución y aumento de la pérdida de habilidades funcionales, pero está creciendo el número de aplicaciones que utilizan la tecnología como herramienta educativa y terapéutica (Erlandson, 1995).

Erlandson (1995) cita varios factores principales que afectan en el avance o el futuro éxito de las tecnologías mecatrónicas en el campo de la rehabilitación. La evolución de la tecnología en sí misma es el principal factor, p. ej. en el desarrollo de la robótica de servicios (medicina y cirugía), robots más pequeños para trabajar alrededor de la gente. El hecho de que sean más coste-efectivos mientras siguen ofreciendo alta calidad es otro factor. El campo en el que se desarrollan e implementan las aplicaciones: la educación especial, la terapia de rehabilitación y la terapia ocupacional, los cuales siguen el modelo tradicional. Se están desarrollando nuevas aplicaciones dentro de estos límites profesionales; sin embargo, la difusión de la información en estas áreas siempre ha sido muy lenta. Por último, dentro de cada grupo profesional hay diferencias en cuanto a las teorías contrapuestas a las que se pueden aplicar: aprendizaje de cualidades motoras o cognitivas... Por lo tanto, otro factor sería la habilidad de incorporar dentro de la tecnología, estas teorías. Las aplicaciones actuales incluyen el trabajo con niños discapacitados cerebrales, educación especial, rehabilitación tradicional y rehabilitación vocacional. Además el rango de usuarios va desde personas muy jóvenes a personas de edad avanzada.

En otro artículo, Krebs (2008) dice que hasta ahora la población a la que se dirigía la rehabilitación mediante robots era principalmente la de pacientes con accidentes o daños cerebrovasculares, por ser la principal causa de incapacidad permanente. Sin embargo, en este artículo hacen hincapié en que este tipo de terapia también puede ser aplicada a otras enfermedades: parálisis cerebral, esclerosis múltiple, daños de médula espinal o enfermedad de párkinson.

Una de las propuestas que hacen para mejorar la efectividad de la terapia es integrar robots en la práctica clínica, con el objetivo de transformar los movimientos robotizados en tareas funcionales; en esto coincide con lo que decía Erlandson (1995) anteriormente. En definitiva, que los robots se valen de la tecnología para aumentar la productividad y la efectividad de un clínico, mientras facilitan la mejora de la recuperación de los individuos. La única manera de avanzar en este área es trabajar en serio en pruebas clínicas para ver qué funciona de verdad y qué no.

Por otro lado, hay aspectos importantes que muchos no consideran a la hora de diseñar el robot, como son el espacio de trabajo para realizar el entrenamiento y la compatibilidad entre los aparatos y las articulaciones para evitar desajustes (Schiele, 2006).

### 2.3.1 Mejor método de rehabilitación

Hay una gran controversia en torno al método más adecuado para rehabilitación. Mihelj (2006) cree que lo primero que hay que preguntarse es, si el dispositivo

debe incluir la posibilidad de entrenar tanto las funciones distales, como proximales, ya que esto influye en la complejidad del aparato (Mihelj,2006). En su artículo, hacen una revisión bibliográfica sobre lo que han dicho otros autores sobre el tema:

Woldag (2003) analizan en un estudio si el entrenamiento repetitivo de movimientos complejos de mano y brazo, es beneficioso para la recuperación de la función motora de pacientes con lesión. La razón de hacerse esta pregunta es la complejidad de los movimientos que se realizan con las manos en las actividades de todos los días (ADL). Llegan a la conclusión de que no aporta ningún beneficio el entrenamiento basado en la complejidad de las tareas, en comparación con la rehabilitación funcional como pueden ser la fisioterapia o la terapia ocupacional. Es decir, concluyen que un sistema de dos dispositivos, uno para la parte distal y la otra para la parte proximal, es mejor. Es similar a lo que dice Krebs (2009)., que intentan demostrarlo mediante el Robot Gym como se explicará más adelante.

En otro artículo de Woldag y Hummelsheim (2002), sugieren que la actividad motora repetitiva es la base para el aprendizaje y la recuperación. La repetición de movimientos utiliza gran parte del potencial plástico del cerebro y parece que eso contribuye a reorganizar sus zonas motoras. Por otro lado, la fisioterapia basada en la estimulación transcutánea de los nervios planteada por Bobath(1990), no aporta ninguna evidencia de mejora. Subrayan la importancia de la activación voluntaria repetitiva de grupos musculares por parte del paciente.

La mayoría de autores está de acuerdo con lo citado anteriormente, sin embargo, hay algunos que afirman lo contrario, es decir, que sí se observa mejoría mediante el tratamiento basado en movimientos complejos.

También están los que dicen que no hay evidencias concluyentes para afirmar ni una cosa ni la otra, como es el caso de Van der Lee (2001) Las principales conclusiones a las que llegan son las siguientes: 1) las pruebas que comparan diferentes tipos de ejercicio no demuestran diferencias en cuanto a efectividad, 2) parece beneficiosa la terapia mediante ejercicios más intensivos y 3) es aconsejable para los pacientes lesionados seguir ejercitando el miembro afectado.

Patten (2004) afirman en un artículo que la debilidad muscular puede tener mayor influencia en la recuperación del movimiento de lo que tiene la espasticidad, como se creía hasta ahora. La espasticidad es un síntoma que refleja un trastorno motor del sistema nervioso en el que algunos músculos se mantienen permanentemente contraídos. Dicha contracción provoca la rigidez y acortamiento de los músculos e interfiere en sus distintos movimientos y funciones como pueden ser la manipulación de objetos, el equilibrio, el habla etc., más pronunciada en las partes distales que en las proximales. También piensan que la terapia debe basarse o debe estar orientada a tareas, concretamente en ADLs y no dejan claro si la variable más importante es el tipo de tarea específica o la intensidad del esfuerzo a la hora de realizarla.

Por último, los autores del artículo llegan a la conclusión de que es necesario diseñar un robot que además de ser aceptado por la gente del entorno de la

rehabilitación, debe validar diferentes estrategias de rehabilitación y encontrar la más óptima entre ellas.

Schiele y Van der Helm (2006) creen que en casos de enfermos de daños medulares que sufren deficiencias a nivel sensorial y motora, el mejor tratamiento es la terapia a base de movimientos intensivos, mediante la estimulación de las neuronas motoras (Schiele, 2006). También hacen hincapié en lo importante que es tratar de recuperar parte del tejido blando que se ha perdido. Pero sobre todo es importante empezar con la terapia lo antes posible y cuanto más cíclica, reproducible y rítmica sea esta terapia, los resultados obtenidos serán mejores (Schiele, 2006).

## 2.4 Diferentes robots rehabilitadores

A continuación se resumen varios artículos que hablan sobre diferentes tipos de robots utilizados en rehabilitación.

### 2.4.1 MIT-MANUS

Krebs es un fiel defensor de la rehabilitación mediante robots e introduce un concepto que viene a ser más o menos lo mismo, denominado *Robot Gym*.

#### 2.4.1.1 Robotic Gym

El *Robot Gym* es una especie de gimnasio para la rehabilitación del miembro superior (Krebs, 2008). El robot se llama MIT-MANUS, pionero en su clase, y empezó a desarrollarse a finales de 1989 (Hogan, 1995). Se trata de un robot modular para la rehabilitación de hombro-codo-muñeca y mano, que se ha ido construyendo por partes durante estos años: primero, el robot de hombro-codo, de 2 GDL activos (Krebs, 1998); después, el robot de muñeca de 3 GDL activos (Williams, 2001); en tercer lugar, el robot anti gravitatorio de 1 grado GDL; y por último el robot de mano, de 22 GDL fue (Jugenheimer, 2001). Está diseñado de forma que las operaciones que se realizan son seguras, estables y adaptables, gracias al control de impedancia.

A la hora de diseñar un robot hay que considerar muchos factores. Si se estudia el tipo de movimiento que realiza un brazo sano, se observa que es una combinación de traslación de la mano (mediante el hombro y el codo) hacia un punto concreto del espacio y la orientación de la mano (mediante la muñeca) para facilitar la manipulación del objeto. Por lo tanto, uno de los factores principales a tener en cuenta en el diseño, es el número de grados de libertad que son necesarios para que el paciente realice este tipo de movimientos (Krebs, 2008).

#### 2.4.1.2 Características técnicas de los módulos de hombro-codo-muñeca (Krebs, 1998):

- Impedancia intrínseca baja del dispositivo final.
- Está formado por dos módulos:

El primero es un mecanismo planar de 5 barras (Figura 2). Tiene dos GDL de traslación para mover el antebrazo y el codo, y algunos muelles que posibilitan el movimiento vertical pasivo. Esta parte no se viste en el cuerpo si no que se le transmite el movimiento mediante un asidero o mango (actuador final). El segundo (Figura 3), que comienza al final del modulo planar es el que posibilita los 3 GDL de la muñeca (flexo-extensión, abducción-aducción y prono-supinación).

- El cierre que une el brazo del paciente y el aparato es magnético, para poder liberarse del mismo en caso de necesidad.
- Lleva sensores de alta resolución y precisión para que la medición de la posición y la velocidad se haga con precisión. Emplea potenciómetros y tacómetros como sensores de la muñeca.
- Para minimizar posibles efectos no deseados a causa del posicionamiento, los actuadores y los sensores se alinean en el mismo eje.
- La base que sustenta el codo está fabricado con teflón.
- Funciona mediante un motor sin escobillas y el momento que aplica es de 7,86 N m.
- El módulo de 2 GDL, es un módulo portátil que pesa 390 N (47,24Kg).



Figura 2. Robot planar de hombro y codo, con 5 GdL activos y 2 pasivos.

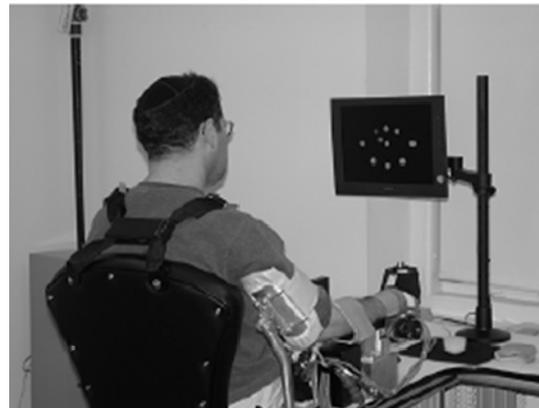


Figura 3. Robot de muñeca con 3 GdL.

#### 2.4.2 NeReBot/MariBot

El departamento de Innovación en mecánica (DIMEG) de la universidad de Padua, Italia, desarrolló entre los años 2002 y 2005 un sistema cableado de 3 GDL llamado NeReBot (Neuro REhabilitation roBot), para tratar lesiones post-traumáticas del miembro superior (Rossi, 2007). Después de realizar pruebas clínicas, el robot presentaba algunas limitaciones, por lo que comenzaron a crear otro que sería una evolución del anterior. MariBot (MARIsa roBOT) posee una

estructura mecánica diferente y con 2 grados de libertad más. Además, resultó ser más ligero y menos incómodo que el primero.

Ambos cuentan con tres cables de nylon suspendidos de una estructura que se encuentra a una altura superior y que sostienen el antebrazo del paciente. Mediante éste se realiza un ejercicio pasivo en un área de trabajo de tres dimensiones.

#### 2.4.2.1 NeReBot (NEuroREhabilitation roBot)

Se basa en un sistema cableado que sostiene y mueve el antebrazo del paciente durante el tratamiento de rehabilitación, como se ve en la Figura 4. Es un dispositivo móvil con un rango de movimientos amplio considerando su simplicidad. El robot que está compuesto por una base móvil y una estructura superior de cuatro barras que se ajusta manualmente, en donde se originan los cables.



Figura 4. Vista completa de NeReBot.

Su funcionamiento es el siguiente: el terapeuta mueve el brazo pasando por una serie de puntos que son memorizados por la máquina (fase de aprendizaje); después el sistema de control genera las trayectorias para los tres motores que controlan los cables.

Como resultado se obtiene un movimiento cómodo y suave del miembro superior (fase de terapia).

En las pruebas clínicas vieron que a pesar de conseguir un buen comportamiento del movimiento en vertical, el control en el plano horizontal presentaba dificultades. Esta es la razón por la que comenzaron a diseñar otro dispositivo

#### *Características*

Sus principales características son las siguientes (Rosati, 2007):

- Tiene tres grados de libertad y funcionamiento está basado en cables. Su actuador final se mueve dentro de un área de trabajo en 3D.
- El paciente no tiene sensación de ser arrastrado por una máquina.
- Es transportable.
- El robot se puede configurar manualmente para realizar diferentes tareas y para diferentes posiciones del paciente.

Teniendo en cuenta estas consideraciones, se concluye que la utilización de NeReBot es efectiva en la rehabilitación del miembro superior de pacientes hemipléjicos.

Características del diseño mecánico (Figura 5):

- La base en forma de C lleva ruedas que se mueven en todas direcciones. De esta manera, la base se puede introducir debajo de cualquier cama de hospital.
- La columna central articula con tres barras horizontales de sección circular en la parte superior. Estas barras de aluminio son las que aguantan los cables. Además puede llevar una cuarta barra en la que se puede colgar una banda para sostener el brazo del paciente (las anteriores sostienen el antebrazo). El terapeuta puede establecer el ángulo de los mismos antes de comenzar con la terapia.

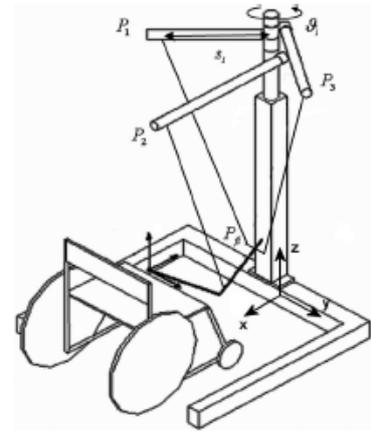


Figura 5. Diagrama de la estructura de NeReBot.

- Se ha decidido que el cable que mejor cumple las características de elasticidad, fuerza, suavidad en el movimiento y calidad de superficie, es el cable de nylon de 1 mm de diámetro.
- Los cables se enrollan alrededor de poleas localizadas en la base del robot y que son directamente accionadas mediante los motores eléctricos MAE M 642-1340, equipados con un encoder incremental de 1000 ppr. Tanto los amplificadores como los componentes generadores de potencia están aislados en una caja en las base del robot.
- Los cierres que conectan los cables a la tablilla son magnéticos (Figura 6), de modo que si la tensión aplicada es superior a un valor concreto, éstos se abrirán. Mediante la manipulación del componente magnético, podremos configurar el aparato para diferentes tensiones dependiendo del peso del brazo. Además, con el radio de la polea y el momento del motor que se han elegido, nunca se sobrepasan los 100 N.



Figura 6. Tablilla de apoyo de NeReBot.

- Como las velocidades de giro que se alcanzan pueden ser elevadas, lleva dispositivos de control de velocidad añadidos.

- Para completar la seguridad, el sistema cuenta con tres botones de alarma, uno de los cuales lo puede accionar el propio paciente. Si se activa esta alarma, el procedimiento de emergencia hace que el brazo del paciente caiga suavemente, para evitar daños.
- El robot, que tiene tres grados de libertad, no pretende imitar la cinemática del brazo humano de 5 grados de libertad. Es decir, no está destinado a generar tareas específicas como alcanzar un vaso o llevarnos la mano a la nariz. Como el brazo está suspendido en el aire, se puede considerar que la propia fuerza de gravedad actúa como un cuarto grado de libertad, generando fuerzas en la dirección vertical.



Figura 7. Robot de Rehabilitación MariBot de 5 GdL.

#### 2.4.2.2 MariBot (MARIsa roBot)

Los principios básicos son los mismos que los de NeReBot, aunque la estructura superior que antes se ajustaba manualmente, ha sido sustituida por un brazo robotizado (Krebs, 1998). Este brazo tiene dos articulaciones que generan el movimiento de rotación. De esta manera, la configuración de los cables se puede cambiar durante el tratamiento, dependiendo del movimiento horizontal que se le quiera dar al miembro superior del paciente (Figura 7). El rango de movilidad que se consigue es casi el total del que realiza el brazo humano.

Las principales ventajas de MariBot son las siguientes: no necesita ser ajustado al inicio de la terapia; el peso del robot es considerablemente más bajo; incorpora un sistema que permite adaptar la configuración de los cables durante el ejercicio.

El software también ha sido adaptado y mejorado para obtener mejores trayectorias del brazo. Mediante el software se comprobó también que la segunda máquina era mejor que la primera.

#### 2.4.3 WOTAS

En la Figura 8 se puede ver el WOTAS, un exoesqueleto para el miembro superior basado en la tecnología robótica. Se diseñó como un medio para suprimir los temblores mediante la aplicación de fuerzas. Aparte de eso, es un robot capaz de registrar la información cinemática del brazo (Rocon, 2007). Aunque funcione con señales de EMG (utilizando electrodos de superficie), se pueden utilizar otro tipo de sensores para detectar la intención del movimiento del brazo (Rocon, 2005).



Figura 8. WOTAS, robot de 3 GdL.

## 2.4.3.1 Características técnicas (Rocon, 2007)

- La estructura principal está fabricada de una aleación de aluminio.
- Tiene 3 GDL: flexo-extensión del codo, prono-supinación del antebrazo y flexo-extensión de la muñeca. El movimiento de abducción-aducción de la muñeca está limitado, por ser el movimiento que menos se utiliza en las actividades del día a día.
- El movimiento de flexo-extensión puede considerarse como rotación pura en torno a un eje que pasa por el codo, por lo que se puede utilizar el mismo eje para el actuador.
- El control mecánico de la prono-supinación es más complejo y se controla mediante una barra que es paralela al antebrazo. La fijación proximal se hace en el cúbito (codo), mientras que la distal se hace en la cabeza del radio, ya que la muñeca sigue su movimiento. A pesar de ello, la barra se mantiene en la posición del cúbito con la intención de disminuir el recorrido del sistema, como se puede apreciar en la Figura 9.
- Si cuando el antebrazo se encuentra en posición de reposo, lo hacemos girar en torno a un eje imaginario que pasa por su centro, los huesos de la muñeca cambian de posición (de medial a lateral y viceversa). Como el codo no se comporta del mismo modo, el eje de rotación se coloca en el cúbito del mismo, para evitar problemas.
- Los soportes unidos al brazo están fabricados con termo-plástico, para que se adapten mejor. Los soportes tienen como mínimo tres puntos de contacto en cada segmento para asegurar la alineación.
- Lleva sensores dinámicos y cinemáticos: los primeros para detectar las fuerzas que interactúan entre la ortesis y el brazo, y los segundos para medir la velocidad angular. Por un lado, el sistema registra los datos referentes al temblor, y por otro, lleva a cabo estrategias para la minimización o eliminación de estos temblores. Se emplean galgas extensiométricas para medir las características dinámicas del temblor, conectados a un puente Wheatstone (los cuatro en modo activo). La velocidad angular se genera y se mide por medio de giroscopios MEMS.
- Actuadores. El movimiento de las articulaciones se consigue mediante motores de corriente continua. Como mucho pueden crear un momento de 3 N m (limitado eléctricamente), por seguridad.
- Su peso es de 850 g.

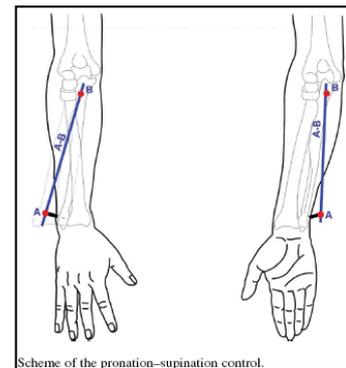


Figura 9. Esquema del control de pronación-supinación.

Se han realizado pruebas de laboratorio que confirman el buen funcionamiento del sistema, ya que ayuda al usuario en la realización de tareas sin interferir en su campo de movimiento.

#### 2.4.4 ARMin

ARMin es un semi-exoesqueleto de 6 grados de libertad (Figura 11). Cuenta con una estructura de aluminio fijada en la pared que transmite el movimiento al hombro mediante un sistema basado en actuador final; y con una segunda parte distal, el exoesqueleto, que cubre parte del brazo y el antebrazo y que proporciona el movimiento al codo y a la muñeca (Mihelj, 2006) (Figura 10).

En un principio tenía cuatro grados de libertad (tres en el hombro y uno en el codo), pero más adelante se le añadieron los otros dos, permitiendo la pronosupinación del antebrazo y la flexo-extensión de la muñeca. Además, cuenta con dos grados de libertad pasivos para evitar daños causados por desajustes entre la estructura y el miembro superior mientras realizamos los movimientos, debido a la diferencia de dimensiones entre pacientes.

#### 2.4.5 ROBCAD

El objetivo de este trabajo es presentar un prototipo cuyo diseño mecánico sea realmente ergonómico. Se trata de conseguir un espacio de trabajo lo más natural posible y también de evitar la aparición de fuerzas residuales en las articulaciones, causadas por desajustes en las mismas (Schiele, 2006).

El robot ideal para rehabilitación debe cumplir las siguientes características: cubrir el mismo área de trabajo que la extremidad en cuestión; activar las articulaciones una por una para que el movimiento que se alcanza sea lo más ergonómico posible; no debe ser molesto, ni peligroso durante el movimiento, para la persona que lo lleva.

Lo primero que hay que hacer a la hora de realizar un diseño ergonómico es obtener un buen modelo de la cinemática y la geometría del miembro con el que interactúa, en este caso el superior (Figura 12). Cada una de las articulaciones conlleva sus

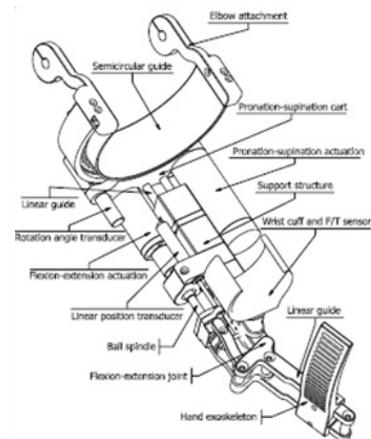


Figura 10. Exoesqueleto con 2 GdL activos y 2 pasivos.



Figura 11. ARMin con 4 GdL activos

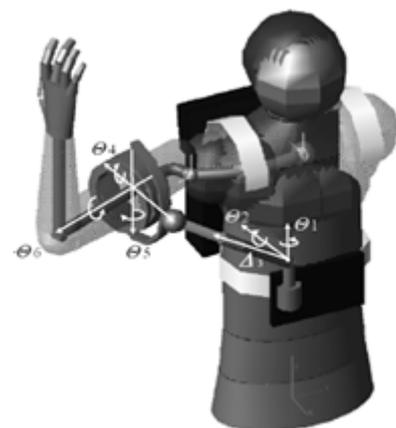


Figura 12. Modelo ergonómico de la cinemática del hombro de ROBCAD

dificultades: el centro de rotación del hombro se desplaza siempre que hay un movimiento de flexión-extensión o abducción-aducción, cosa que no pasa cuando sólo hay rotación; en la pronosupinación del antebrazo el radio gira en torno al cúbito, eje que no coincide con el del centro del antebrazo; y por último, en la muñeca hay muchísimas articulaciones, de las cuales la articulación condiloidea (art. radiocarpiana), es la principal responsable del movimiento de la muñeca.

#### 2.4.5.1 Diseño ergonómico para un exoesqueleto de brazo humano

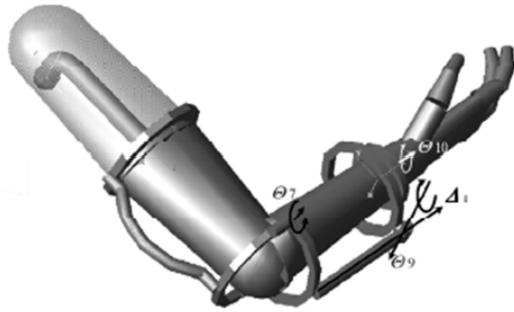


Figura 13. Modelo del codo

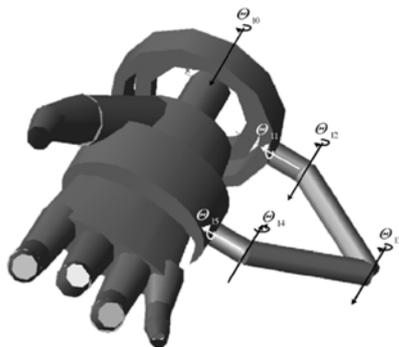


Figura 14. Modelo de la muñeca

El diseño final del exoesqueleto lleva un total de 15 GdL. La articulación del hombro cuenta con 6 GdL. Para abarcar el máximo área de trabajo, con un tamaño mínimo del mecanismo, una unión a la altura del pecho parece ser la mejor opción.

Con el objetivo de transmitir un momento lo más puro y natural posible al codo, el prototipo cuenta con dos articulaciones añadidas, una lineal y otra giratoria, ambas pasivas (8, 9). Después de estudiar varios modelos, el óptimo es el que se ve en la Figura 13. El número 7 induce el momento para la flexión-extensión mientras que la pronosupinación la genera el número 10.

Para conseguir una interacción suave, con una moción excéntrica que se adapte a la articulación radiocarpiana condilea, se requieren como mínimo 6 GdL (Figura 14). En este caso sólo dos de las articulaciones transmiten movimiento, el 11, que genera la flexión extensión y el 13, que genera la abducción.

#### 2.4.5.2 Prototipo

Para que el prototipo sea lo más ligero posible (pesa 4,5 kg) está construido de fibra de carbono, recubierta de plástico y con partes de aluminio mecanizado.

Los sensores de movimiento van integrados en los ejes, de manera que se puedan grabar los movimientos que se realizan. El exoesqueleto se ajusta a la persona mediante un chaleco también de fibra de carbono y cuenta con dos accesorios hinchables (uno en el brazo y el otro en el antebrazo), para que resulte lo más ergonómico posible.

### 2.4.6 UECM

El robot para rehabilitación UECM (upper extremity compound movements) (Zhang, 2005) está compuesto por una base fija, un brazo mecánico (que se mueve en dos dimensiones), un eje para la elevación y el descenso del brazo, dos soportes, uno que se fija al miembro superior del paciente y el otro a la muñeca, un driver para la doble articulación y un sistema de realimentación visual (Figura 15).

Se puede trabajar en modo activo, pasivo, resistivo y activo-pasivo, utilizando motores de corriente alterna para dirigir el brazo. Esta última configuración consiste en aportar mucha fuerza de ayuda cuando la del paciente es poca, y al revés.

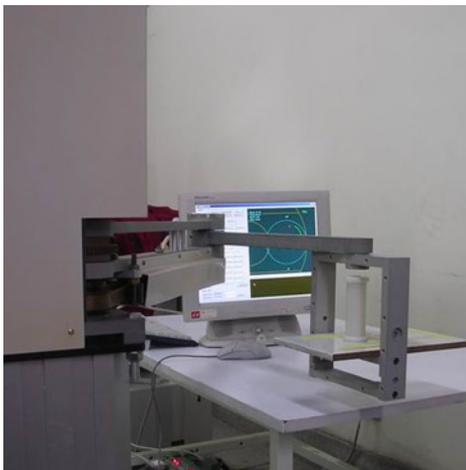


Figura 15. Robot de rehabilitación UECM

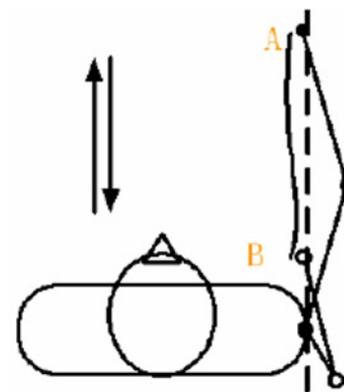


Fig. 3. The line track in training.

Figura 16. Trayectoria en línea recta del ejercicio.

#### 2.4.6.1 Definición del modelo de ayuda (Zhang, 2005)

Ellos llaman *object-track*, a la trayectoria que realiza el punto más distal del miembro superior y puede tratarse de una recta o un círculo (Figura 16). El UECM ayuda al usuario mediante la aplicación de dos fuerzas: una tangencial que puede ayudar o bloquear al paciente para que se mueva siguiendo de la trayectoria marcada y otra en sentido vertical que ayuda o bloquea al paciente con el objetivo de controlar el offset entre la trayectoria marcada y la real.

El modelo de ayuda se define por los dos componentes de la fuerza. El modelo es pasivo cuando en la dirección tangencial, el componente de la fuerza es del sentido contrario al de la trayectoria; en cambio si el paciente se relaja y el sentido de las fuerzas es el mismo que el de la trayectoria, se estará trabajando en el modelo pasivo; cuando el paciente ejerce una fuerza activa pero la dirección del componente de fuerza tangencial cambia continuamente, se define como modelo activo-pasivo.

## 2.5 Estudios clínicos

A continuación se presentan diversos estudios clínicos en los que se han utilizado los robots descritos anteriormente. Se han descrito cronológicamente según la fecha de su publicación, ya que en algunos de ellos se han llevado a cabo varias pruebas.

### 2.5.1 MIT-MANUS

Las pruebas son similares ya que tratan de probar la validez del mismo robot. A continuación se resumen los resultados de cuatro de los estudios, que se han realizado sobre más de 100 personas (Riener, 2005).

#### 2.5.1.1 Robot-Aided Neurorehabilitation (Krebs, 1998)

Su objetivo es utilizar los robots y la tecnología automática para mejorar, medir y registrar la terapia de neurorehabilitación. En este artículo quieren probar que se consiguen resultados positivos con la rehabilitación basada en robots y para eso realizaron un estudio con 20 enfermos de apoplejía:

Prueban los siguientes puntos:

1. La rehabilitación basada en robots no produce efectos secundarios.
2. Los enfermos toleran el procedimiento.
3. La manipulación del miembro lesionado puede favorecer la recuperación del cerebro.

Las partes no dañadas del cerebro asumen las funciones de las partes que si lo están y según unos estudios más recientes, la partes lesionadas pueden mejorar con la ayuda de las partes del entorno. Basándose en eso, se puede suponer, que trabajar las zonas paralizadas del enfermo producirá un efecto positivo en la restauración de la función neurológica de los miembros.

#### *Procedimiento experimental*

El grupo de estudio estaba formado por 20 personas de características similares (sexo, edad, tiempo que había transcurrido desde que sufrieron la parálisis...). El grupo de terapia (RT *robot team*) y el grupo control (ST *sham team*) estaban formados por 10 personas cada uno y a estos últimos se les proporcionó terapia tradicional además de la terapia mediante robots 'simulada'. El ensayo clínico era doble ciego, es decir, ni los enfermos ni los terapeutas conocían la condición de los enfermos.

El grupo RT realizó el ensayo por medio de videojuegos (Figura 17), en los que debían llevar a cabo una serie de objetivos y ejercicios. Si los enfermos no eran capaces de conseguirlo por sí mismos, el robot guiaba y asistía su mano. Se pueden variar las impedancias a través del menú, dependiendo de las necesidades de los enfermos.

En el procedimiento de valoración, se utilizaron procedimientos ampliamente reconocidos, incluyendo: medida de independencia funcional (FIM functional independence measure) y la parte correspondiente al miembro superior de la

escala de Fugl-Meyer (F-M). El FIM es una escala adecuada para medir la competencia a la hora de realizar tareas funcionales como vestirse. Sin embargo, su puntuación no depende sólo del control motor, sino que también tiene en cuenta la personalidad del paciente, el grado de depresión, el grado de dependencia... El Fugl-Meyer en cambio es una escala que mide la discapacidad motora. Las dificultades aparecieron cuando trasladaron a los pacientes a otro hospital, disminuyendo el potencial del test de F-M. Para valorar un mayor número de grupos musculares aislados, se utilizó el MMS (*motor estatus score*) para miembro superior, una escala basada en la de F-M (Aisen, 1997). Por último para la valoración de la fuerza en bíceps, tríceps y músculos deltoides anterior y lateral, el procedimiento utilizado fue el de escalas basada en otras pruebas clínicas, la escala MP (*motor power*).

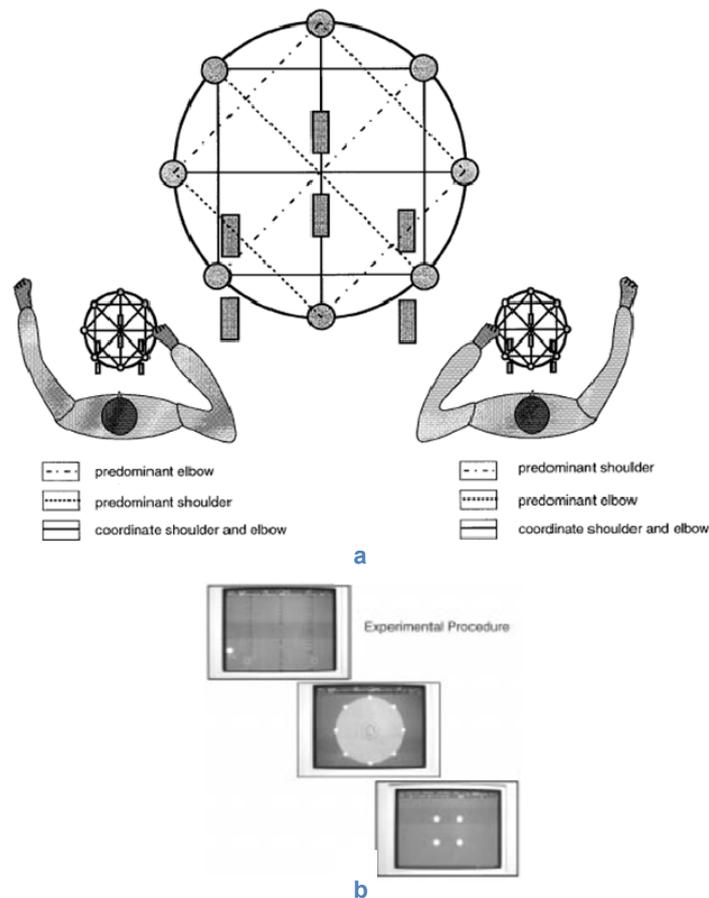


Figura 17. (a) Video-juego: ejercicios de codo y hombro; (b) Video-juego: los juegos incluían dibujar círculos, estrellas, rectángulos, diamantes y navegar por Windows.

### 2.5.1.2 Stroke Rehabilitation: An Argument in Favor of a Robotic Gym (Krebs, 2005)

El artículo habla sobre un estudio piloto en donde se evaluó la fuerza motora de 14 grupos musculares de hombro y codo, utilizando la puntuación *Motor Power (MP)* de la *Medical Research Council*. Para ello dividen los pacientes en dos grupos y realizan ejercicios diferentes destinados a ejercitar cada grupo muscular.

Plantean la hipótesis de que se requieren diferentes módulos para un pleno ejercitamiento de los segmentos de los miembros. Aunque no hay evidencias claras de que sea mejor trabajar los diferentes segmentos o grupos musculares por separado, ellos opinan que la generalización del tratamiento mediante un único robot no modular (single simple robot), no ofrece los mismos resultados.

### 2.5.1.3 A Paradigm Shift for Rehabilitation Robotics (Krebs, 2008)

El grupo lo componen 96 personas que cumplen los siguientes requisitos: parálisis de medio lado diagnosticado durante las 4 semanas previas al comienzo del estudio, capacidad de entender y seguir direcciones simples; y debilidad muscular del miembro hemipléjico. La asignación del grupo control y experimental fue aleatorio. El entrenamiento del grupo experimental consistía en una serie de videojuegos en los que se pedía a los pacientes mover el actuador final (el último punto del robot, un stick), en función de los objetivos de cada juego. Si no podían realizar la tarea, el robot les guiaba hasta el objetivo final. Este grupo mejoró más que el otro. La variable que se media era el  $\pm$ SEM, el aumento medio del intervalo de movimiento. Aunque los resultados son modestos, son muy significativos. Realizaron ejercicios tales como dibujar círculos, estrellas (de punto a punto) o navegar por Windows. En algunos ejercicios predominaban los movimientos de hombro, mientras que en otros, los del codo.

Table 1. Burke inpatient studies (n = 96).			
Between-Group Comparisons: Final Evaluation Minus Initial Evaluation	Robot Trained (n = 55)	Control (n = 41)	P Value
Impairment measures ( $\pm$ SEM)			
Fugl-Meyer shoulder/elbow	6.7 $\pm$ 1.0	4.5 $\pm$ 0.7	NS
Motor power	4.1 $\pm$ 0.4	2.2 $\pm$ 0.3	<0.01
Motor status shoulder/elbow	8.6 $\pm$ 0.8	3.8 $\pm$ 0.5	<0.01
Motor status wrist/hand	4.1 $\pm$ 1.1	2.6 $\pm$ 0.8	NS
Mean interval change in impairment and disability (significance P < 0.05).			

Tabla 1. Resultados de la prueba: Fugl-Meyer y puntuación de la Potencia Motora.

Concluyen que hay claras evidencias de que la robótica se puede utilizar como herramienta para la recuperación de personas con enfermedades cerebrovasculares tanto en fases crónicas como en las que no lo son. Y además hay indicios de que se puede lograr también una mejora en el resto de enfermedades, aunque afecten a zonas muy diferentes del sistema nervioso central.

A pesar de que se consiguen buenos resultados con la terapia de movimientos (convencional), conviene investigar el potencial de combinar diferentes tipos de terapia (robótica, farmacológica, electro-estimulación...)

### 2.5.1.4 Therapeutic Robotics: A Technology Push (Krebs, 2006)

El mayor inconveniente a la hora de impulsar la creación de sistemas robotizados dirigidos a terapia no era la tecnología, si no la falta de evidencias contundentes,

como ocurre en cualquier tipo de terapia convencional. El mayor reto fue validar el método de terapia en sí, que fue posible gracias a la capacidad de los robots para realizar mediciones continuas, reproducir movimientos y controlar los parámetros de la terapia.

En las pruebas, los pacientes debían realizar movimientos en un plano horizontal con su miembro afectado. Gracias a la baja impedancia, el MIT-MANUS no ofrecía resistencia al movimiento voluntario, pero cuando éste no se daba, el robot ayudaba al paciente con movimientos suaves gracias a un controlador de impedancias. Este tipo de ayuda trata de asemejarse al que proporcionan los terapeutas en una terapia convencional.

Se les aplicó el mismo estándar terapéutico a ambos grupos: al grupo control, grupo con el robot pero sin recibir tratamiento y al grupo experimental, que sí lo recibía. El grupo experimental obtuvo resultados dos veces mejores en las medidas que el de control. Aunque los progresos afectaban principalmente a movimientos de hombro y codo y no a muñecas y manos, era la prueba de que un tipo de terapia como ésta podía tener impacto positivo en la recuperación neurológica posterior a una lesión.

### 2.5.2 ARMin (Mihelj)

Realizaron un estudio piloto para de validar el robot, basado en tres tipos de terapia: *terapia de movimiento*: el robot repite las trayectorias previamente grabadas a diferentes velocidades; *terapia basada en juegos*, en el que se motiva a los pacientes con juegos simples; y por último en el *modo entrenamiento*, el paciente realiza actividades como las de comer o alcanzar objetos.

Los participantes del estudio eran diez individuos sanos que medían entre 1.55 y 1.92 m de estatura, que cuando se les preguntó por la comodidad, el diseño y el efecto terapéutico del ARMin, dieron una nota de 8.5 sobre 10.

Como el objetivo del estudio era validar el robot, la obtención de resultados de mejora en los movimientos era secundario. A pesar de ello, se observó que las funciones motoras mejoraron en el corto periodo que duraron las sesiones.

### 2.5.3 ROBCAD (Schiele, 2006)

Cuatro hombres de entre 1,74-1,90 vistieron el exoesqueleto exactamente con la misma configuración, sin ningún ajuste en su estructura mecánica, para comprobar su robustez frente a los desajustes.

Se pidió a cada uno de los sujetos que realizaran una serie de movimientos predeterminados: la abducción del hombro, la flexión-extensión del hombro, la retro-anteversión horizontal del brazo, y movimientos aleatorios a lo largo de toda el área de trabajo (Figura 18).

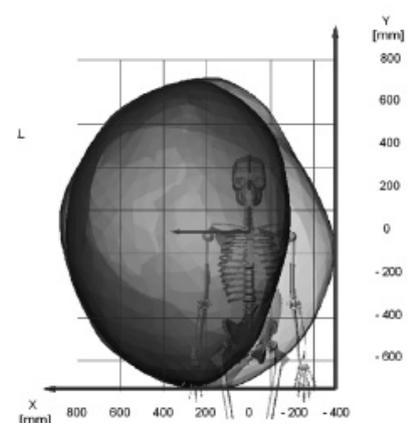


Figura 18. Área de trabajo máximo.

Todos los sujetos realizaron el protocolo experimental primero con el exoesqueleto y luego sin él. En ambos experimentos, el movimiento del brazo fue grabado con un sistema captador de movimientos. Para ello, se les colocó una serie de marcadores ópticos que se mantuvieron para ambos experimentos. Durante algunos movimientos, especialmente en los que la mano se acercaba mucho al tórax, algunas partes mecánicas del exoesqueleto interferían entre ellas por contacto.

Se calcularon dos áreas de trabajo para el brazo derecho, con el exoesqueleto a cuestas y sin él, utilizando un sujeto sano. La parte más oscura, es la parte común entre ellas.

Todos los sujetos se sintieron cómodos a pesar de que el peso del aparato hizo que se sintiesen cansados al cabo de la sesión.

#### 2.5.4 UECM (*Upper Extremity Compound Movements*)

##### 2.5.4.1 The Clinical Application of the Upper Extremity Compound Movements Rehabilitation Training Robot (Zhang, 2005)

Realizaron un estudio con 23 pacientes hemipléjicos que recibieron entrenamiento de rehabilitación clínica con el robot UECM, para estimar el efecto de la neurorehabilitación mediante robot de la función motora del miembro superior. Los resultados de la valoración clínica dejan claro que después de un periodo de tratamiento de rehabilitación, la función de la mayoría de los pacientes mejoró y que el efecto de la rehabilitación es mejor que el de la terapia convencional. Los resultados indican que el robot UECM tiene buenas perspectivas en la rehabilitación clínica.

##### 2.5.4.2 Relation Between Patient's Active Force and Effect of Robotic Therapy for Rehabilitation (Liyun, 2005)

El objetivo de este artículo es analizar la relación entre la fuerza activa del paciente y el efecto producido. Obtienen evidencias de que las elevadas puntuaciones después de entrenar y la fuerza activa de los pacientes están altamente correlacionados: cuanto mayor es la fuerza activa del paciente, mejor es el efecto del entrenamiento. El estudio se ha realizado sobre seis pacientes hemipléjicos, durante cuatro semanas, utilizando un robot para la rehabilitación del miembro superior diseñado en la universidad Tsinghua, Beijing. Hay que mencionar que el ensayo se realizó en modo activo-pasivo.

Las principales respuestas a las que hay que responder: cómo mejorar los efectos del entrenamiento, qué restringe los efectos del entrenamiento y cómo diseñar el programa más eficiente, en la aplicación clínica de la rehabilitación neuronal por medio de robots.

#### *Criterios de los pacientes*

El robot es del tipo *end effector*. Para completar los ejercicios, el robot proporciona mucha fuerza cuando la del paciente es poca, y viceversa.

1. Los sujetos estuvieron enfermos durante por lo menos 8 meses y recuperaron un 1% de movilidad mediante terapia tradicional (Fugl-Meyer)
2. Los pacientes deben ser capaces de seguir las instrucciones del instructor.
3. Los pacientes conocían las condiciones y objetivos del experimento antes de aceptar participar en él.

### Métodos

Rehabilitación clínica durante 4 semanas, 5 días a la semana. Cada uno de ellos debía entrenar 45 minutos al día. Debían trazar una línea recta en el modo activo y pasivo.

La función motora del miembro superior de los sujetos se evalúa mediante el test de Fugl-Meyer (FMA-U), antes y después del tratamiento de rehabilitación. Dependiendo del movimiento de cada articulación obtienen una puntuación concreta sobre 66. Los resultados obtenidos son los siguientes:

TABLE I  
THE RESULTS OF FMA-U

Patients	Scores before Training	Scores after Training	Elevated Scores	Percentage of Elevated Scores	Average of Robot-aided Force (N)
A	35	39	4	6.06	18.13
B	31	38	7	10.61	9.90
C	22	23	1	1.52	25.93
D	23	35	12	18.18	9.78
E	32	34	2	3.03	22.02
F	24	26	2	3.03	19.19

Tabla 2. Valoración Fugl-Meyer del miembro superior, antes y después de 4 semanas de entrenamiento, sobre un total de 36 puntos.

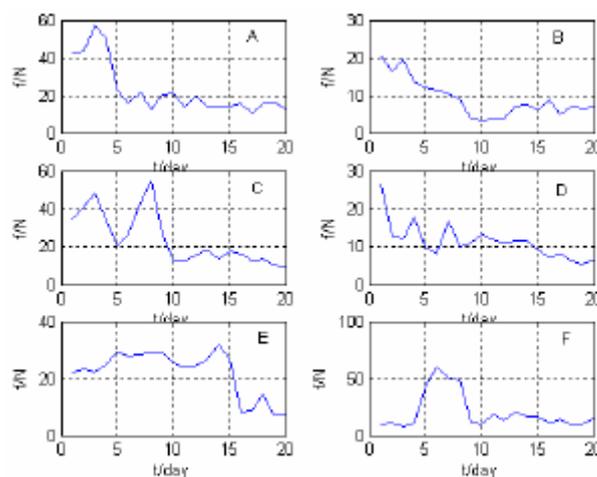


Figura 19. Las medidas de las fuerzas proporcionadas a cada paciente en cada uno de los días de entrenamiento.

Al principio del entrenamiento, la fuerza de ayuda es mayor y más inestable, mientras que al final aumenta la fuerza activa de los sujetos, siendo además más estable. Esto quiere decir que la fuerza activa de los pacientes puede condicionar los resultados de la terapia (Figura 19).

La correlación entre las puntuaciones iniciales y finales es muy baja, lo que quiere decir que no hay relación entre la condición inicial del paciente y el efecto del entrenamiento.

En cambio, hay una alta correlación entre las elevadas puntuaciones del final y la media de la fuerza de ayuda (asistencia) que da el robot.

Como resultado se hacen las siguientes preguntas: cómo diseñar programas de entrenamiento para aumentar el interés del paciente y cómo diseñar trayectorias de entrenamiento para aumentar la fuerza activa del paciente.

### 2.5.5 Estudio mediante un Modelo Biomecánico del Brazo Humano

Este estudio se basa en resultados obtenidos mediante un modelo, por lo que se diferencia de los anteriores. El modelo (Rodríguez, 2007) ha sido desarrollado por el Departamento de Ingeniería Mecánica, de la universidad de Los Andes, Bogotá y su contenido se resume en las siguientes líneas.

El análisis de los movimientos del miembro superior es mucho más difícil que el del miembro inferior. La técnica que se describe a continuación se aplica en la evaluación de puestos de trabajo, la valoración de terapias y otro tipo de prácticas médicas destinadas a mejorar la movilidad de las extremidades superiores.

#### 2.5.5.1 Modelo biomecánico del brazo humano

El miembro superior se considera como un mecanismo en cadena abierta de cuatro eslabones que representan el tórax (base), el brazo, el antebrazo y la mano. Estos cuatro eslabones se consideran cuerpos rígidos conectados con uniones mecánicas que representan las articulaciones de hombro, codo y muñeca (Figura 20).

#### 2.5.5.2 Configuraciones óptimas para realizar una tarea

El modelo es redundante, ya que posee más GDL de los necesarios para posicionar y orientar la mano en el espacio. Eso aumenta el volumen de su espacio de trabajo y le permite acceder a configuraciones más complejas que evitan obstáculos de forma efectiva.

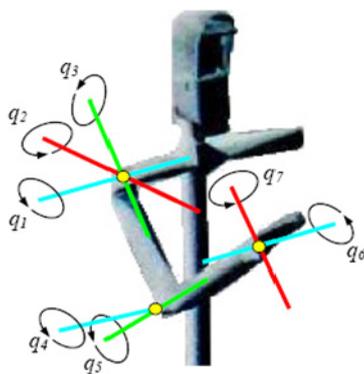


Figura 20. GdL del modelo del brazo humano.

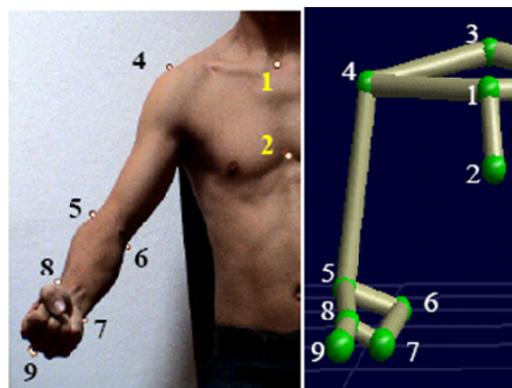


Figura 21. Conjunto de marcadores para el análisis de movimiento del miembro

Para el estudio, se diseñó un experimento que consiste en tomar un objeto ubicado en una mesa y llevarlo a la boca. Se colocaron marcadores reflectantes sobre el cuerpo con el fin de identificar el movimiento de los diferentes segmentos del brazo. El registro se basó en la técnica de fotogrametría a partir de video digital (Figura 21).

La trayectoria teórica se definió de acuerdo a Flash y Hogan (1985) y se siguieron las siguientes condiciones:

- El camino de la mano siguió una línea recta entre el punto inicial y el final de la tarea.
- El perfil de velocidad en dirección del movimiento fue una curva suave, simétrica y con un único máximo local ubicado en su punto medio.

Las evidencias entre la trayectoria predicha y la experimental son claras (Figura 22).

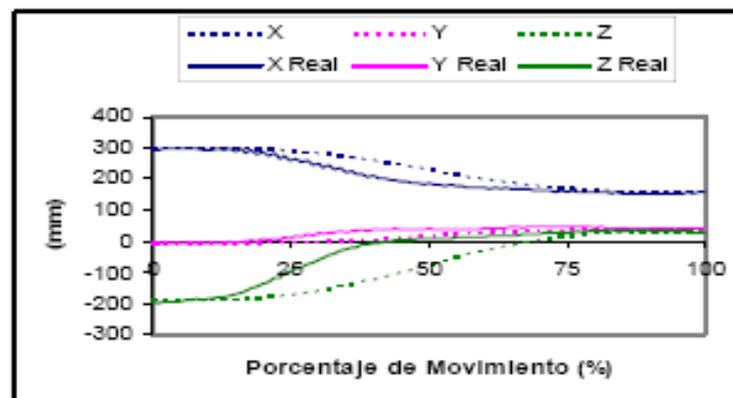


Figura 22. Trayectoria predicha y experimental del movimiento de llevar un objeto a la boca

Los resultados de la predicción de los movimientos articulares y su comparación con los datos experimentales son similares, en el sentido de que la predicción se ajusta a las tendencias generales del movimiento.

Han llegado a las siguientes conclusiones: predominan el movimiento de flexión del codo y rotación negativa del hombro; los valores que toman los ángulos de flexión-extensión y abducción-aducción determinan la posición del codo respecto al tórax. Se pueden identificar diversos hábitos, desde movimientos con el codo bastante pegado al tórax, hasta el movimiento con el codo separado; los resultados de su aplicación a trayectorias óptimas, sólo se pueden considerar como tendencias adecuadas y no como patrones óptimos movimiento.

### 3. DESCRIPCIÓN DE IKO

#### 3.1 Selección de GdL

IKO (Ikerlan's Orthosis) es un IAD (Intelligent Assit Device) para miembro superior, un exoesqueleto vestible cuya finalidad es ayudar al usuario a realizar actividades rutinarias en su lugar de trabajo (Martinez, 2009). IKO es un exoesqueleto de cinco GdL actuados y cuatro GdL pasivos destinados a mejorar la ergonomía y la compatibilidad cinemática: tres de ellos para evitar los desalineamientos en la posición de centro del hombro y otro para evitar los desalineamientos que se producen entre el codo y la muñeca durante la rotación del antebrazo.

El diseño está basado en dos elementos clave: los músculos neumáticos y la utilización de cables Bowden para la transmisión de fuerzas.

##### 3.1.1 Especificaciones

Teniendo en cuenta el Estado del Arte de los exoesqueletos de miembro superior existentes, se fijaron los siguientes requerimientos: que fuese un exoesqueleto para ayudar a realizar actividades rutinarias que requiriesen un esfuerzo físico en el puesto de trabajo; debía poder permitir el movimiento del brazo en el mayor espacio posible enfrente de la persona; el usuario debía ser capaz de coger objetos de un máximo de 10 Kg de peso con su mano; siempre que fuera posible debían utilizarse actuadores no convencionales.

##### 3.1.2 Configuración de la cadena cinemática

Según estudios de la NASA los modelos biomecánicos del miembro superior se pueden simplificar a 7 grados de libertad como se muestra en la Figura 23: tres en el hombro (1, 2, 3); dos en el codo (4, 5); y dos en la muñeca (6, 7). En cuanto a los aspectos ergonómicos, la cadena cinemática permite el movimiento dentro del espacio de trabajo natural sin limitar el rango de movimientos del usuario.

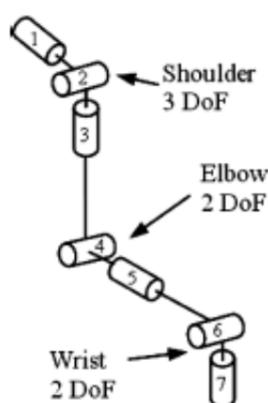


Figura 23. Cinemática del brazo humano

Para minimizar los GdL del exoesqueleto, se analizaron todas las combinaciones que había con cuatro y cinco GdL y se llegó a las siguientes conclusiones:

1. Los tres GdL del hombro (1-3) no se pueden disociar sin afectar a los movimientos naturales
2. La flexo-extensión del codo (4) es crucial para un área de trabajo máximo.
3. Las configuraciones con cuatro GdL proporcionan espacios de trabajo muy estrechos.
4. Los mejores resultados se lograron con las alternativas 4-5 y 4-7. Con la configuración 4-5, con los dos GdL en el codo se tiene un área de trabajo por debajo del hombro y por lo tanto más cercano a la mesa de trabajo que con la opción 4-7 (Figura 24).

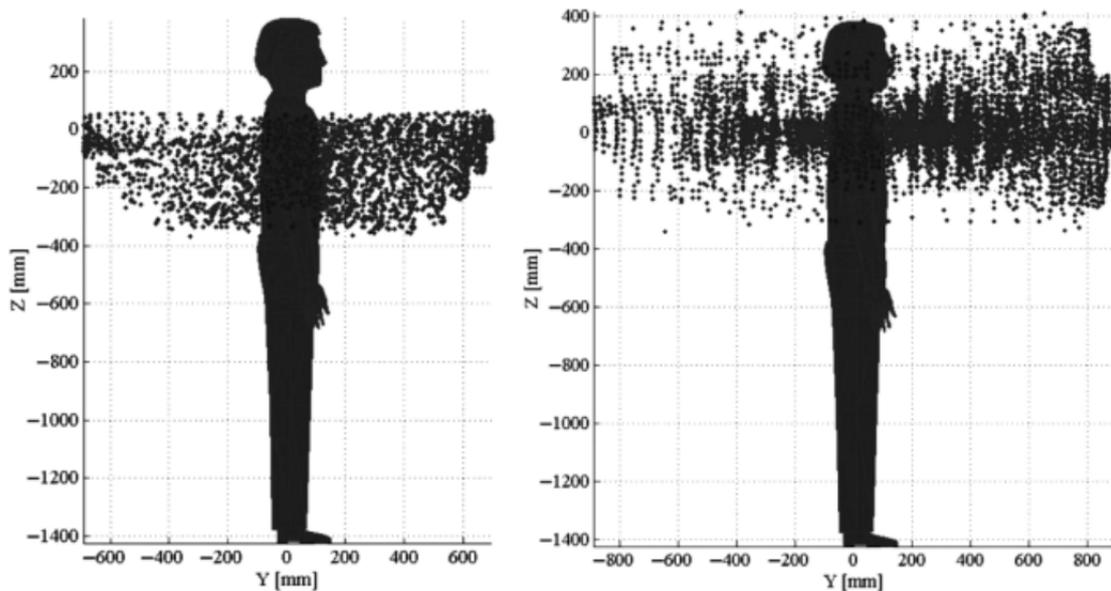


Figura 24. Espacio de trabajo teórico: (a) dos GdL en el codo; (b) un GdL en el codo y el otro en la muñeca.

Se eligió la opción con cinco GdL (tres en el hombro y dos en el codo) para el diseño del prototipo. La muñeca no se tiene en cuenta, suponiendo que el usuario puede usar su mano para alcanzar los objetos.

El hombro humano se comporta como una articulación esférica, con cuatro GdL rotacionales, pero en este caso ha sido simplificado a tres, colocados en serie, como lo propone la NASA (2008). Con esta configuración aparecen puntos singulares en algunas ubicaciones, que pueden solucionarse cambiando las orientaciones iniciales del primer y segundo GdL. Se elige una configuración cartesiana de los ejes, teniendo en cuenta que se trabajará en un entorno con mesa de trabajo.

La primera de las rotaciones corresponde al movimiento de abducción, la segunda al movimiento de flexión y la tercera al movimiento de rotación. Esta última se obtiene por medio de una guía circular; la distancia entre el segundo y el tercer GdL se puede ajustar a los diferentes usuarios. El cuarto GdL corresponde al

movimiento de flexión del codo y el quinto al movimiento de rotación del antebrazo. Se puede cambiar la distancia entre estos dos GdL para evitar los micro-desalineamientos del centro de rotación entre codo y muñeca. Los GdL del exoesqueleto se muestran en la Figura 25.

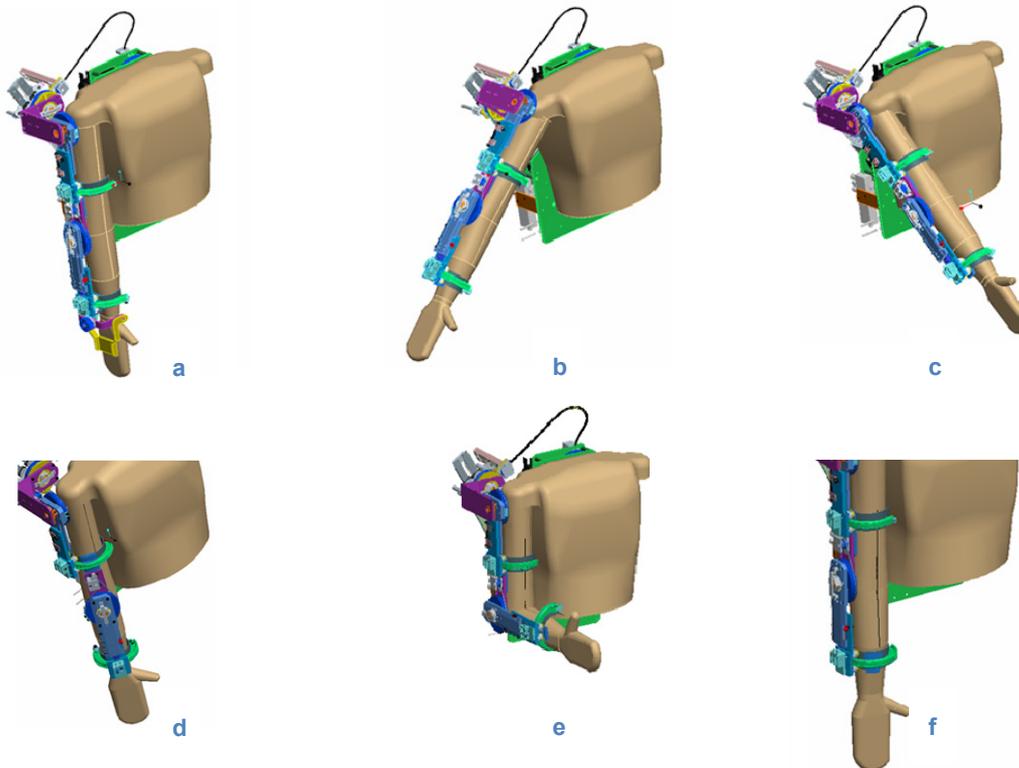


Figura 25. GdL de IKO: (a) IKO en posición de reposo; (b) abducción del brazo; (c) flexión del brazo; (d) rotación del brazo; (e) flexión del antebrazo; (f) rotación del antebrazo-

El prototipo con la configuración propuesta se fija al cuerpo humano en tres puntos: en la espalda (el punto de referencia para los movimientos), en el brazo (cerca del codo), y en el antebrazo (por encima de la muñeca).

Esta cadena cinemática no tiene en cuenta el desplazamiento del centro de gravedad debido al movimiento de la escápula, por lo que se le añade un cuarto GdL para evitar desalineamientos. Se trata de un mecanismo de cuatro barras con una guía para el desplazamiento a lo largo del plano vertical y una articulación prismática perpendicular con dos deslizaderas cilíndricas, como se ve en la Figura 26.

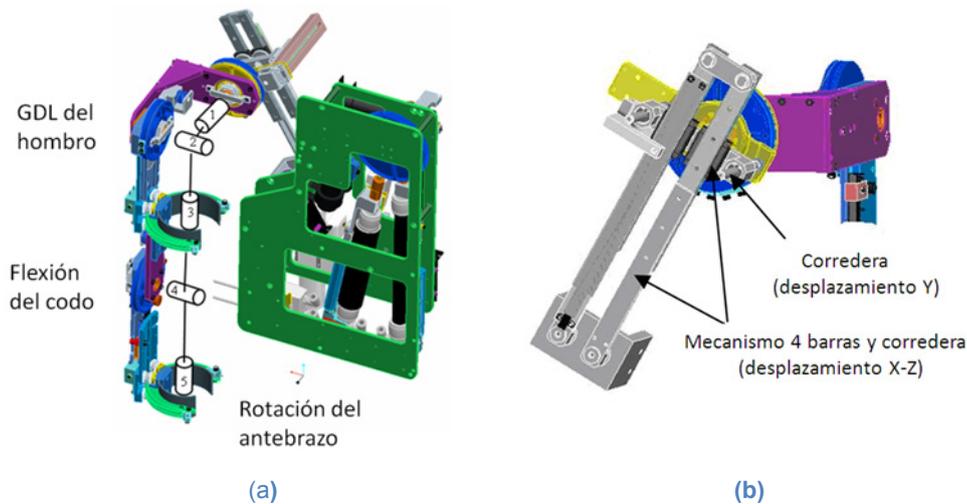


Figura 26. (a) Diseño de IKO con cadenas cinemáticas y GdL elegidos; (b) GdL adicionales y pasivos.

Esta configuración permite la transmisión del par de torsión a través del exoesqueleto, de manera que el hombro no tenga que sufrir las fuerzas correspondientes. Esta solución reduce la fatiga muscular en el hombro convirtiendo los estados de hombro flexionado y extendido en equivalentes, en cuanto a la transmisión de fuerzas transmitidas al cuerpo humano. El rango de movimientos que se logra con este mecanismo es suficiente para compensar el movimiento del centro de rotación de la articulación gleno-humeral.

El diseño cuenta con un GdL pasivo adicional para compensar los micro-desalineamientos entre el codo y la muñeca. Este GdL es necesario para prevenir daños, ya que el centro de rotación del exoesqueleto no suele coincidir con el del antebrazo, que además irá cambiando por todo el área de trabajo. En este caso son las fuerzas de tracción-compresión las que se transmiten a través del exoesqueleto.

Los diferentes rangos de movimiento para cada GdL del exoesqueleto que se han tenido en cuenta se resumen en la Tabla 3.

RANGO DE DISEÑO	Rango de diseño (°)		Rango permitido (°)	
	Min	Max	Min	Max
Abducción de hombro	-70°	160°	55°	-153°
Flexión de hombro	-61°	187°	30°	-175°
Rotación de hombro	-71°	108°	80°	-80°
Flexión de codo	0°	149°	0°	-123°
Pronación de antebrazo	-97°	104°	80°	-80°

Tabla 3. Rangos en cada GdL activo.

### 3.2 Diseño mecánico y primer prototipo

Se consideraron dos alternativas para el sistema de actuación: colocar los actuadores directamente en cada articulación, o colocarlos en una base externa y transmitir las fuerzas mediante un sistema de transmisión adicional.

La primera de las opciones presenta mayores desventajas: como los actuadores se mueven con el exoesqueleto, la masa y la inercia aumentan considerablemente, junto con la demanda de potencia de los grados de libertad del hombro. La Figura 27 muestra el par necesario para flexionar el codo para las dos hipótesis: caso 1, considerando sólo el brazo y la estructura del exoesqueleto; caso 2, considerando también la masa del actuador de la rotación de codo situado en la muñeca. Los requerimientos para la flexión de codo aumentan más del doble en el caso 2. Además, el espacio ocupado por los actuadores puede limitar el rango de movimiento, el área de trabajo del exoesqueleto y el funcionamiento dinámico.

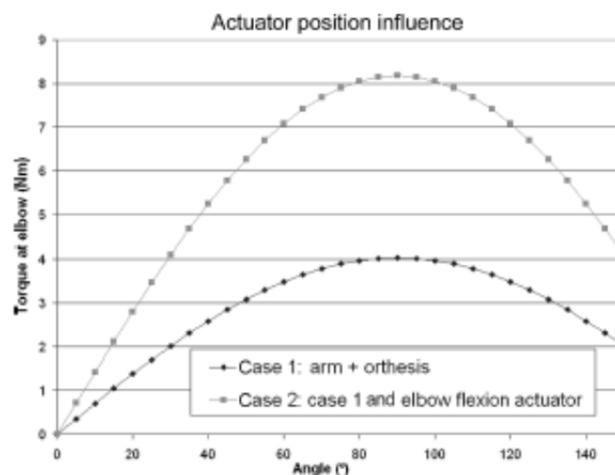


Figura 27. Momento necesario en el GdL de la flexión de codo.

Teniendo en cuenta estas limitaciones, la decisión fue la de colocar todos los actuadores a la espalda, en una especie de mochila, unida al exoesqueleto (Figura 28).

La transmisión de movimiento se realiza por medio de dos cables recubiertos (cables Bowden), desde la mochila a las articulaciones. El peso total de la mochila junto con el de todos los actuadores es de 13.3 Kg, mientras la masa en movimiento se reduce considerablemente con un peso de 3.7 Kg. El peso del GdL auxiliar pasivo es de 1.6 Kg pero los movimientos de este mecanismo son muy pequeños, especialmente si la elevación del brazo no pasa de los 90°. Estas masas podrían reducirse si se disminuye la exigencia de elevación de los 10 Kg, especialmente si el exoesqueleto se usa para rehabilitación.

Los cables proporcionan gran flexibilidad de movimiento. Sin embargo, el principal inconveniente de transmitir el movimiento por medio de los cables Bowden es la disminución de rendimiento causada por las fuerzas de fricción entre el cable y la funda.

El diseño propuesto puede usarse como un dispositivo de fuerza interna cuando el usuario viste la mochila y como un dispositivo de fuerza externa cuando la mochila está sujeta a un elemento externo, como puede ser una silla.

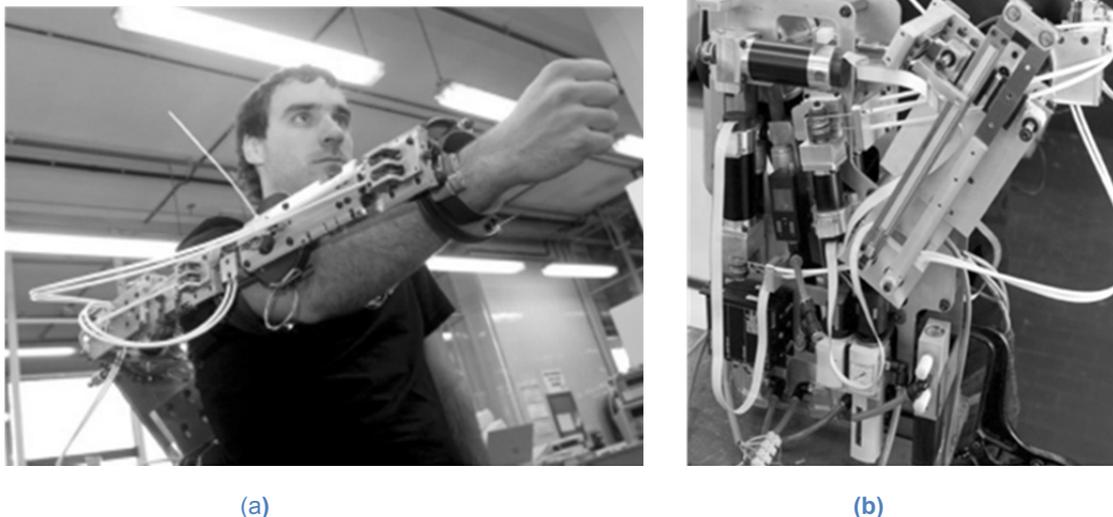


Figura 28. Prototipo del exoesqueleto IKO de 5 GdL: (a) parte delantera; (b) parte trasera.

### 3.2.1 Configuración y selección de los actuadores

La mayoría de los exoesqueletos desarrollados hasta ahora se han diseñado e implementado utilizando motores de corriente directa, gracias a que son fáciles de integrar, de gran potencia, bajo coste y fáciles de controlar. De todos modos, cada vez son mayores los avances que se están logrando hoy en día en el desarrollo de músculos artificiales a fin de replicar las cualidades biológicas de los músculos de los animales.

El músculo neumático – el músculo artificial inspirado biológicamente – fue inventado en los '50 por el físico Joseph L. McKibben para accionar una ortesis de brazo para ayudar a controlar una mano discapacitada.

Desgraciadamente, los músculos neumáticos artificiales muestran comportamientos poco lineales en la relación fuerza-longitud y poder controlarlos y obtener las características de funcionamiento que demandan algunas aplicaciones no es tarea sencilla.

El hecho de que una de las especificaciones de la ortesis sea poder agarrar y sostener un peso máximo de 10 Kg, limita el campo de aplicación de los músculos neumáticos en la mayoría de los GdL. Por eso, se usaron motores eléctricos convencionales en cuatro de los GdL y músculos neumáticos sólo para el GdL de la rotación del antebrazo. Estos músculos son de la casa Festo y sus fibras tienen una longitud de 200 mm cuando no están bajo presión.

### 3.3 Rediseño estético

La mayoría de los exoesqueletos se han diseñado teniendo en cuenta criterios de compatibilidad cinemática entre los dispositivos y el cuerpo humano, disminución del peso y tamaño de los elementos y precisión de movimiento. Sin embargo también hay que tener en cuenta aspectos estéticos ya que estos aparatos deben ser usados por personas (Figura 29).

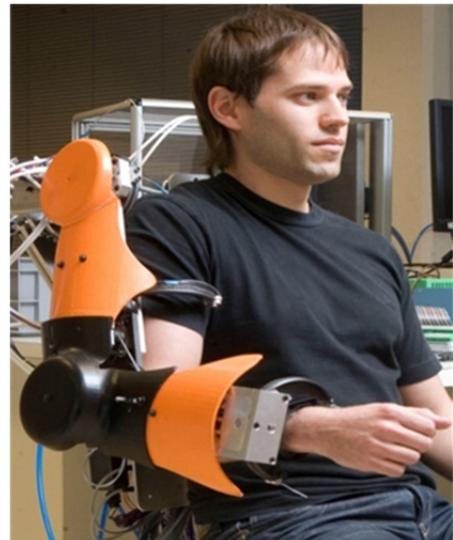


Figura 29. Prototipo IKO con cubierta.

Hoy en día la mayoría de los robots tienen diseños en colores metálicos y oscuros, intentando buscar una imagen que transmita adelanto tecnológico. La estética tiene que tener en cuenta además del usuario, a las personas que estén en la zona en la que se usa el exoesqueleto.

Hay ciertos aspectos que pueden mejorar la estética:

- Formas y extremos redondeados y diseños más simples y compactos
- Las texturas de las superficies pueden usarse para transmitir diferentes sensaciones tales como seguridad.
- Se puede jugar con diferentes combinaciones de colores, haciéndolo adecuado para diferentes aplicaciones como la industria, la rehabilitación o el uso doméstico.

### 3.4 Detección de la intención del usuario

Debido a las especificaciones impuestas en el diseño, el exoesqueleto IKO ha resultado muy rígido y no reversible, y se mueve porque el controlador genera

unas consignas, pero hay que detectar a dónde quiere mover el miembro el usuario que viste el exoesqueleto.

En Ikerlan la problemática se atacó desde un triple punto de vista, tal como se ve en la Figura 30:

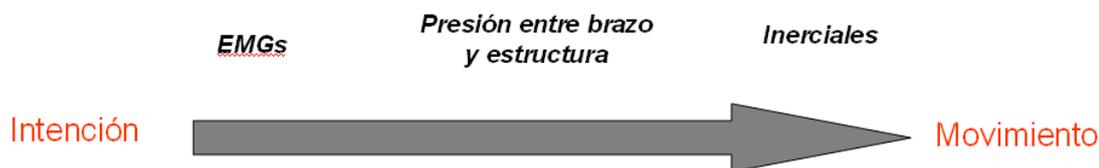


Figura 30. Esquema de la intención de movimiento

Por una parte están los sensores electromiográficos (EMG) que pueden detectar la intención del usuario con un adelanto de 100 ms respecto al movimiento; en segundo lugar está el detectar por medio de sensores de fuerza o presión entre el brazo y la estructura que el usuario quiere realizar un movimiento; y en tercer lugar estaría el caso en que el movimiento ha comenzado y por medio de sensores inerciales se hace una estimación de los parámetros del movimiento. Para el caso de un exoesqueleto como IKO, los dos primeros son los más apropiados.

El trabajo de la detección de la intención de movimiento del brazo humano a partir de las señales electromiográficas, se ha centrado en el estudio de las señales que generan el tríceps y el bíceps, y para tener un sistema completo de detección de la intención del movimiento de IKO en el espacio debiera extenderse a otros músculos relacionados con el resto de GDL. La detección de las señales electromiográficas se realiza por medio de los sensores EMG o electrodos EMG, también conocida como electromiografía de superficie. Dichos electrodos permiten estudiar la actividad mioeléctrica de forma no invasiva, de modo que suministran la diferencia de potencial en la superficie muscular como resultante de la actividad eléctrica generada a raíz de una contracción del músculo. Para procesar la señal obtenida en el sistema fisiológico brazo-antebrazo se utiliza un sistema de adquisición de datos que está compuesto por las siguientes etapas: a) Captación de la señal generada por los sensores EMG, b) Acondicionamiento de la señal mediante amplificadores y filtros, c) Conversión A/D, y d) Tratamiento de datos para determinar el movimiento del brazo-antebrazo (Figura 31).

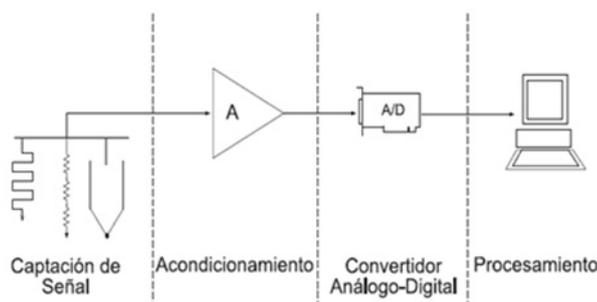


Figura 31. Esquema del sistema de adquisición de datos para procesar la señal.

El interfaz hombre-máquina se rige por leyes de control obtenidas a partir de una red neuronal, y para crear dicha red ha sido necesaria la obtención de patrones con los que entrenarla y, posteriormente, validarla. Estos patrones se obtienen a partir de las características frecuenciales y temporales extraídas de las señales electromiográficas recogidas cuando se realiza una acción muscular de flexión y extensión del brazo (Figura 32). A partir de las características obtenidas, se ha generado un vector híbrido que permite entrenar la red neuronal para que sea capaz de identificar cada uno de los movimientos del brazo. Como los primeros 400 ms de un movimiento muscular son suficientes para identificar el movimiento que se desea realizar, para la extracción de características se ha detectado el inicio del movimiento por umbralización y a partir de ahí se ha extraído la señal de los siguientes 400 ms.

El vector de características híbrido para las dos señales musculares (40 características) se ha formado por:

- Características temporales extraídas: el valor medio absoluto, los cruces por cero, el cambio de pendiente y la longitud de onda.
- La modelización paramétrica: la señal adquirida a través de un electrodo de superficie es comparable a la respuesta de un filtro paso bajo de salida aproximadamente gaussiana, y como es sabido que el filtro óptimo para un proceso gaussiano es un filtro lineal, se ha decidido obtener el modelo paramétrico del sistema mediante el algoritmo AR (autoregressive model), implementado con el método de Burg de orden  $P=5$ , utilizando los tres primeros coeficientes del modelo paramétrico.
- Características espectrales: periodograma (potencia máxima y media) y espectrograma (energía máxima y media para cada una de las ventanas).
- Aproximación Wavelet: energía de la descomposición de los paquetes wavelet en cinco niveles diferentes.

Todas las funciones para extraer las características de las señales electromiográficas se han implementado en Matlab. Posteriormente, estos vectores híbridos se utilizan para entrenar la red neuronal de detección del movimiento. Si bien la extracción de características se realiza en Matlab, para el entrenamiento de las redes Neuronales se ha decidido utilizar NeuralWork Pro II/Plus. Por lo tanto, la última acción que realiza el programa en Matlab es adecuar el vector híbrido al formato utilizado en el programa para las redes neuronales. El tipo de red elegido corresponde a una Multilayer Perceptron de tres capas, con aprendizaje por BackPropagation.

En el reconocimiento de la intención del movimiento por redes neuronales, en primer lugar, se ha trabajado sobre los movimientos de flexión y extensión del brazo, y luego sobre los de supinación y pronación. Las redes neuronales utilizadas en ambos casos tienen las mismas características disponiendo finalmente de 5 salidas que se corresponden con: 2 para la Flexión y Extensión, respectivamente, otras 2 para Supinación y Pronación, y 1 para la situación de reposo. En estos casos se ha obtenido un porcentaje de éxitos en la identificación del 90%.

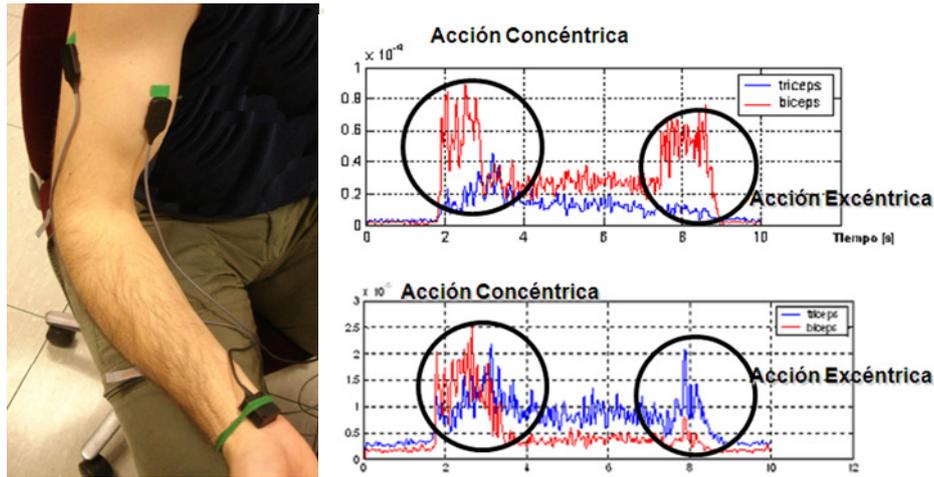


Figura 32. Registros de señal electromiográfica de tríceps y bíceps.

Como método alternativo para la detección de la intención de movimiento, y más interesante por los trabajos que se están realizando en Ikerlan, se ha desarrollado un sensor de presión basado en polímeros conductores. Este módulo sensor, formado por un conjunto de sensores individuales, se coloca en la muñequera del exoesqueleto (Figura 33b) e interactúa con la muñeca del usuario cuando éste lo porta. La toma de decisión acerca de la intención del movimiento del usuario se basa en que en el momento de iniciar el movimiento del brazo, la muñeca del usuario ejercerá presión sobre alguno o algunos de esos sensores y por medio de un algoritmo simple se podrá discernir el movimiento que el usuario pretende realizar.

El sensor está formado por una banda plástica flexible (Figura 33a) que consta de 16 electrodos interdigitados serigrafados sobre los que se coloca el polímero conductor, lo que hace posible que se obtenga un cambio de resistencia del sensor cuando se ejerce una presión sobre las pistas interdigitadas. La salida de cada sensor es una diferencia de potencial proporcional a la presión ejercida sobre el área que contiene sus pistas conductoras.

Debido al método de fabricación utilizado no se puede asegurar la repetibilidad en la respuesta de dos sensores ante la misma presión ejercida, por lo que se ha realizado la calibración individual de cada uno de los 16 sensores. Esta calibración ha permitido diseñar una postrera etapa de acondicionamiento adecuada a la respuesta de cada sensor.

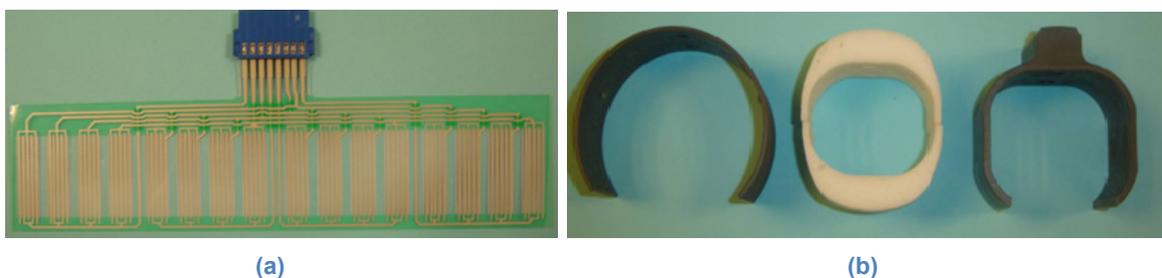


Figura 33. (a) banda plástica flexible con 16 electrodos interdigitados; (b) muñequera del exoesqueleto.

El sensor se coloca sobre una pieza de plástico que se asemeja a la forma que tiene la muñeca humana, y esta pieza, a su vez, se ubica en la muñequera del exoesqueleto. La presión que se quiere medir se produce entre la muñeca de persona y esta pieza de plástico, por lo que en su diseño se ha buscado un compromiso entre la flexibilidad para adaptarse a diferentes tipos de muñecas y la rigidez necesaria para servir de referencia en el esfuerzo de la muñeca. Se han realizado ensayos con diferentes tipos de sensores y soportes sobre una plataforma de pruebas y, posteriormente, se ha trasladado el módulo sensor al exoesqueleto.

Las señales leídas son tratadas por un programa específico de generación de consignas, cuya función es reconocer la intención de movimiento de la persona que porta el exoesqueleto. Para el caso de un sensor colocado en la muñeca, y considerando un plano de movimiento, el programa es capaz de reconocer los movimientos de subida, bajada, derecha e izquierda, así como los giros hacia la derecha e izquierda. El software desarrollado tiene dos funcionalidades: a) aprendizaje de la intención del movimiento y b) detección de la intención del movimiento.

Combinando dos sensores de presión, uno colocado en la muñeca y otro colocado en el brazo, se es capaz de generar intenciones discretas de movimiento para el exoesqueleto IKO. A partir de dichas intenciones discretas hay que generar trayectorias concretas, dependientes de la tarea que está realizando el usuario en el puesto de trabajo. Dicha trayectorias estarán basada en patrones de movimiento que deben ser identificados.

## 4. ESTUDIO ERGONÓMICO E IDENTIFICACIÓN DE PATRONES DE MOVIMIENTO

### 4.1 Introducción

El principal objetivo del estudio ergonómico es la identificación de patrones de movimiento para IKO, de forma que se mueva de manera lo más natural posible en el espacio de trabajo en respuesta a la intención del usuario. Para llevar a cabo este estudio lo primero es determinar qué tipo de tarea es la que se quiere evaluar y cuáles son los parámetros que se quieren medir.

Se decide emplear la fotogrametría, una técnica de análisis cinemático para el estudio sistemático y completo del movimiento. El primer paso es definir el área de trabajo y las trayectorias para la realización del experimento; después se elige la muestra de gente, que cuanto más variada y más amplia resulte mejor; y por último se procede a la grabación de los ejercicios. El sistema de captura de movimientos se llama 'BIOMIMO estudio ergonómico aumentado'.

Mientras se graba el experimento, la aplicación BIOMIMO genera unos ficheros de tipo texto con todos los datos relevantes para su posterior análisis y tratamiento. Primero se estudian los datos recogidos: coordenadas, ángulos, etc.; después se realiza un filtro para asegurarse de que todos los datos con los que nos quedamos son válidos; y por último se procede al tratamiento de los mismos con el objetivo de identificar patrones de movimiento o características que sean comunes, con los cuales es posible llevar a cabo las diferentes trayectorias previamente establecidas.

A partir de los sensores de presión colocados en IKO, a la altura del brazo y la muñeca del usuario, se detecta la intención "discreta" de movimiento del usuario y mediante la discretización de tareas dentro del área de trabajo, previamente establecidas, el exoesqueleto escogerá un patrón de movimiento u otro.

### 4.2 Descripción del estudio ergonómico

El primer paso es establecer qué tipo de tarea es la que se quiere evaluar, si es repetitiva o si se trata de una postura forzada. Son el tipo de tareas más comunes a la hora de realizar un estudio de este tipo. A partir de ahí, dependiendo de la tarea que se elige, se determinan los parámetros que se desean medir. Asimismo se deben determinar los factores de riesgo de la tarea tales como los ángulos, la repetitividad o la fuerza. La combinación de diferentes factores de riesgo es normalmente lo que causa las lesiones; con que se combinen dos de ellas, la probabilidad de sufrir una lesión aumenta considerablemente.

El estudio se ha realizado mediante la técnica de la fotogrametría, aunque también existen otros instrumentos específicos para medir ciertos parámetros como es el caso de los *goniómetros* (utilizados para medir ángulos, como el de la muñeca), o los *dinamómetros* (cuya finalidad es medir la fuerza ejercida). Lo ideal sería comparar los resultados obtenidos mediante varios de ellos, aunque no

resulta una tarea sencilla. Si bien en el caso de la muñeca se pueden encontrar varias alternativas, el caso del hombro es más complicado.

### Fotogrametría

La fotogrametría es una técnica de análisis cinemático para el estudio sistemático y completo del movimiento. Se compone de varias etapas en las cuales se organiza la información, se establece una secuencia de observación y por último se interpretan los resultados mediante criterios unificados. La secuencia de observación depende del movimiento que se desea estudiar y puede ser de cuerpo entero o una secuencia anatómica, más específica.

El sistema está formado por marcadores, cámaras de vídeo, equipo de digitalización y un ordenador. Los marcadores son objetos pequeños (desde 1 mm a 1 cm), normalmente esféricos y recubiertos de material reflectante, que se sujetan al cuerpo. Se colocan en puntos anatómicos estratégicos y se conoce su posición mediante un sistema de referencia (una geometría conocida definida por marcadores) que también calcula la posición relativa de las cámaras.

Normalmente se utilizan cuatro cámaras, aunque en algunos casos se emplean hasta siete. Cuantas más cámaras se usen más sencillo resulta el cálculo de las posiciones de los marcadores y además, disminuye el problema de la ocultación de los mismos.

Para posicionar los marcadores dentro de una imagen se emplean equipos de digitalización que combinados con registros de imagen permiten su identificación manual o automática.

Por último, se emplean ordenadores para el tratamiento de los datos y para la visualización de resultados, que normalmente se obtienen en forma de gráficas de variables cinemáticas.

En el apartado 4.5.2 se describe este tema con más detalle.

### 4.3 Definición del área de trabajo y trayectorias

Se ha considerado que las tareas se realizan en un espacio de trabajo colocado enfrente de la persona y para facilitar el estudio se han fijado los movimientos entre los extremos de un cubo. En un principio este cubo tenía unas dimensiones de 400x400x400 mm y su centro coincide con el centro de giro del hombro (Figura 34), en el eje Y a 350 mm de distancia como se muestra en la Figura 35.

Actualmente la posición del centro del hombro de la ortesis no se puede cambiar por criterios

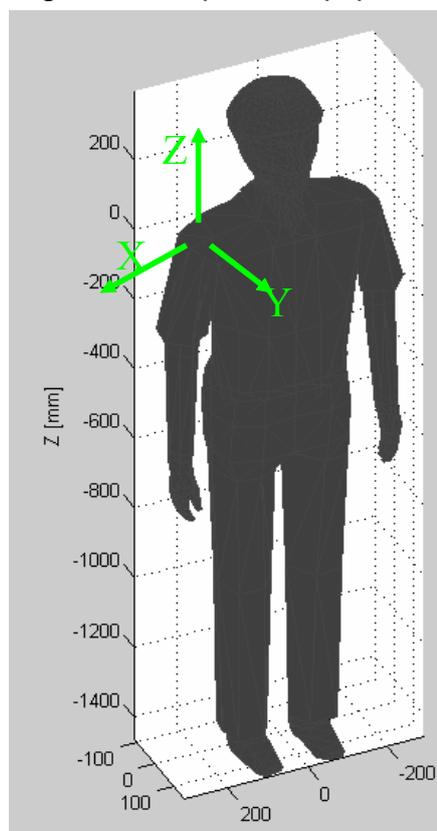


Figura 34. Centro de referencia y centro de giro del hombro.

de seguridad. Esto significa que el punto más alejado que se puede alcanzar viene limitado por sus dimensiones: la longitud del brazo es de 332 mm y la longitud del antebrazo de 215 mm, es decir, el punto más alejado no puede estar a más de 547 mm del centro de rotación del hombro. Teniendo en cuenta este criterio, muchos de los puntos del área de trabajo son imposibles de alcanzar y para comprobarlo, se ha calculado la distancia entre el centro del hombro y uno de los puntos más alejados del área de trabajo (P12).

El centro de coordenadas se encuentra en el centro del hombro derecho y si se toma como ejemplo el punto P12 (-200,-750,-200) y calculamos la longitud del vector ( $\vec{d}$ ) que va desde el centro de rotación del hombro hasta el mismo:

$$d = \sqrt{dx^2 + dy^2 + dz^2}$$

$$d = \sqrt{200^2 + 750^2 + 200^2}$$

$$d = 801,56 \text{ mm}$$

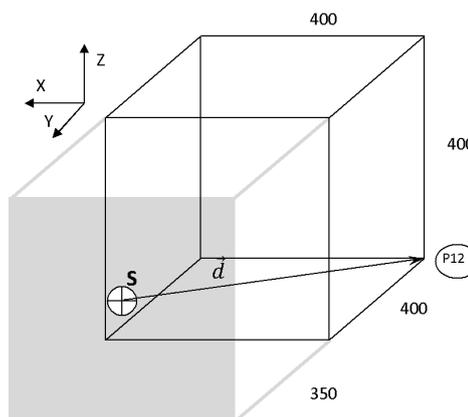


Figura 35. Área de trabajo inicial y vector de máxima longitud.

La distancia entre ambos es mayor que la longitud del brazo en posición de extensión que es de 547 mm.

Después de barajar varias posibilidades se fijaron los movimientos entre los extremos de un cubo, cuyas dimensiones son de 300x200x200 mm. Los ejes de coordenadas de referencia se encuentran en el hombro derecho del sujeto: el eje x es horizontal y pasa por el centro del hombro izquierdo en posición de reposo, el eje y es horizontal y está orientado hacia atrás y por último el eje z es vertical con la orientación positiva hacia arriba. La base del cubo está 200 mm por debajo del hombro en el eje z y su cara anterior a 480 mm en el eje y (Figura 36).

Se vuelve a comprobar que se puede llegar al punto más alejado:

$$d = \sqrt{dx^2 + dy^2 + dz^2}$$

$$d = \sqrt{150^2 + 480^2 + 200^2}$$

$$d = 541,2 \text{ mm}$$

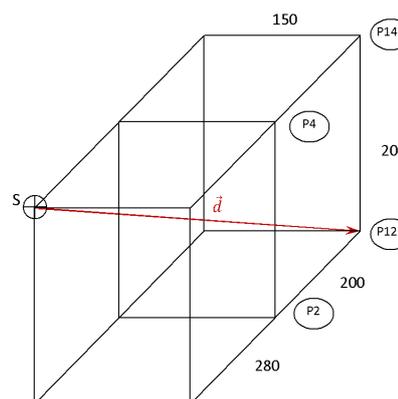


Figura 36. Vector de máxima longitud admisible.

Se establecen 8 puntos u objetivos a alcanzar, que coinciden con cada uno de los vértices del cubo: P1, P2, P3 y P4 en el plano anterior y P11, P12, P13 y P14 en el plano posterior. Por otro lado, se define un punto de origen (Q1), que se

encuentra en la base del cubo, centrado en el eje x en su cara anterior. Las trayectorias consisten en llevar la muñeca desde el punto de origen, a cada uno de los objetivos, en el orden que se quiera y volver de nuevo al punto Q1. Por lo tanto, son ocho las trayectorias que hay que realizar, si se consideran la ida y la vuelta como una misma, como se ve en la Figura 37.

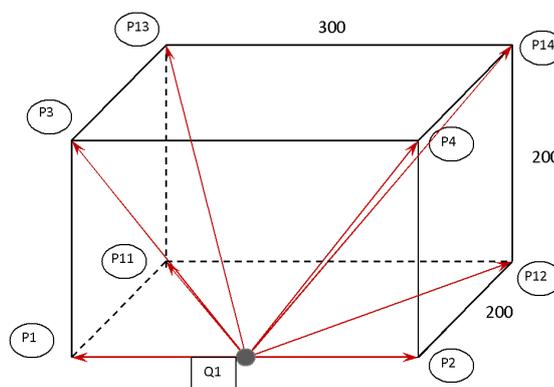


Figura 37. Cubo del área de trabajo considerado.

Las coordenadas de los puntos son las siguientes:

$$P_1 = (0.15, -0.28, -0.2)$$

$$P_2 = (-0.15, -0.28, -0.2)$$

$$P_3 = (0.15, -0.28, 0)$$

$$P_4 = (-0.15, -0.28, 0)$$

$$P_{11} = (0.15, -0.48, -0.2)$$

$$P_{12} = (-0.15, -0.48, -0.2)$$

$$P_{13} = (0.15, -0.48, 0)$$

$$P_{14} = (-0.15, -0.48, 0)$$

Se comprueba en Matlab/Simulink que se puede llegar a los puntos mediante el método de cinemática inversa. El resultado se calcula matemáticamente por lo que lo más probable es que las orientaciones que adopta el brazo no sean ergonómicas o incluso que no se puedan alcanzar. Esta cuestión se describe en el apartado 5.1.2.

#### 4.4 Diseño del experimento

A la hora de diseñar el experimento se establecieron algunos criterios y condiciones, aunque más adelante a la hora de llevarlo a cabo, no siempre ha sido posible cumplir con todo lo concretado.

Se trata de un estudio previo con trayectorias predefinidas, ya que aún no se sabe cuáles son las tareas en las que se empleará la ortesis. En un principio, está

orientado a ayudar al usuario a realizar una actividad repetitiva en el puesto de trabajo.

El objetivo es obtener una información lo más completa posible sobre la manera en que se mueve el brazo a la hora de llevar a cabo diversos recorridos. Por lo tanto, cuanto más amplia y variada sea la muestra de gente (sexo, edad, dimensiones...), los resultados que se obtengan serán más representativos de la sociedad (Figura 38). Las pruebas se realizan primero con gente implicada en el proyecto (para validar el equipo y la metodología). Se establece que la cantidad mínima de personas debe ser de entre 20 y 30, para que los resultados sean concluyentes.



Figura 38. División de la muestra propuesta.

Conviene realizar los ejercicios en diferentes condiciones: con y sin peso, variando la posición inicial...

A partir de los resultados se trata de obtener patrones de normalidad (rangos de movimiento), para diferentes poblaciones. Para ello se estudian los movimientos en diferentes instantes y se observan las trayectorias preferidas, ángulos y posiciones en diferentes momentos, no sólo al inicio y al final. Analizando esta información se procura encontrar una codificación o un criterio ergonómico con el cual se realizan las tareas del miembro superior.

La prueba debe cumplir con las siguientes condiciones:

- Los ensayos se realizarán con los individuos sentados sobre una silla.
- Es aconsejable que los sujetos vistan manga corta o tirantes para poder observar mejor la biomecánica del brazo.
- También es aconsejable que el análisis visual posterior se realice en equipo.
- Se deben repetir los ensayos 3 veces como mínimo para confirmar la repetitividad del patrón (al menos en un mismo individuo). Si no hay repetitividad, el ensayo no contará. Es importante que las trayectorias se repitan para encontrar patrones y a partir de ahí hallar criterios ergonómicos (óptimos). También es importante que las personas que vayan a realizar estos ensayos hagan algunas pruebas para que se acostumbren y para poder conseguir movimientos lo más naturales posibles.

## 4.5 Sistema de captura de movimientos BIOMIMO

### 4.5.1 Descripción del sistema

Los sistemas de captura de movimiento se utilizan para observar y estudiar los movimientos del usuario. Actualmente, los más empleados son los sistemas de captura ópticos, por su precisión, velocidad y libertad de movimientos para el usuario, al no depender de cables. Dentro de este grupo existen dos subtipos: sistemas infrarrojos (IR) y sistemas basados en vídeo.

En el estudio del campo de trabajo de la ortésis, se ha utilizado el sistema de captura de movimiento infrarrojo ART, que pertenece al Instituto de Robótica de la Universidad de Valencia (Gimeno, 2009). El sistema de captura ART se define como un sistema de tipo óptico infrarrojo. Esto quiere decir que su funcionamiento se basa en marcas retro-reflectantes, las cuales se iluminan por luz infrarroja con el fin de ser observadas por un conjunto de cámaras.

Este sistema se compone de 6 cámaras infrarrojas ARTtrack1, dispuestas 4 de ellas en la parte superior y 2 en la parte inferior, un PC y 5 grupos de marcas denominados *Bodies* o *Targets*.

El sistema ART, junto con el Software DTrack, permite la captura simultánea de hasta 20 *Targets*, con una frecuencia de captura de hasta 60 Hz, ofreciendo un error de precisión menor que 1mm. El error en el cálculo de la orientación de los marcadores viene dado por la distancia entre los marcadores individuales que lo componen.

Las cámaras ARTrack1, son cámaras que sólo observan el espectro de luz infrarroja, y que incorporan una unidad de procesamiento. Utilizando este hardware, la información que cada cámara envía al PC no es una imagen, sino que esta imagen es analizada en la propia cámara. Tras el análisis, la cámara envía las posiciones y el área de cada uno de los marcadores retro-reflectantes observados.

El PC central envía una señal de sincronismo con el objetivo de que todas las cámaras capturen los marcadores en el mismo momento. Por lo tanto, se recibe 60 veces por segundo, información de los marcadores individuales vistos desde cada una de las cámaras. Hasta este momento, la información de los marcadores es sólo en 2D y se refiere a la posición que ocupan en cada una de las imágenes de las cámaras. El software DTrack calcula la posición 3D de los marcadores utilizando la posición y orientación de cada una de las cámaras. Para obtener la posición 3D del marcador, es imprescindible que este sea captado por, al menos, 2 cámaras. El uso de *Targets* permite al sistema soportar las ocultaciones de alguno de los marcadores. Por ejemplo, si un *Target* se compone de 5 marcadores, aunque en algunos momentos uno de los marcadores o incluso 2, estén ocultos, el sistema es capaz de seguir reconociendo y calculando la posición y orientación del *Target*. Por eso es importante un diseño correcto de los *Targets*.

#### 4.5.2 Diseño e implementación del 'BIOMIMO estudio ergonómico aumentado'

El sistema se compone del sistema de captura, el sistema de tratamiento de datos (TD) y el sistema de visualización.

##### 4.5.2.1 Sistema de captura

El sistema de captura es el encargado de capturar toda la información del movimiento necesaria para el estudio ergonómico. Este sistema será, por lo tanto, el encargado de capturar los movimientos del brazo del usuario. Además, el sistema de captura ha de ser capaz de capturar, los movimientos de la cámara que graba la imagen del usuario en todo momento (Figura 40).

Otro factor muy importante a la hora de decidir la colocación de las cámaras es intentar minimizar las ocultaciones de los marcadores. Para ello una norma general consiste en colocar las cámaras en una posición elevada que evite las ocultaciones de los distintos elementos entre sí (mesa, cámara, sujeto...).

Como se mencionó anteriormente el sistema cuenta con 6 cámaras, 4 de las cuales están situadas en la parte superior a 2.5 m de altura, formando un cuadrado de 2 m de lado sobre el usuario. Las dos cámaras restantes se colocan frente al sujeto a una altura de 0.5 m y una separación de 2 m entre ellas (Figura 39).

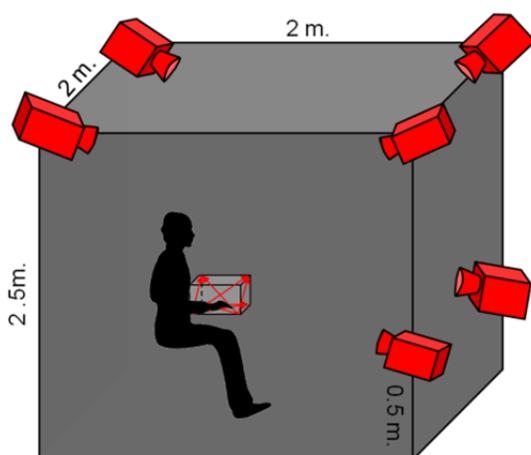


Figura 39. Sistema de captura ART.



Figura 40. Esquema del sistema de captura ART con 6 cámaras infrarrojas.

El segundo elemento a tener en cuenta son los *Targets* diseñados para la captura de los movimientos de los distintos elementos. Unos *Targets* bien diseñados y contruidos, dotan al sistema de robustez contra el problema de ocultaciones. Un *Target* es un grupo de marcadores con una geometría determinada; esta relación espacial entre los marcadores retro-reflectantes es lo que permite identificar cada uno de los *Targets*. El primer aspecto es elegir correctamente el tipo de

marcadores a utilizar. En este caso, se ha optado por usar marcadores esféricos, de 1 cm de diámetro.

Otra cuestión importante es la disposición de los marcadores. Es necesario evitar las formas simétricas, no colocar todos los marcadores en línea y es necesario usar al menos 4 marcadores para definir un *Target*. Las formas simétricas impiden distinguir si se está observando un *Target*, por ejemplo, desde la parte frontal o la parte trasera. Ningún *Target* debe ser igual a un subconjunto de marcadores de otro, e incluso no debería tener ningún subconjunto de 3 marcadores que puedan coincidir.

Los *Targets* del brazo y antebrazo se componen de 5 marcadores cada uno. Los dos marcadores más alejados definen el eje X a lo largo de brazo y antebrazo. El resto de los marcadores, se colocan sobresaliendo levemente evitando ocultaciones producidas por el propio brazo del usuario (Figura 41). Como soporte para los marcadores se ha utilizado aluminio, por su rigidez y ligereza. Cabe mencionar que ha sido necesario pintar de negro el soporte de aluminio, para evitar reflejos que puedan confundir al sistema de captura. Como sujeción se han utilizado elásticos alrededor del brazo con unos broches que facilitan su colocación en los diferentes sujetos del estudio ergonómico.

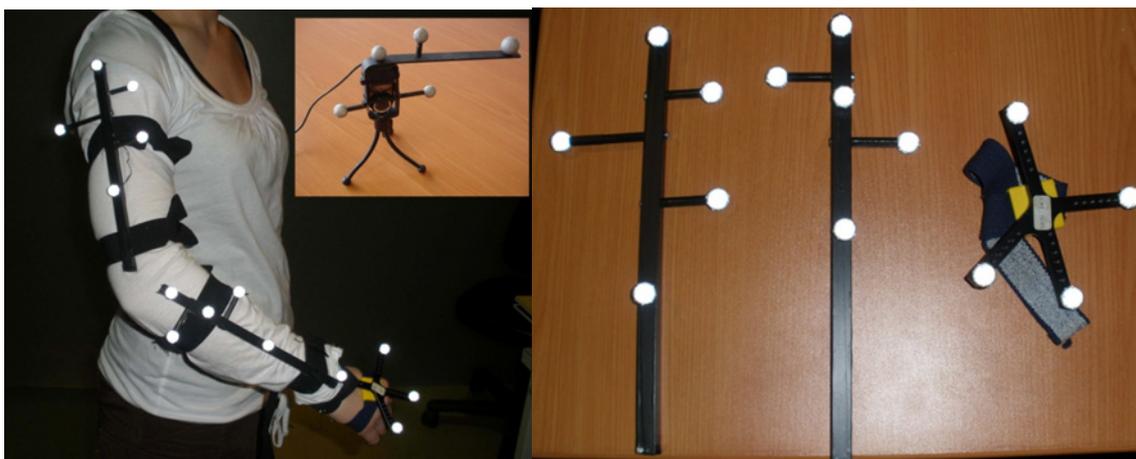


Figura 41. Targets del brazo, antebrazo, mano y cámara diseñados para el estudio ergonómico

Otro *Target* diseñado especialmente para el estudio es el que se coloca en la cámara, compuesto por 5 marcadores dispuestos alrededor de la misma.

El quinto y último *Target* diseñado es el correspondiente al espacio de trabajo. Con el objetivo de marcar los puntos que definen las trayectorias del estudio ergonómico, se construyó un panel, que además incorpora los marcadores retro-reflectantes. De esta forma la posición exacta del espacio de trabajo es capturada al mismo tiempo que los movimientos del usuario, e incluso permite controlar la correcta posición del sujeto durante el estudio.

#### 4.5.2.2 Sistema de tratamiento de datos (TD)

Alrededor de 60 veces por segundo, este sistema recibe la información de posición y orientación de cada uno de los *Targets*, la procesa en tiempo real y envía los resultados al sistema de visualización. Por tanto, sirve de enlace entre el

sistema de visualización y el sistema de captura. Además almacena toda la información, incluido el video recogido por la cámara, manteniendo la coherencia entre toda la información. Esta información almacenada, puede ser exportada para su uso en otros programas. Calcula la posición y orientación del brazo, antebrazo, mano y la cámara, además de distintos parámetros relevantes como por ejemplo: ángulos de apertura de codo y brazo en distintos planos, etc.

Además del procesado de los datos, el sistema TD almacena en todo momento tanto la información recibida del sistema de captura, como el video capturado por la cámara. Se emplea un sistema similar al de los subtítulos de las películas con dos fuentes de datos separadas: el archivo de video y el archivo con los diálogos de la película. De esta forma, en todo momento se almacenan dos archivos simultáneamente, uno binario con los datos obtenidos del procesamiento y uno de video con las imágenes de la cámara.

#### 4.5.2.3 Sistema de visualización

El sistema de visualización es el encargado de mostrar toda la información al usuario. Este sistema recibe del sistema de TD tanto las posiciones y datos, como el video del sujeto, donde se genera la visualización aumentada. La visualización consta de las siguientes partes: datos en formato de texto, vistas de realidad virtual (RV) y la visualización aumentada (Figura 42).

Los datos en formato de texto se muestran a la derecha de la pantalla en diversos formularios: ángulos, posiciones relativas, etc. Las tres vistas de RV muestran una representación del brazo moviéndose acorde a los datos capturados, desde tres puntos de vista: lateral, superior y uno tercero libre, que el usuario puede modificar en cualquier momento con el ratón. Finalmente, la visualización aumentada muestra la imagen real del sujeto, capturada a través de la cámara, con la información virtual sobre ella. En esta información virtual es posible pintar también informaciones distintas en tiempo real sobre la imagen, como por ejemplo el espacio de trabajo. De esta forma el usuario obtiene toda la información de un rápido vistazo.

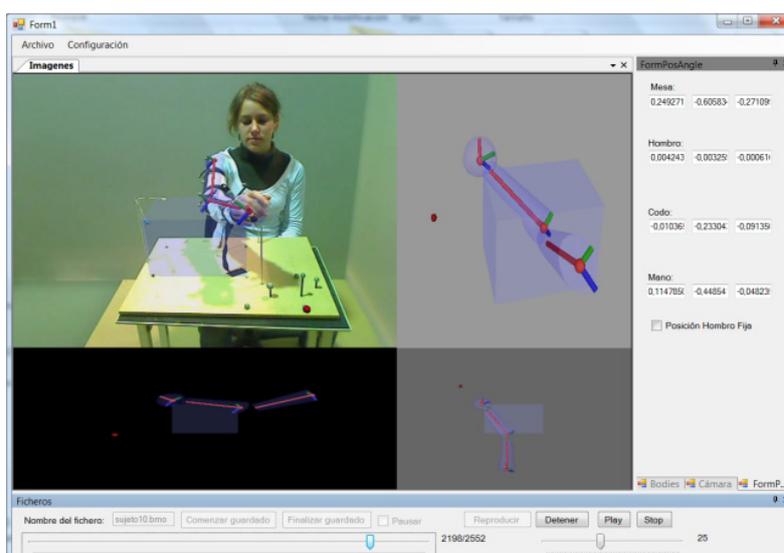


Figura 42. Interfaz del sistema BIOMIMO estudio ergonómico aumentado.

El software incorpora también ventanas de manejo de vídeo para la reproducción de los mismos. Durante la reproducción es posible modificar la velocidad, movernos a un punto determinado, pausar, etc. Para mantener la compatibilidad de este software con otros programas estadísticos o de animación, el sistema de TD es capaz de exportar los datos en formato de texto.

#### 4.6 Realización de las pruebas

Las pruebas se llevan a cabo durante la semana del 16 al 20 de Febrero de 2009 en el Instituto de Robótica de la Universidad de Valencia (ARTEC). Se siguen los criterios marcados en el diseño del experimento mencionados anteriormente.

Los participantes son 22 sujetos, de los cuales 12 son hombres y 8 mujeres y cuyas edades están comprendidas entre los 19 y 40 años.

A la hora de diseñar el experimento no se especifica en ningún momento cómo va a ser el espacio 'físico' de trabajo. Es decir, cuáles son las estructuras que lo componen y de cómo se definen el cubo y los ocho puntos que lo forman. Son varias las posibilidades analizadas: un cubo de tres lados formado por los dos lados laterales y el del fondo; un cubo formado por varios estantes a cada lado; o un área de trabajo definido por cintas o alambres colgantes.

Al final se opta por un tablero aglomerado de aproximadamente 500x500 mm de superficie y de 10 mm de espesor. Los puntos P1, P2, P11 y P12 se encuentran en su base y están señalados por una especie de marcadores de madera, de 5mm de diámetro y de un color diferente cada uno. El plano superior, es un plano imaginario, delimitado por cuatro estructuras metálicas en forma de L invertida y cuyo final es flexible (una especie de muelle) para evitar daños en la realización de los ejercicios. Estas estructuras también llevan en su extremo unos taquitos de madera, de distintos colores que son los que definen los puntos P3, P4, P13 y P14 (Figura 43).

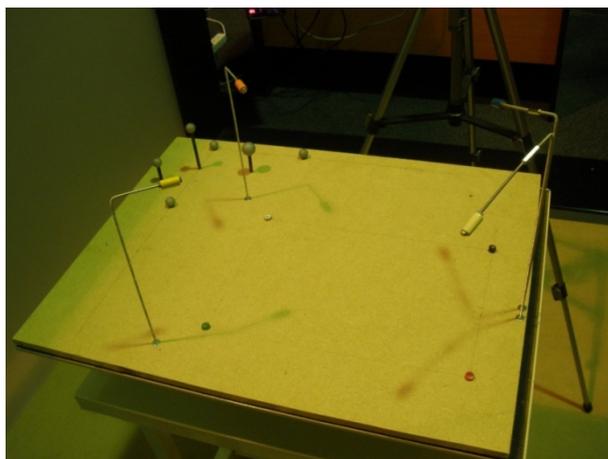


Figura 43. Mesa de pruebas.

#### 4.6.1 Tipo de pruebas

Se plantean cuatro tipos de ejercicio en los cuales se van cambiando una o dos condiciones. Los dos parámetros con los que se juega son: la posición de inicio de la muñeca y el estado del hombro, es decir, si éste se desplaza de su posición de origen o no.

Los ejercicios pueden comenzar con la muñeca en el punto Q1 (Figura 44a), descrito en el apartado 4.2 o con el brazo extendido, pegado al cuerpo y con la palma de la mano mirando hacia el cuerpo (interior) (Figura 44b). En la primera de ellas la altura (Z) desde la que comienza a moverse la muñeca es similar para todos los sujetos, mientras que en el segundo caso depende de la longitud su brazo, ya que lo que no varía es la altura a la que se sitúa el hombro. Después se compararán los resultados obtenidos para ver cómo afecta la posición inicial de la muñeca en el ángulo final que se alcanza en los puntos.

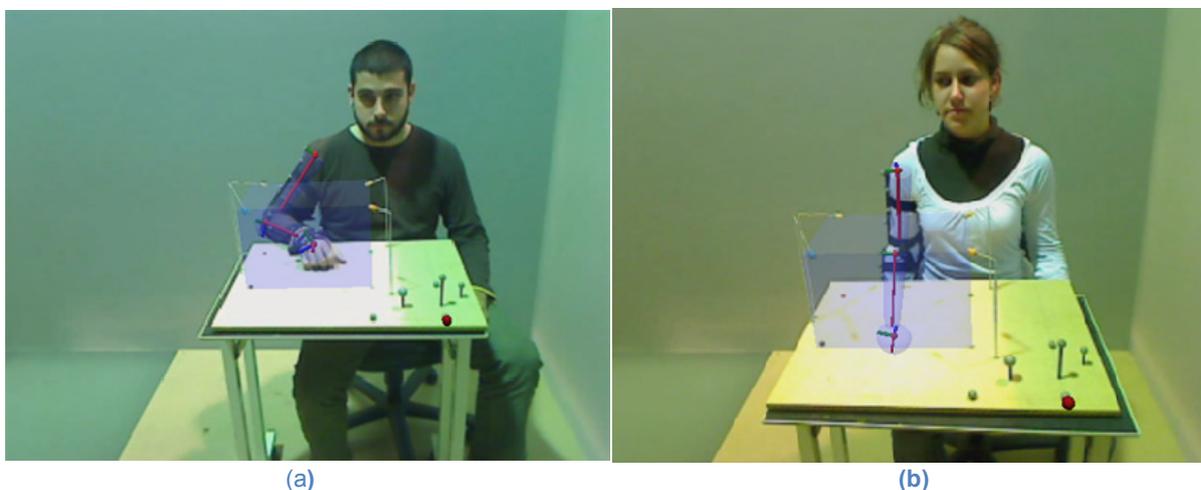


Figura 44. Posición de inicio de la mano: (a) mano en el punto Q1; (b) mano en posición extendida.

El hombro es una articulación de tipo enartrosis, que gira en los tres ejes del espacio mediante una especie de rótula, formada por la cabeza humeral y la cavidad de la escápula. Además, la escápula realiza movimientos de traslación y basculación (entre la pared torácica y su cara anterior) que pueden llegar a ser de hasta 10 cm en el plano XZ y desplazamientos mucho menores en el eje Y. Por ello hay que tener en cuenta la variación del centro de rotación del hombro. Éste es el segundo factor que se tiene en cuenta en los ejercicios. En dos de ellos se pide al sujeto que trate de mantener el hombro en su posición inicial y en los otros dos que lo mueva de una manera lo más natural posible, teniendo en cuenta que cada trayectoria debe comenzar en el mismo punto de inicio, en la medida de lo posible.

Las condiciones de los ejercicios son las siguientes:

##### **Ejercicio n°1:**

Punto de partida en Q1

Hombro quieto

**Ejercicio nº2:**

Punto de partida con brazo extendido  
Hombro quieto

**Ejercicio nº3:**

Punto de partida en Q1  
Movimiento de hombro libre

**Ejercicio nº4:**

Punto de partida con brazo extendido  
Movimiento de hombro libre

En todos los ejercicios la posición del sujeto será sentado en una silla.

**4.6.2 Utilización de 'BIOMIMO estudio ergonómico aumentado'**

El sistema de visualización *BIOMIMO* consta de cinco apartados que facilitan el proceso de grabación de las pruebas y el posterior tratamiento de los datos: *Imágenes*, *Cámara*, *Bodies*, *Posiciones/Ángulos* y *Grabar* (Figura 45).

**Imágenes**

El apartado de imágenes está dividido en cuatro pantallas, una de las cuales muestra realidad aumentada: la imagen del sujeto al que se le añaden el área de trabajo y los ejes de cada target; y las otras tres muestran realidad virtual. Esto facilita el análisis posterior, ya que se puede ver dónde se encuentra la muñeca del sujeto respecto a los puntos finales o si las cámaras dejan de registrar la posición de un target debido a las ocultaciones.

**Ficheros**

Para comenzar a grabar se le da un nombre al fichero y se pulsa el botón de 'comenzar guardado', después mediante el botón 'finalizar guardado' finaliza la grabación, aunque se sigue visualizando la imagen en las cuatro pantallas. Además, se puede pausar la grabación en cualquier momento sin detenerla por completo.

A la hora de ver las grabaciones, la aplicación funciona como cualquier otra, es decir, se puede pausar, detener, rebobinar o adelantar, esto último mediante una barra deslizante.

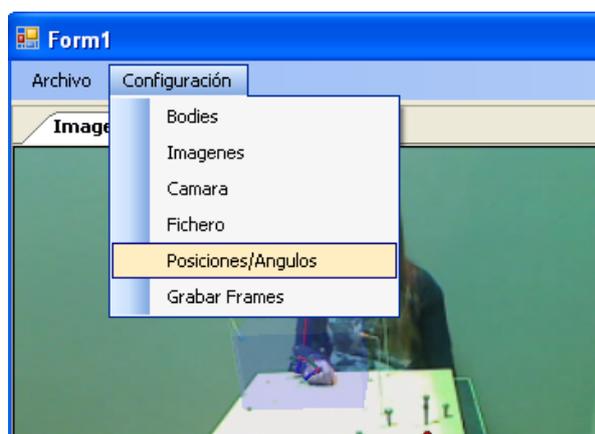


Figura 45. Interfaz del sistema *BIOMIMO* estudio ergonómico aumentado y sus apartados.

Por cada grabación se obtienen: un fichero tipo .avi con el vídeo del sujeto realizando los ejercicios y otro fichero de tipo texto con todos los datos grabados, que se describen en el apartado 7.4 apartado

### **Cámara**

Permite ajustar el tamaño de las vistas, haciendo más grande o más pequeña cada imagen dependiendo de lo que interese.

### **Bodíes**

Aporta información sobre los *targets* de la cámara, el codo, el hombro, la mano y la mesa.

### **Posiciones/Ángulos**

Muestra las coordenadas de la mesa, el hombro, el codo y la mano en todo momento. Mediante el botón 'posición hombro fija' se pueden fijar las coordenadas del hombro como referencia y calcular todas las demás respecto a éstas para después poder aplicar mejor estos datos al control de IKO.

La información referente a las posiciones relativas demostró ser muy útil a la hora de colocar al usuario frente al espacio de trabajo, ya que se podía observar su posición con datos exactos en tiempo real, facilitando su correcta colocación antes de realizar las tareas designadas.

### **Grabar**

Posibilita la división de las grabaciones anteriores, que normalmente contienen los cuatro ejercicios, en ficheros más pequeños, por ejercicios. Para ello se introducen el número de frame donde comienza y acaba cada ejercicio y se le da un nombre. Se generan unos ficheros de tipo texto de menor tamaño, con el nombre 'SujetoXEX', en el cual se indican cuál es número sujeto y el número de ejercicio del que se trata.

### **4.6.3 Problemas en las pruebas**

Han sido varios los problemas que han surgido a lo largo de las grabaciones, sobre todo los derivados de las condiciones del lugar y de las trayectorias a realizar.

La mesa y la silla presentan poca estabilidad por ser elementos móviles, apoyados sobre ruedas. Esto dificulta por un lado, la labor de posicionamiento del sujeto respecto a la mesa (es más fácil si ésta se encuentra paralela a las paredes), y por otro lado, provoca variaciones continuas en la situación de la mesa respecto al sistema de referencia, que en algunos casos es el hombro y en otros la propia mesa. Resulta muy complicado colocar con exactitud el hombro en la situación inicial y más aún mantenerla en la primera y segunda prueba. Además, el sistema de elevación de la silla y la estructura de la mesa, que posee una bandeja debajo, obstaculizan la colocación del sujeto en el eje Z. Este problema se agrava en sujetos de complexión grande y especialmente en las condiciones del segundo y cuarto ejercicio, ya que los sujetos chocan constantemente la mano con la mesa.

Otro de los problemas aparece a la hora de estandarizar las condiciones de las pruebas. Los sujetos deben alcanzar el objetivo con su muñeca pero no pueden controlar la posición exacta de la misma, que depende de la colocación del *Target*, de la dimensión de la muñeca y de la exactitud con la que se acercan al punto final.

Las dimensiones de los miembros de los sujetos varían muchísimo desde 240 mm a 310 mm en el caso del antebrazo y desde 250 mm a 340 mm cuando se trata del brazo. Esto significa que el rango de los ángulos obtenidos varía considerablemente, y que además para algunos sujetos resulta imposible físicamente alcanzar los puntos manteniendo el hombro en su posición inicial.

Por último, la duración de las trayectorias varía entre sujetos e incluso entre los ejercicios de un mismo sujeto. Esto dificulta el posterior tratamiento de los datos que exige analizar uno por uno todos los videos grabados e ir dividiéndolos por trayectorias. Si el ejercicio se realiza a gran velocidad, los datos obtenidos puede que no sean suficientes ya que aparecen saltos significativos entre una instantánea y otra. En cambio, si el ejercicio se realiza demasiado lentamente, los datos recogidos para cada punto pueden ser demasiados y por eso algunos de ellos se eliminan para facilitar el análisis de los mismos. Asimismo, el hecho de que la duración de las trayectorias sea diferente exige normalizar los datos para poder comparar los resultados estadísticamente.

#### 4.7 Tratamiento de datos

El tratamiento de datos se lleva a cabo a partir de los ficheros txt que se obtienen en la aplicación 'BIOMIMO estudio ergonómico aumentado'. Estos datos son los siguientes:

- Número de frame: teniendo en cuenta que se capturan 60 instantáneas por segundo, el número de frame resulta muy útil a la hora de clasificar los diferentes ficheros.
- Coordenadas XYZ absolutas de la mesa, del hombro, del codo y de la muñeca.
- Coordenadas XYZ relativas del hombro, del codo y de la muñeca respecto a la mesa
- Ángulos frontal, sagital y transversal del brazo.
- Ángulos frontal, sagital y transversal del antebrazo.

Al final se obtiene un fichero que contiene una matriz de 31 columnas, de longitud variable dependiendo de la duración de los ejercicios y fácil de exportar.

La primera de las decisiones ha sido elegir la herramienta de trabajo que se va a emplear para tratar los datos. Se han barajado dos posibilidades, el *Excel* y *MATLAB*, pero teniendo en cuenta por un lado, que el carácter del análisis es básicamente matricial y por otro lado, las dimensiones de estas matrices, se ha optado por utilizar *MATLAB*, por ser una herramienta muy potente y porque permite automatizar el proceso de análisis en la medida de lo posible.

Se ha desarrollado una aplicación en la cual mediante la función 'elegir', se elige el número de sujeto y el ejercicio que se desea junto con el frame inicial y final que corresponden a dicho ejercicio. Se despliega el menú de la Figura 46:

```
>> Elegir
Elige primer frame...1335
Elige último frame..1729
Distancias(1), Trayectorias(2), Angulos(3), Puntos(4), AngulosXYZ(5),
Posturas brazo(6), Esfera hombro(7), AngulosXYZTodos(8)
Qué deseas elegir? 2
```

Figura 46. Menú desplegado en la aplicación de Matlab.

### 1. Distancias (1)

Es una función que da el número de frame que más se acerca a uno de los puntos finales. Después de ver los vídeos, se observa la mayoría de los sujetos no llega al punto deseado, es por eso que se ha empleado una fórmula de distancias máximas para detectar dicho punto. Para eso, lo más importante a la vez que engoroso es determinar cuáles son los frames del inicio y del final de esa trayectoria, ya no del ejercicio completo. A pesar de obtener un número, es aconsejable comprobarlo después en *BIOMIMO*, aunque hasta el momento han sido muy pocos los puntos que se han alejado del logrado por la aplicación.

### 2. Trayectorias (2)

Dibuja el camino que ha seguido la muñeca a lo largo de un determinado ejercicio o trayectoria. Al utilizar esta función se detectan fácilmente los tramos en los que ha habido ocultaciones, ya que al haber un tramo sin entrada de datos, lo que aparece en la gráfica es una recta. La figura 47 muestra una de las trayectorias.

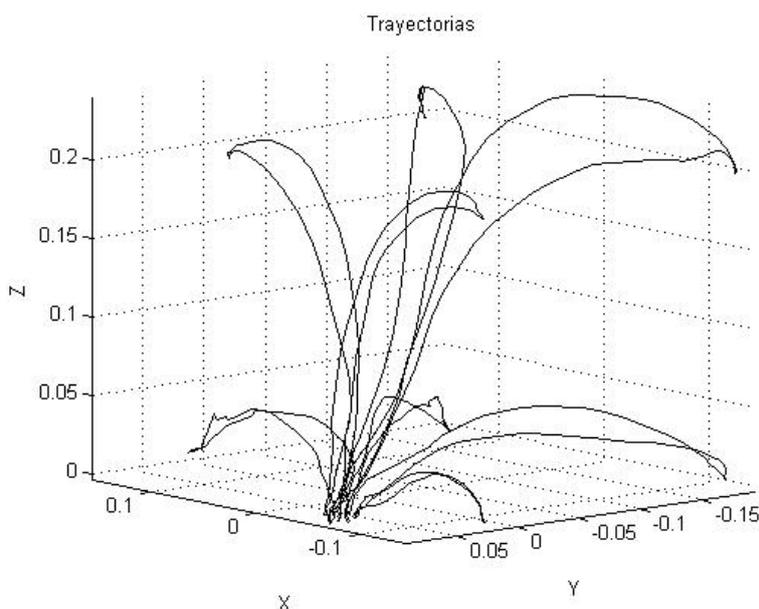


Figura 47. Trayectoria de la mano durante el Ejercicio 1.

### 3. Ángulos (3)

Devuelve una gráfica en donde aparecen dos curvas con la evolución del ángulo de elevación del brazo y el ángulo de apertura del codo en el tiempo. La primera de ellas define el ángulo que forma el vector 'brazo' con la vertical (eje Z), mediante la fórmula que calcula el ángulo entre dos vectores. La segunda de ellas refleja el ángulo formado por el brazo y el antebrazo en un plano formado por ambos vectores, que se calcula mediante la misma fórmula.

Se ha aprovechado esta función para calcular y almacenar estos ángulos en los puntos finales, y después poder utilizarlos para realizar gráficas y para comparar resultados. En la Figura 48 se ve la evolución en el tiempo de los ángulos del codo y del brazo de uno de los sujetos.

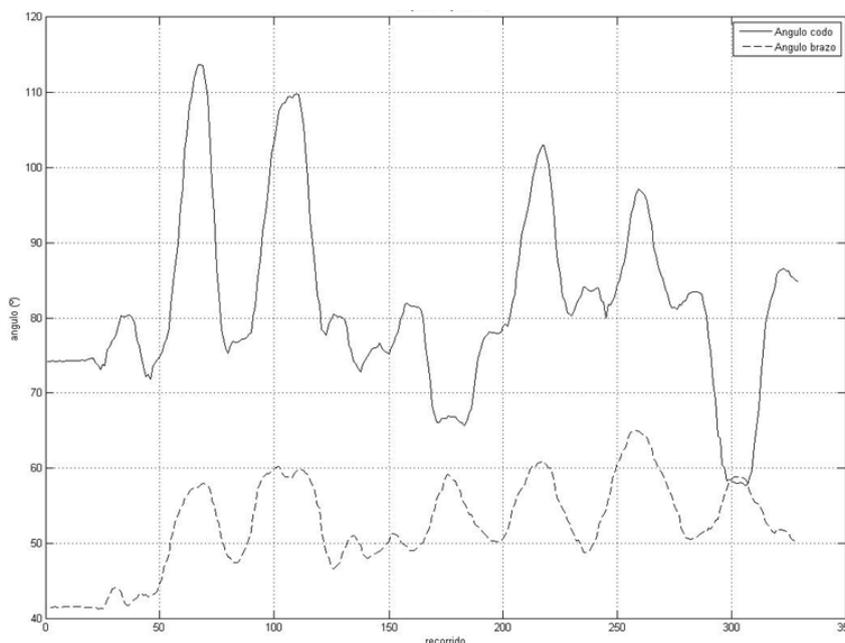


Figura 48. Evolución en el tiempo de los ángulos del codo y del hombro de uno de los sujetos.

### 4. Puntos (4)

Devuelve el porcentaje de la relación existente entre el ángulo del brazo y del codo. Se han ido introduciendo todos los datos en una tabla para poder obtener después medias y comparativas entre todos los sujetos. Se almacenan sólo los de los 8 puntos finales, aunque se puede calcular la relación en el punto que se quiera.

¿Por qué se ha calculado el porcentaje? Porque se ha visto que hay una relación clara entre ambos ángulos en el caso de todos los sujetos. Esto se puede comprobar al ver la tendencia de todos los ángulos y al compararlos con el de la media de todos ellos (Figura 49).

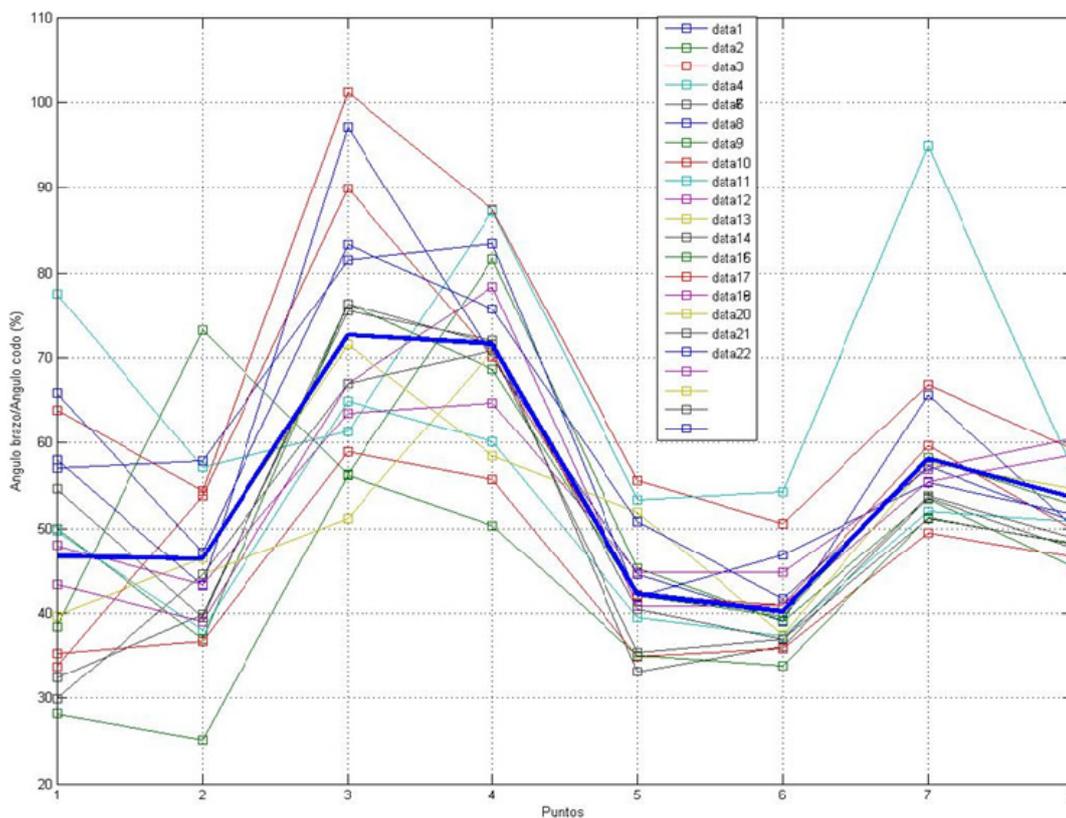


Figura 49. Porcentaje de la relación entre el ángulo del brazo y del codo.

### 5. ÁngulosXYZ (5)

Se obtiene una gráfica (Figura 51) con la evolución en el tiempo de los ángulos del brazo y el antebrazo, en los planos frontal, transversal y sagital (Figura 50).

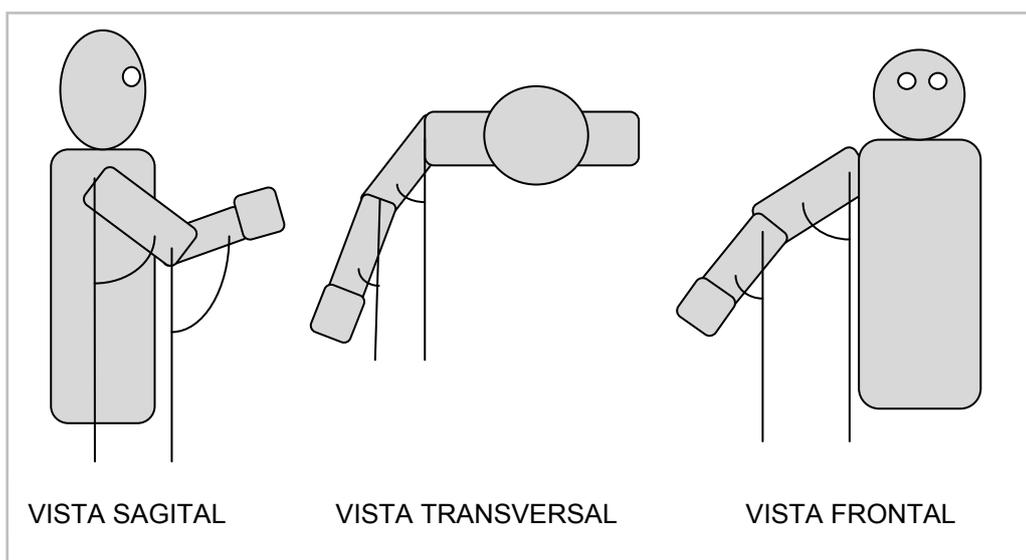


Figura 50. Ángulos del brazo y el antebrazo en las vistas sagital, transversal y frontal.

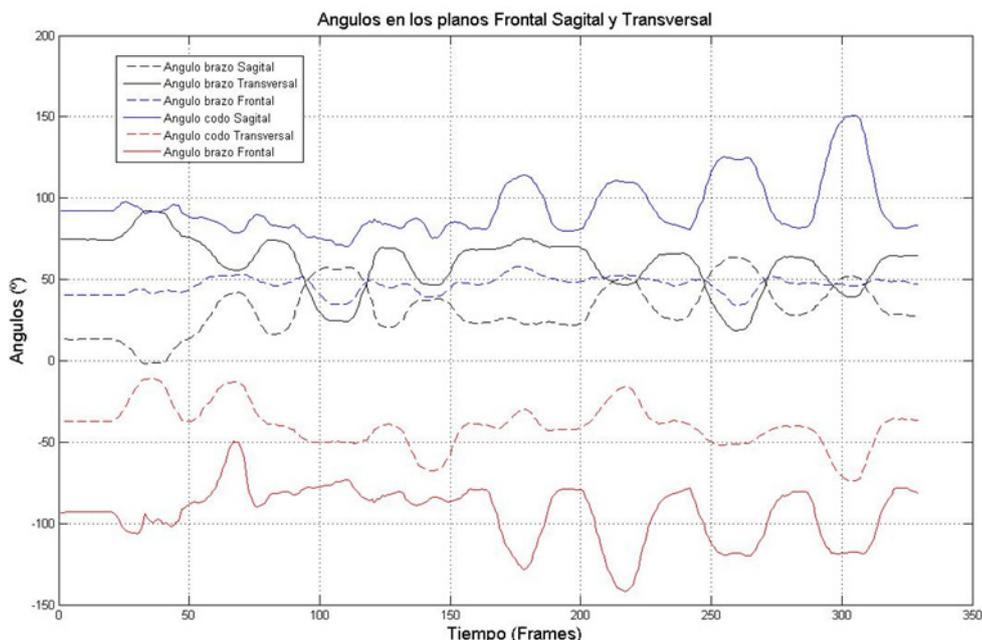


Figura 51. Gráfica con los ángulos Sagital, Transversal y Frontal del brazo y el antebrazo.

### 6. Posturas brazo (6)

Dibuja los vectores del 'brazo' y el 'antebrazo'. Estos vectores se han calculado a partir de las coordenadas de los *targets* de hombro y codo para el brazo, y de codo y muñeca para antebrazo, calculando la recta que une dichos puntos en cada instante de tiempo o frame. Se puede combinar con la trayectoria de la muñeca, y de este modo, introduciendo varios instantes del recorrido, se ven las posturas que adopta el brazo a lo largo del ejercicio (Figura 52).

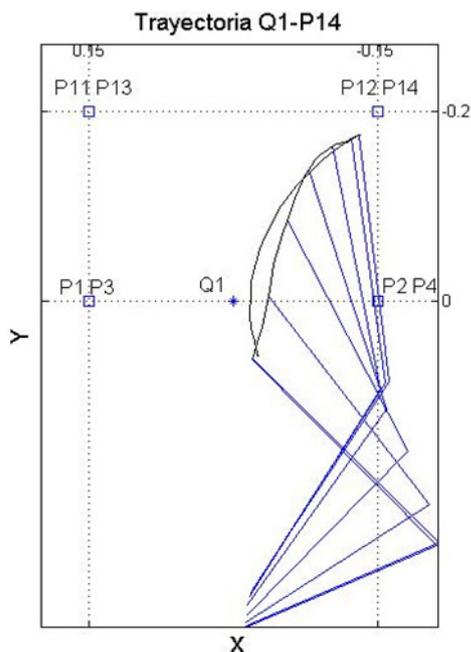


Figura 52. Representación de los vectores del brazo durante la trayectoria 14.

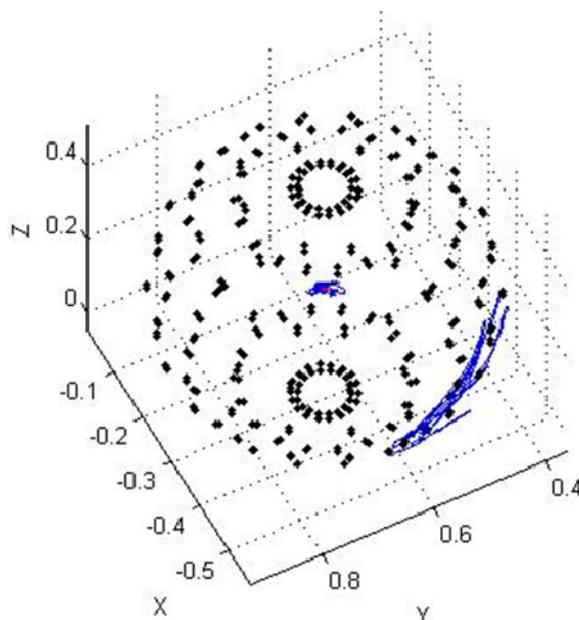


Figura 53. Superficie esférica dibujada por las coordenadas del codo y coordenadas del centro del hombro.

## 7. Esfera hombro (7)

El objetivo de esta función es comprobar si el centro de giro del hombro se mantiene en su posición inicial o si se desplaza mucho, sobre todo en los ejercicios 1 y 2 que son los que se deben llevar a cabo sin mover el hombro. Para eso, se dibujan las coordenadas de la posición del hombro y la posición del codo en todo momento. Se sabe que la longitud del brazo no varía, por lo que si el centro del hombro se mantiene en su sitio, las coordenadas del codo deberían estar dentro de una superficie esférica cuyo centro fuese el hombro. Como en la realidad es prácticamente imposible conseguir esto, la función dibuja una esfera cuyo centro se calcula a partir de la media de las coordenadas del hombro, y cuyo radio se obtiene a partir de la media de la distancia existente entre el hombro y el codo en cada momento. En algunos casos es suficiente con ver la gráfica para confirmarlo, como se muestra en la Figura 53. No aporta información relevante sino que es más de carácter visual.

## 8. ÁngulosXYZTodos (8)

Calcula y almacena los ángulos del brazo y el antebrazo, en los planos frontal, transversal y sagital, en los ocho puntos y para cada sujeto. De manera que obtenemos una matriz de tres dimensiones. Algunos de estos ángulos han sido muy útiles a la hora de aplicarlos al control de IKO como se explica más adelante. Son los mismos ángulos que se calculan en el punto 5 (ÁngulosXYZ) pero aplicados en los puntos finales por lo que se ha comentado anteriormente.

### 4.7.1 Dificultades

La principal dificultad a la hora de analizar los datos es preparar los ficheros, por ser la parte que más tiempo conlleva. Hay que ver con detalle todos los videos para poder dividirlos por ejercicios y para determinar cuál es el instante en el que se alcanza el objetivo deseado. Además, hay que realizar un sesgo y descartar los sujetos o los ejercicios que no sirvan debido a ocultaciones u otras complicaciones. Esta tarea se alarga al tener que repetir el proceso para 22 sujetos y 4 ejercicios.

## 4.8 Resultados

En la Figura 54 se muestra la trayectoria de uno de los sujetos a lo largo del ejercicio 1. Se ve cuál es la trayectoria seguida por la mano, cómo llega a todos los puntos y cómo de lejos se ha quedado de los mismos. Nos da una idea global de la trayectoria que sigue la mano.

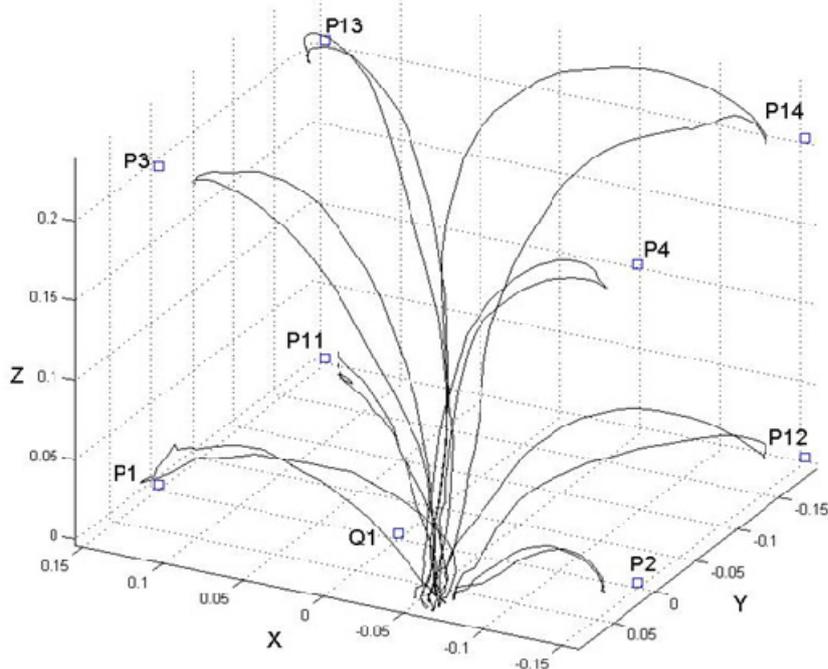


Figura 54. Trayectoria de la mano durante el Ejercicio1 y los puntos que se deben alcanzar.

En la Figura 55 se ven las curvas que han seguido las manos de cada uno de los sujetos en la realización de la trayectoria 14 del Ejercicio1, vista en 3 dimensiones y desde el plano superior. La forma de la trayectoria es ligeramente curvada y con una tendencia muy similar en todas las personas, exceptuando el caso de un par de ellas. Este movimiento se logra a partir de la combinación de cinco movimientos articulares, por lo que llama la atención cómo todos ellos siguen un camino tan parecido.

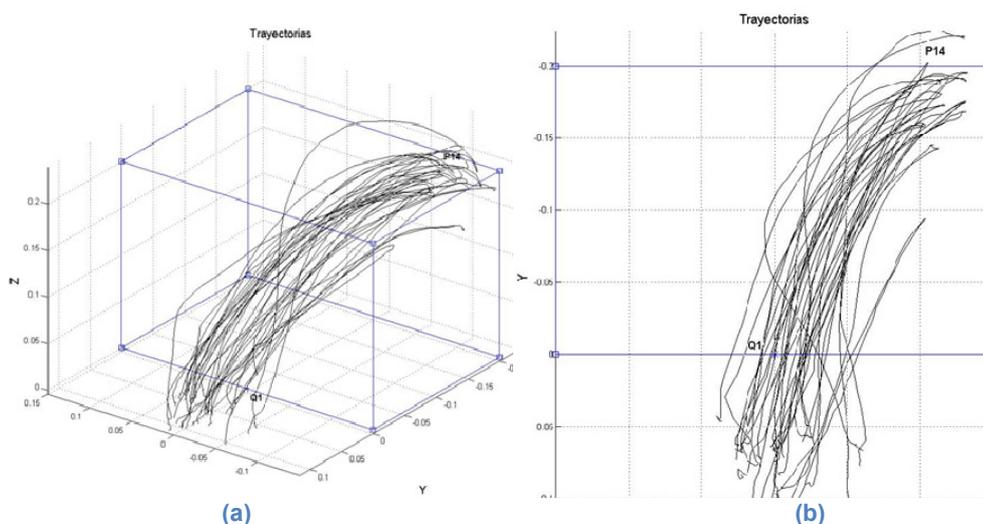


Figura 55. Posición de la mano durante la ejecución de la trayectoria 14: (a) vista en 3D; (b) vista superior.

Si se tiene en cuenta la posición del codo respecto al hombro, en el caso en el que este se mantiene estático en su posición inicial, los puntos deberían estar dentro de una superficie curvada (esférica), centrada en el hombro y con un radio de la longitud del húmero. Como la realidad no es ideal, resulta muy complicado mantener el centro de giro del hombro en la misma posición y que además el *target* no se mueva, por lo que se toma como centro la media de todas las coordenadas del centro del hombro. Lo mismo ocurre con la distancia entre las dos articulaciones, que también dependen de sendos *targets*, de manera que se calcula la distancia entre ambos para cada instante de tiempo y después se calcula un radio teórico. La figura 56 muestra esta esfera ideal y los puntos de ambas articulaciones. Se demuestra que lo descrito anteriormente se cumple, dentro de una tolerancia razonable.

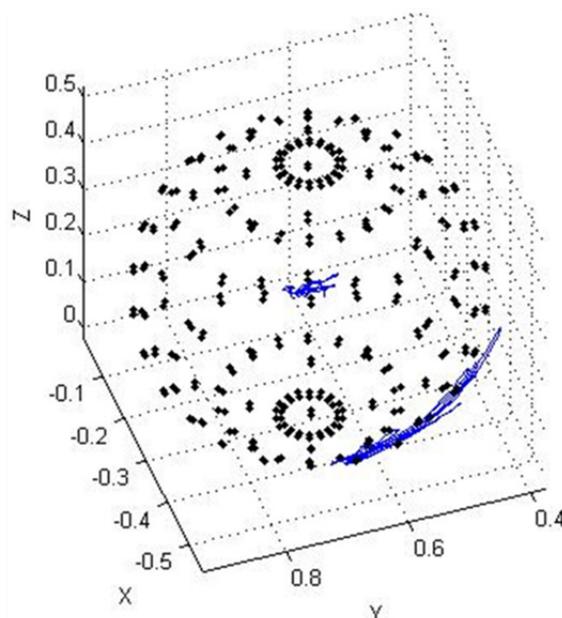


Figura 56. Posición del codo respecto al hombro.

La diferencia entre el Ejercicio1 y el Ejercicio3 es que el primero de ellos se lleva a cabo tratando de mantener el hombro quieto y el otro moviéndolo libremente. La diferencia debería haber sido más clara, pero a la vista de los resultados parece que no es así. Esto significa que por mucho que intentemos no mover el hombro, hay movimientos que lo requieren.

La columna de la derecha muestra imágenes de la posición del centro del hombro tratando de mantenerlo en su posición inicial y la columna de la izquierda moviéndolo de una manera completamente libre y natural. Llama la atención dos detalles teniendo en cuenta que la imagen de la derecha y la imagen de la izquierda pertenecen a la misma persona: el primero, que la diferencia a simple vista no se aprecia, y el segundo que la tendencia de movimiento o desplazamiento en los dos casos es la misma.

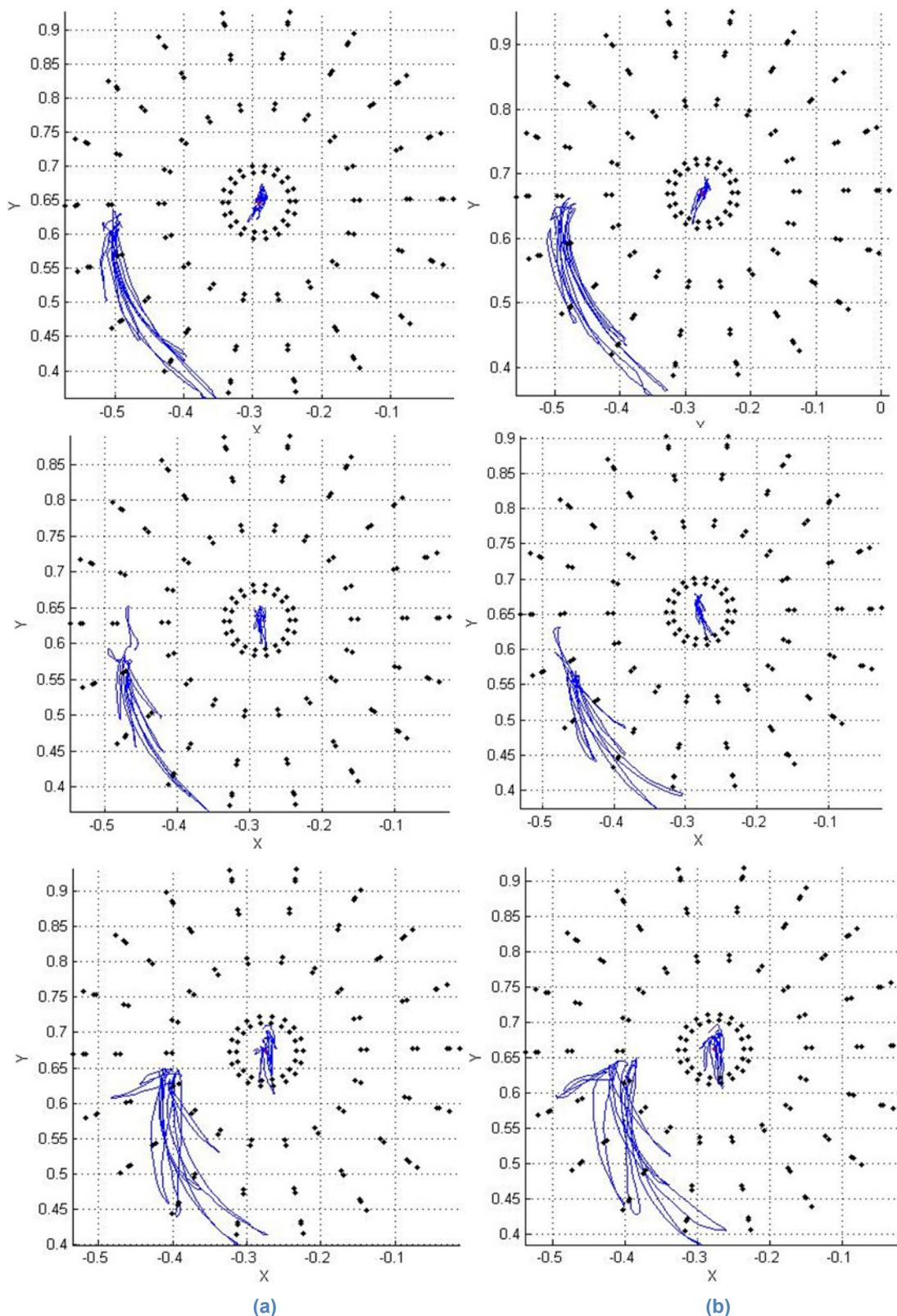


Figura 57. Posición del centro del hombro: (a) Ejercicio 1, tratando de mantener el hombro en su posición inicial; (b) Ejercicio 3, moviendo el hombro libremente.

Valor medio de los ángulos alcanzados en los diferentes puntos (diagramas de caja) son los siguientes

- Ángulo del codo
- Ángulo frontal del brazo
- Ángulo sagital del brazo

En los diagramas se ven los valores medios de los ángulos en cada punto. Además, los diagramas de cajas y bigotes muestran también la mediana de los datos así como el percentil 75 y el percentil 25, es decir, el valor del ángulo por debajo del cual se encuentran los ángulos del 75% y el 25% de los sujetos respectivamente. Las cruces son los valores atípicos y sirven para identificar posturas poco naturales o puntos que se alejan mucho del objetivo que se quiere alcanzar. El rectángulo o caja representa el 50% de los valores y suele estar generalmente ubicado en la zona central de la distribución.

Se han utilizado las medias de los diferentes ángulos para aplicarlas al control de IKO como se explicará más en detalle en el apartado 5.2 (Elección del método óptimo) y el resultado ha sido satisfactorio. Los valores introducidos no han sido exactamente los mismos, pero han servido para tener una idea bastante acertada.

En el diagrama con los ángulos del codo se puede apreciar que la mediana y la media son parecidas en la mayoría de los ángulos (Figura 58). La diferencia más grande no supera los 7 grados. El mayor rango del ángulo es de alrededor de 70° y se da en los puntos P11 y P14. Hay unos cuantos valores atípicos que se alejan bastante de las medianas, valores que no afectan al valor de la mediana pero sí al de la media.

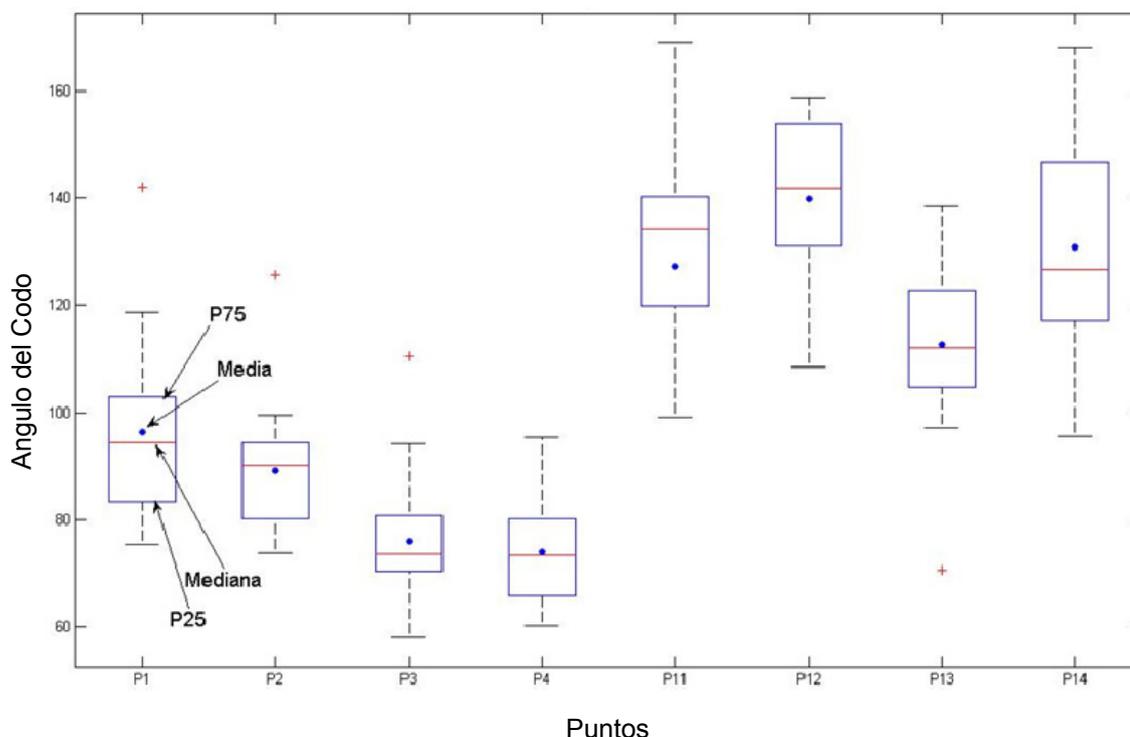


Figura 58. Diagrama de Cajas con los datos de los ángulos del codo adoptados por los sujetos en los diferentes puntos.

La Figura 59 muestra los valores del ángulo frontal del brazo. Se puede apreciar que las medianas y las medias también son parecidas, lo que significa que el valor de la media se encuentra más o menos en el centro de todos los valores. Hay algún que otro valor atípico pero muy cerca de los valores límite, lo cual no afecta mucho. El rango de datos del punto P11 es el mayor con un valor aproximado de 50°.

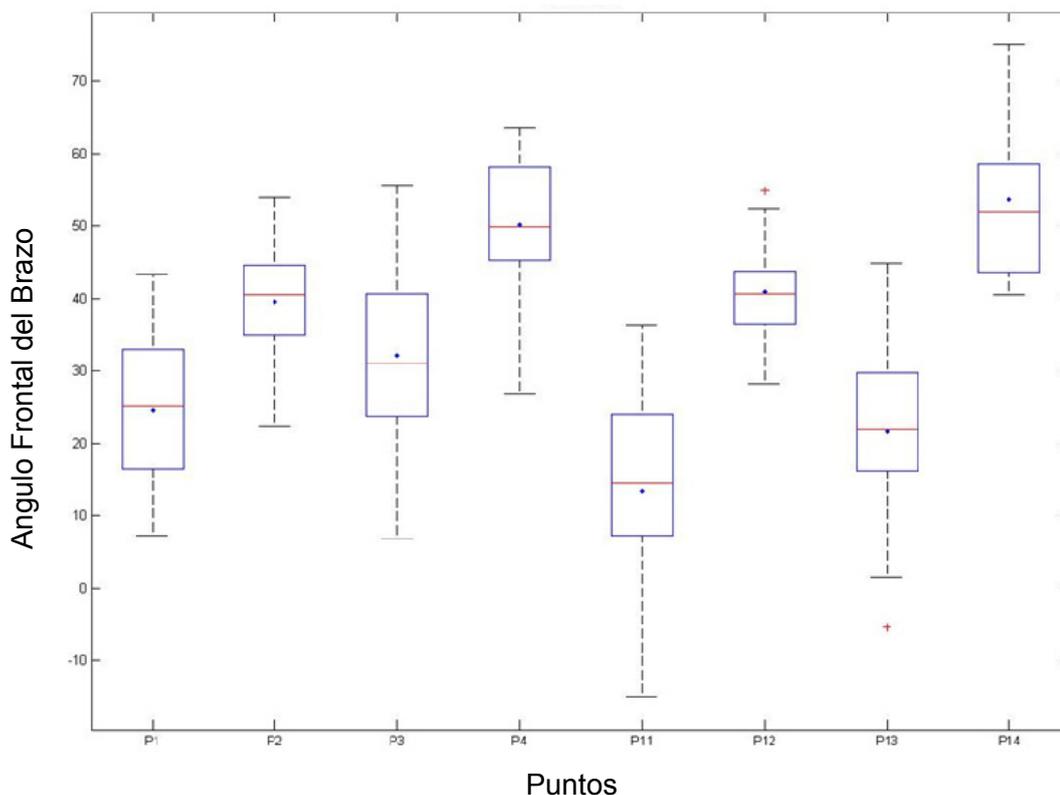


Figura 59. Diagrama de Cajas con los datos del ángulo frontal del brazo adoptado por los sujetos en los diferentes puntos.

En la Figura 60 se ven los datos referentes al ángulo sagital del brazo. El rango de valores máximo es de apenas 35 grados, lo que tiene sentido ya que se trata de valores menores: el valor máximo es de 85° cuando en el caso de la flexión del codo es de 170°. La mediana se encuentra muy desplazada hacia abajo (asimetría), lo que significa que los datos están más agrupados en los valores inferiores.

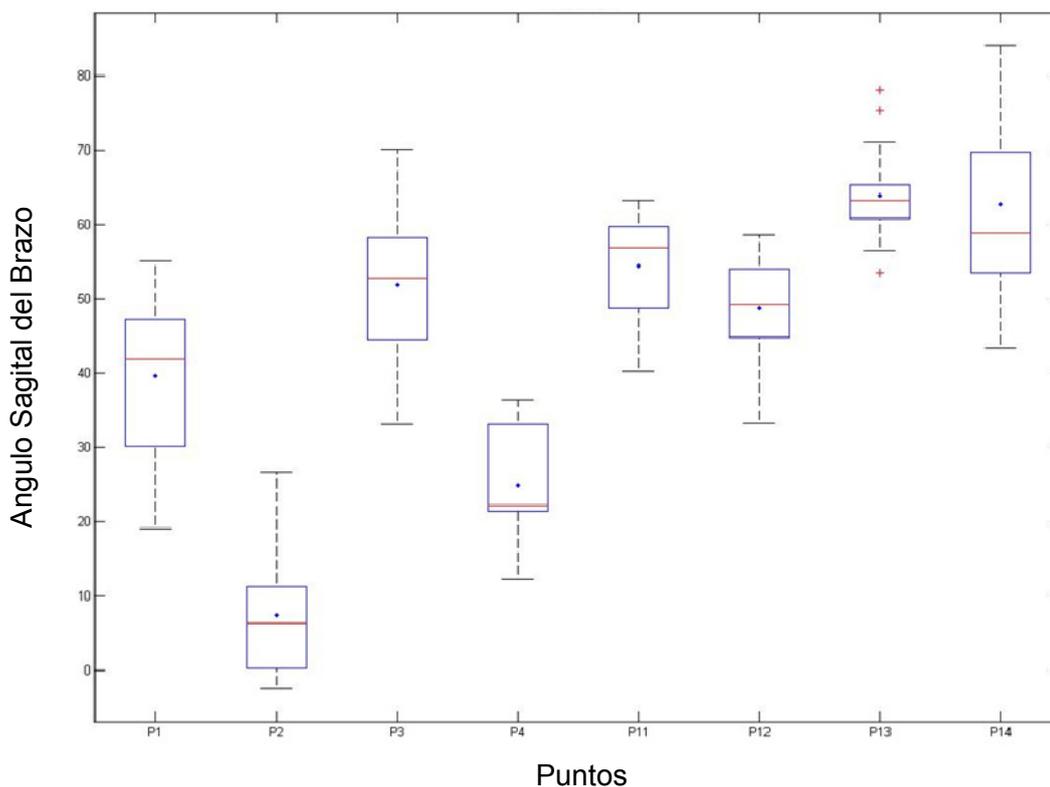


Figura 60. Diagrama de Cajas con los datos del ángulo frontal del brazo adoptado por los sujetos en los diferentes puntos.

#### 4.9 Conclusiones sobre el estudio ergonómico

La forma de las trayectorias es ligeramente curvada como se aprecia en las gráficas de la posición de la mano durante la ejecución de la trayectoria, algo significativo teniendo en cuenta que se obtiene a partir de la combinación de 5 movimientos articulares.

Por otro lado, en contra de lo que se pensaba, el centro del hombro casi no varía del ejercicio 1 (en el que se trataba de mantener el mismo en la posición inicial), al ejercicio 3 (en el que se movía libremente).

Por otro lado, se ha comprobado que en el caso en el que el hombro se mantiene estático en su posición inicial, los puntos se encuentran dentro de una superficie curvada (esférica), centrada en el hombro y con un radio de la longitud del húmero.

Por último, se han obtenido los diagramas de cajas y bigotes para los ángulos de la flexión de codo, abducción de brazo y flexión de brazo. Estos diagramas ofrecen una información visual la cual facilita la interpretación de la gran cantidad de datos obtenidos en el estudio ergonómico. Además las medias de los ángulos se han utilizado para aplicarlas al control de IKO, para la generación de consignas de trayectorias, con un resultado satisfactorio.

## 5. APLICACIÓN AL CONTROL DE IKO

### 5.1 Métodos analizados

#### 5.1.1 Método 1: Cinemática directa

El problema cinemático directo o la cinemática directa consiste en obtener las coordenadas cartesianas (posición) y la orientación final del robot, con respecto a un sistema de coordenadas de referencia, a partir de las coordenadas articulares y la geometría de los elementos de un robot.

En robótica se usan los parámetros de Denavit-Hatenberg (D-H) para facilitar la resolución de la cinemática directa, y éste es el método que se ha utilizado con IKO (Figura 61). Esta técnica, tiene en cuenta que un robot está compuesto por una concatenación de articulaciones de un grado de libertad, y que las articulaciones consecutivas se conectan mediante eslabones.

El método de resolución se basa en la definición de sistemas de referencia asociados a cada uno de los eslabones para que sea posible realizar la transformación entre dos consecutivos mediante el giro y la traslación de uno respecto al otro. Al final, se obtiene una matriz de transformación homogénea que expresa la posición y orientación del extremo del robot con respecto a un sistema de referencia situado en la base del mismo.

Además de los parámetros D-H, es necesario conocer los límites de movimiento y la posición de referencia tomada para su cálculo.

En el caso de IKO el valor de algunos parámetros es 0 por su arquitectura (Tabla 4), es decir, porque los ejes de las articulaciones coinciden en un mismo punto. En la tabla de abajo se recogen los valores de todos los parámetros.

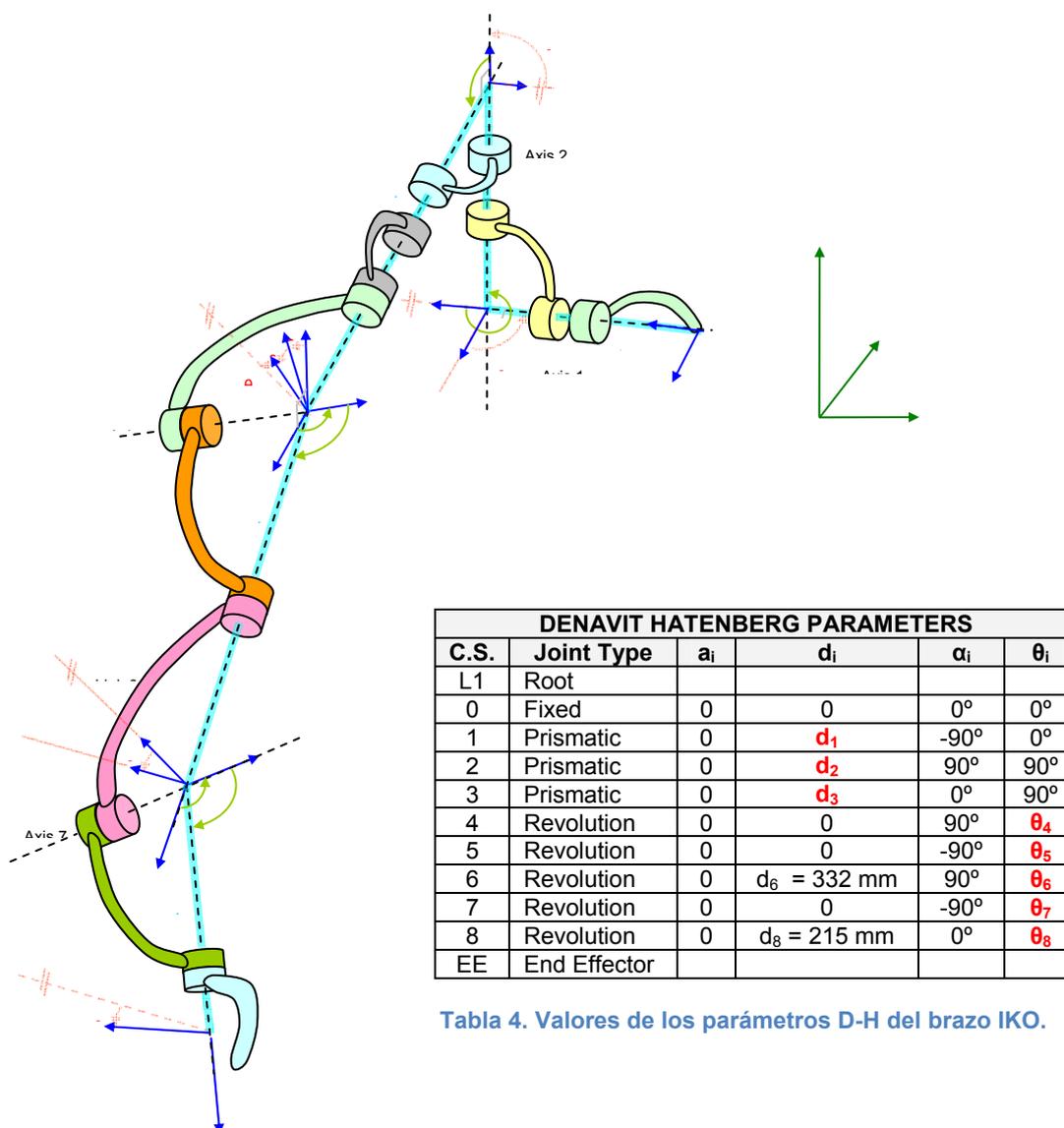


Tabla 4. Valores de los parámetros D-H del brazo IKO.

Figura 61. Parámetros Denavit Hatzenberg y su esquema.

Este método no presenta ninguna dificultad si se conocen la cinemática y la geometría del robot. Sin embargo, cuando se quiere que la muñeca vaya a una posición concreta, nos encontramos frente a un problema cinemático inverso.

$$[x, y, z, \alpha, \beta, \gamma] = f(q_1, q_2, \dots, q_n)$$

Se han realizado intentos de alcanzar los puntos dando valores diferentes a las coordenadas articulares ( $q_1, q_2, \dots$ ) pero resulta algo complicado, ya que cambiar uno de los ángulos, puede suponer alejarse más de lo que se pensaba del punto deseado. Aunque parezca lo contrario, los ángulos finales no resultan nada intuitivos cuando se trata de un robot con tantos grados de libertad.

Además, no se tiene control sobre la postura que se adopta, de manera que puede que la muñeca de IKO se encuentre cerca del punto, incluso que el error sea aceptable, pero que no sirva porque la configuración que adopta el brazo no es ergonómica (Figura 62). Hay que tener en cuenta que aunque IKO sea un

robot, su finalidad es que lo vista una persona y que por lo tanto hay posturas que pueden ser perjudiciales o incluso que causen alguna lesión irreversible.



Figura 62. Configuraciones adoptadas por el Prototipo Virtual de IKO: (a) postura no ergonómica; (b) postura ergonómica.

### 5.1.2 Método 2: Cinemática inversa

El problema cinemático inverso o la cinemática inversa se basa en la obtención de las coordenadas articulares de un robot conociendo su posición y su orientación finales.

$$[q_1, q_2, \dots, q_n] = f(x, y, z, \alpha, \beta, \gamma)$$

El problema es que el sistema es redundante, es decir, existen varias soluciones para un mismo punto. Por eso, para determinar el problema es necesario saber también la orientación que debe adoptar la muñeca (efector final), y en nuestro caso es un dato desconocido.

La cinemática inversa resuelve el problema de manera analítica, pero puede que la configuración que nos devuelva sea imposible de alcanzar con IKO. Hay posiciones que son incompatibles con ciertas orientaciones debido a la cinemática y la geometría del robot (límites físicos).

Cuando los movimientos se realizan en el plano sagital que pasa por el centro del hombro, IKO no tiene problemas en alcanzar los puntos, siempre y cuando estén dentro de su alcance.

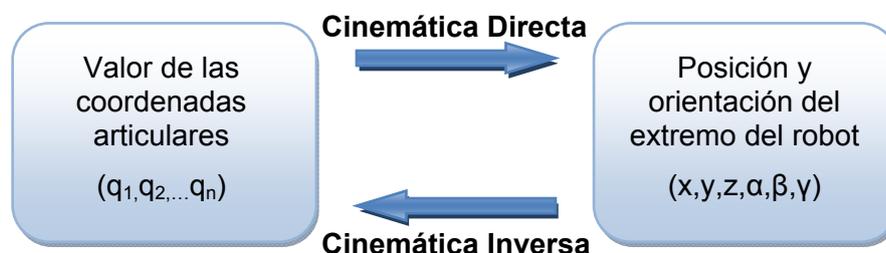


Figura 63. Esquema de la relación entre la Cinemática Directa y la Inversa

### 5.1.3 Método 3: Cálculo de cinemática inversa mediante métodos numéricos basados en cálculos iterativos.

Este método se utiliza para decidir qué articulación mover en cada momento y está basado en un método preventivo. Esto es, antes de realizar un movimiento se calcula con cada articulación cuál minimizará en mayor medida una función de coste previamente establecida. En este caso la función de coste calcula la distancia entre el punto actual y el punto al que se desea llegar. Una vez se calcula qué articulación minimiza más la función de coste se procede a mover dicha articulación. Esta distancia se calcula para todas las articulaciones excepto la de la rotación del antebrazo, que afecta en la orientación de la mano pero no en la posición de la muñeca. Con cada articulación se obtienen dos distancias, una por cada suma y resta del GdL, de modo que el sistema calcula 8 distancias diferentes (Diagrama 1).

Esto sugirió la idea de limitar algunos ángulos, de tal manera que hay posturas que la ortesis no puede adoptar, por muy reales que sean para las personas en otro tipo de situaciones. Por ejemplo, la abducción es siempre positiva (incluso en los puntos más internos), y la rotación externa se limita para que no sea excesiva. Al estudiar el modelo se aprecia que ambos ángulos están relacionados a la hora de alcanzar algunos objetivos, una abducción positiva provoca una rotación interna y por consiguiente una postura más ergonómica y sin embargo una aducción ocasiona una rotación externa excesiva, que se trata de evitar. La desventaja es que a veces estas restricciones son excesivas.

### 5.1.4 Método 4: Introducción de trayectorias mediante puntos

Una de las cosas que se sabe es que la orientación final depende del punto del que procede la muñeca y de la orientación adoptada en el mismo. Cuanto más cerca se encuentre el punto al que se quiere llegar del punto del que parte el brazo, se producen menos errores. Por lo tanto, se introducen una especie de trayectorias condicionadas, mediante puntos, por las cuales se obliga a pasar al brazo, induciendo un movimiento lo más natural posible. Se obtienen mejores resultados porque se le 'impone' una orientación previa pero así y todo no se consigue la deseada y en algunos casos ni si quiera se alcanza el punto.

El método consiste en introducir los puntos de la trayectoria obtenidos a partir de los ficheros txt que genera 'BIOMIMO estudio ergonómico aumentado'. Después, se utiliza el método del apartado anterior para pasar de un punto de la trayectoria al siguiente (Diagrama 2).

La mayor desventaja es el tiempo que se necesita para completar una trayectoria. Aunque los puntos se obtengan de manera automática, no siempre se puede llegar a los mismos debido a las orientaciones que adopta el brazo. Por eso hay que comprobar la trayectoria punto por punto y eliminar los que no se puedan alcanzar. Además, el inconveniente de este método es que las posturas finales no son siempre ergonómicas.

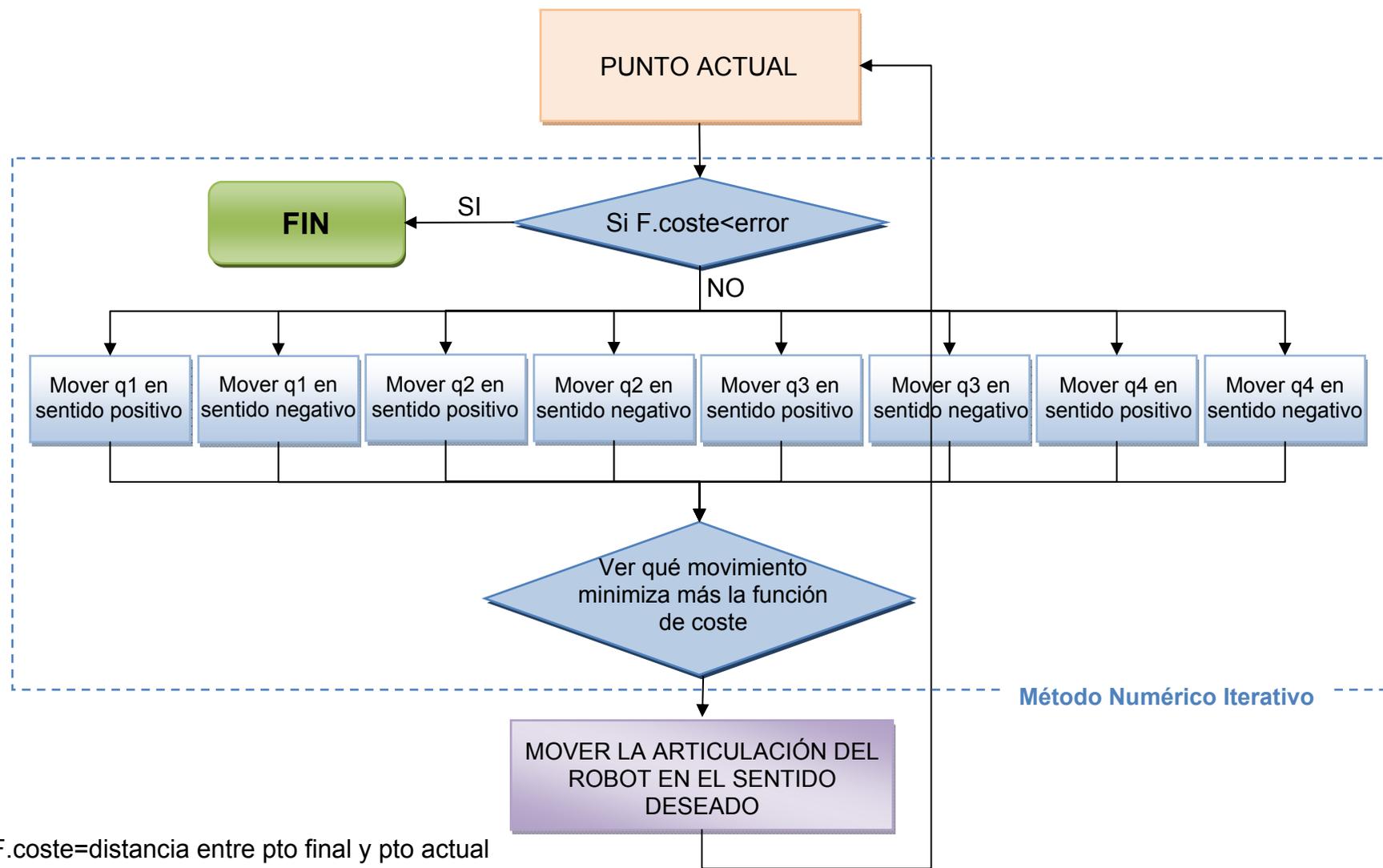


Diagrama 1. Cálculo de cinemática inversa mediante métodos numéricos basados en cálculos iterativos.

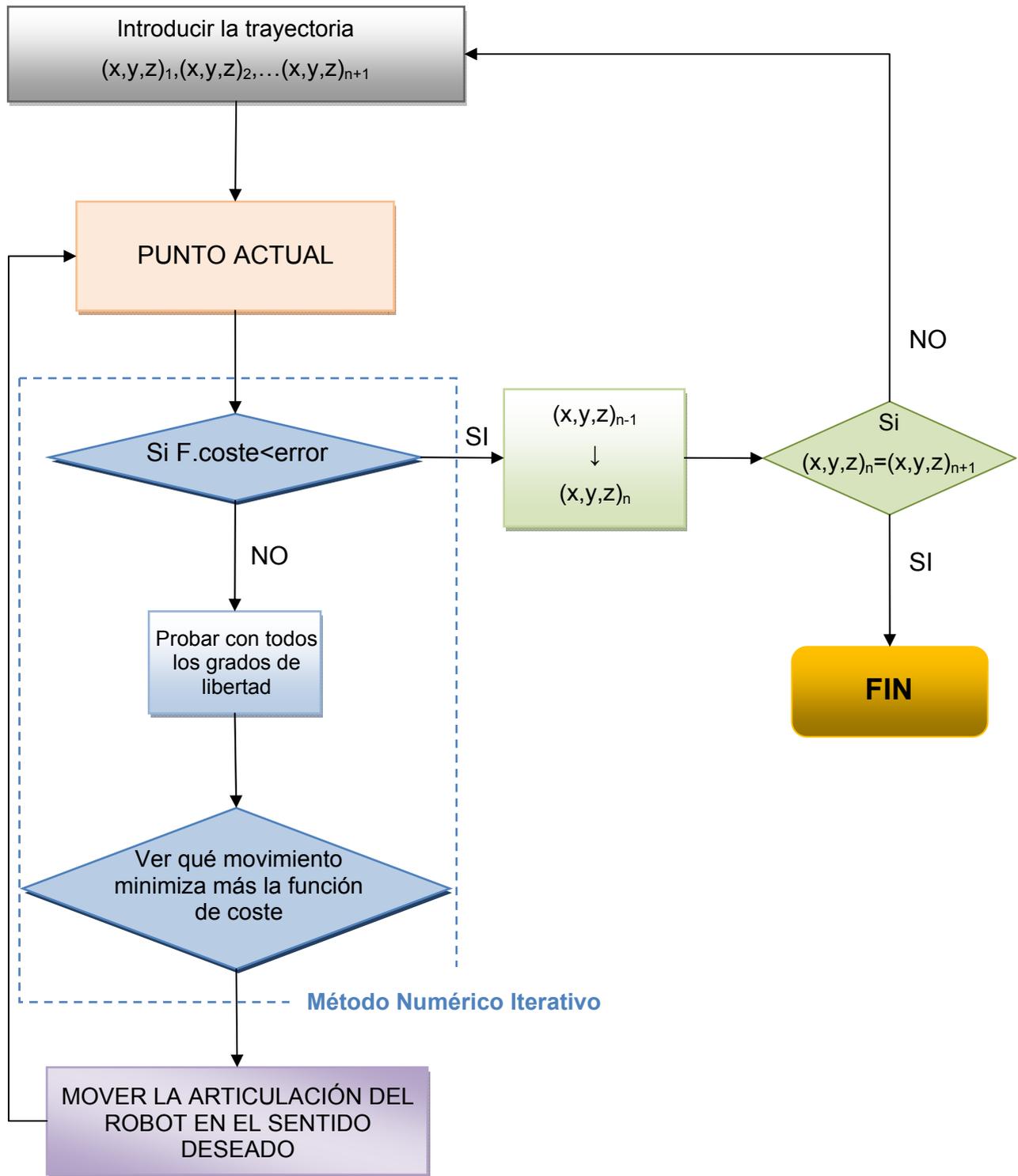


Diagrama 2. Introducción de trayectorias mediante puntos.

### 5.1.5 Método 5: Introducción de trayectorias mediante coordenadas articulares (Qs)

Este método se basa en el anterior; de hecho la primera fase consiste en el método de introducción de trayectorias mediante posiciones. Se graban las coordenadas articulares correspondientes a cada posición alcanzada y en una segunda fase se aplica la cinemática directa introduciendo todas estas coordenadas (Diagrama 3).

Lo peor es que lleva un tiempo considerable grabar todas las coordenadas, ya que el robot tiene que pasar por todos los puntos de la trayectoria mediante el método numérico iterativo, heredando todas sus desventajas. Por otro lado, lo mejor es que una vez se obtienen todas las coordenadas articulares, el método cinemático directo es el más rápido de todos.

Esta técnica resulta eficaz sólo para el caso en que la tarea que se va a realizar es repetitiva. Basta con grabar una vez todas las coordenadas articulares y crear un fichero al que se llamará cada vez que se quiera llevar a cabo dicha tarea.

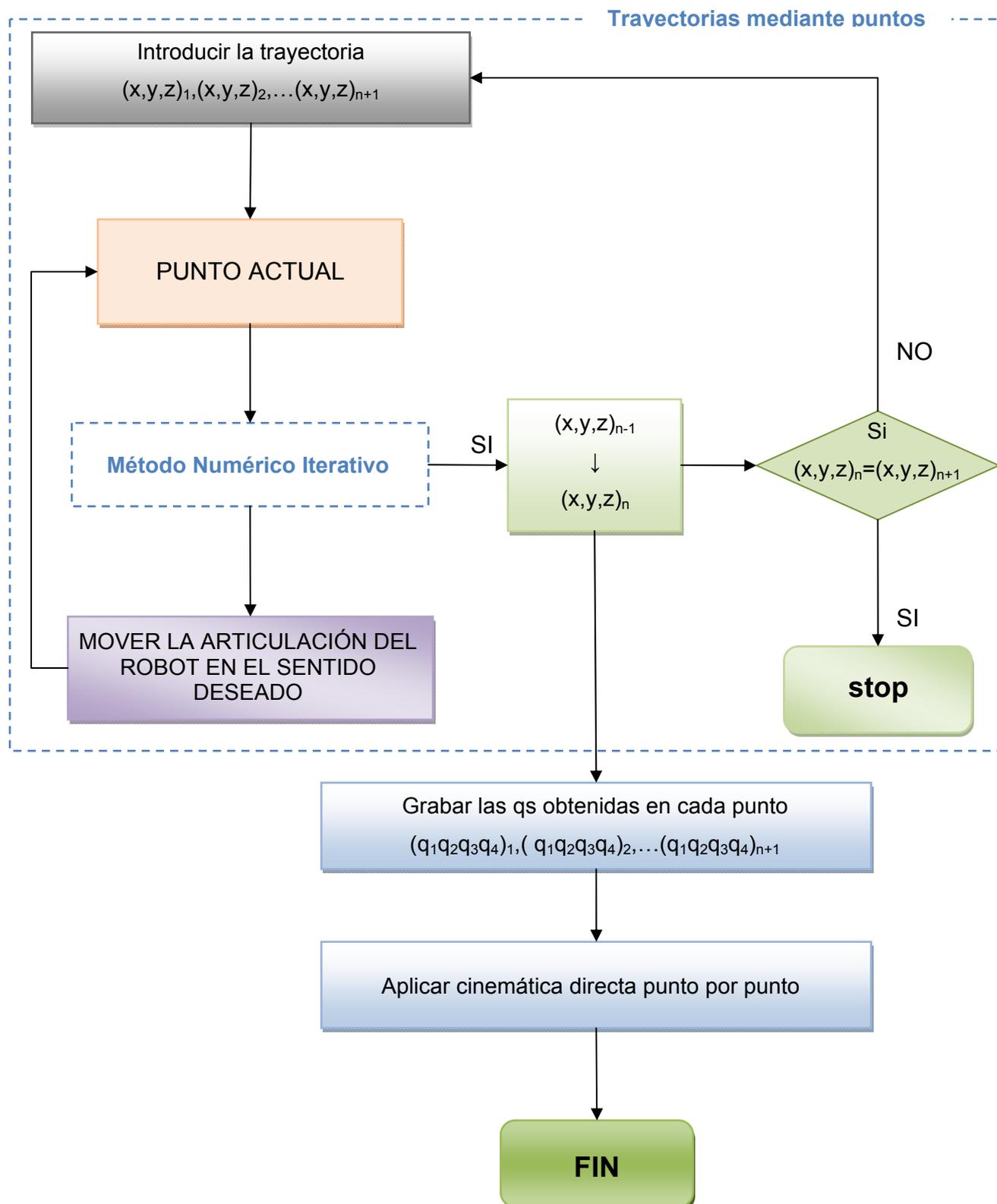


Diagrama 3. Introducción de trayectorias mediante coordenadas articulares ( $q_1, q_2, q_3$  y  $q_4$ )

## 5.2 Elección del método óptimo

El objetivo final ha sido siempre la identificación de patrones de movimiento del miembro superior. Sin embargo, después de realizar las pruebas y analizar los resultados no se ha podido encontrar una única ley por la cual se rija la creación de trayectorias.

Se tienen datos objetivos sobre los ángulos finales adoptados por los sujetos en los diferentes puntos. Además, contamos con diferentes métodos o herramientas de control, que aplicados a estos datos de la manera adecuada, se puede lograr que IKO se mueva de una manera ergonómica.

Después de estudiar varias posibilidades se ha llegado a la conclusión de que el mejor método es aquel que combina la cinemática directa con el método numérico basado en cálculos iterativos.

Se sabe que los puntos serán siempre los mismos una vez establecida la tarea a la que se quiere aplicar el prototipo. Los ángulos que interesan se extraen de los datos obtenidos con el BIOMIMO estudio ergonómico aumentado y a partir del tratamiento de los mismos, que son: el ángulo frontal del brazo, el ángulo sagital del brazo y la flexión del codo. Cada uno de ellos se ha relacionado con uno de los grados de libertad de modo que el ángulo frontal del brazo se relaciona con la abducción del brazo (Q2), el ángulo sagital del brazo con la flexión del brazo (Q3) y el ángulo del codo con la flexión del codo (Q4); se debe tener en cuenta que estos últimos son ángulos suplementarios entre ellos (la suma de ambos ángulos suma 180°).

La primera fase consiste en acercarse al punto deseado lo más posible mediante la cinemática directa. Para ello se ha considerado la media de los ángulos de todos los sujetos y se han introducido de manera orientativa los grados de libertad correspondientes al control de IKO. El valor de la rotación del brazo (Q1) se introduce mediante prueba y error hasta lograr un ángulo que se acerque al punto deseado. La rotación del antebrazo (Q5) no tiene tanta importancia a la hora de definir el punto, ya que su rotación no varía la posición de la muñeca. Sin embargo, tiene importancia a la hora de adoptar una postura ergonómica del brazo y para conseguir la orientación de la mano deseada.

En la segunda fase se desea acercarse al punto con más precisión, por lo que se aplica el método numérico basado en cálculos iterativos. Se salva el inconveniente de la configuración no ergonómica porque ésta viene dada por los ángulos introducidos en la primera fase, que al ser reales, resultan ergonómicos. La desventaja del tiempo no resulta tal cuando las distancias son pequeñas, del orden de unos pocos centímetros.

A pesar de emplear el que se considera el método más óptimo, hay puntos críticos en el área de trabajo a los que no se va a poder acceder, probablemente por la cinemática y la geometría del prototipo. Puede que alguno de ellos resulte ser uno de los puntos deseados, por lo que a la hora de poner en práctica este método se deben tener en cuenta estas cuestiones.

Cada vez que el exoesqueleto se emplee en una nueva tarea o incluso si se mantiene la tarea pero cambia el lugar de trabajo, es recomendable realizar las pruebas previas, ya que las condiciones habrán cambiado. Para poder aplicar los ángulos obtenidos mediante el programa BIOMIMO conviene que las distancias desde el centro de referencia (en este caso el hombro) a los puntos del área de trabajo sean los más fieles posibles a las que van a ser de verdad desde el centro de referencia de IKO. Hay una diferencia considerable entre las dimensiones de los sujetos y la geometría del prototipo por lo que estos detalles son muy importantes. De hecho he aquí uno de los motivos por los que se elige el método numérico basado en cálculos iterativos, porque se considera el método más preciso una vez se ha tenido en cuenta la orientación del brazo.

El Diagrama 4 representa el esquema del método escogido.

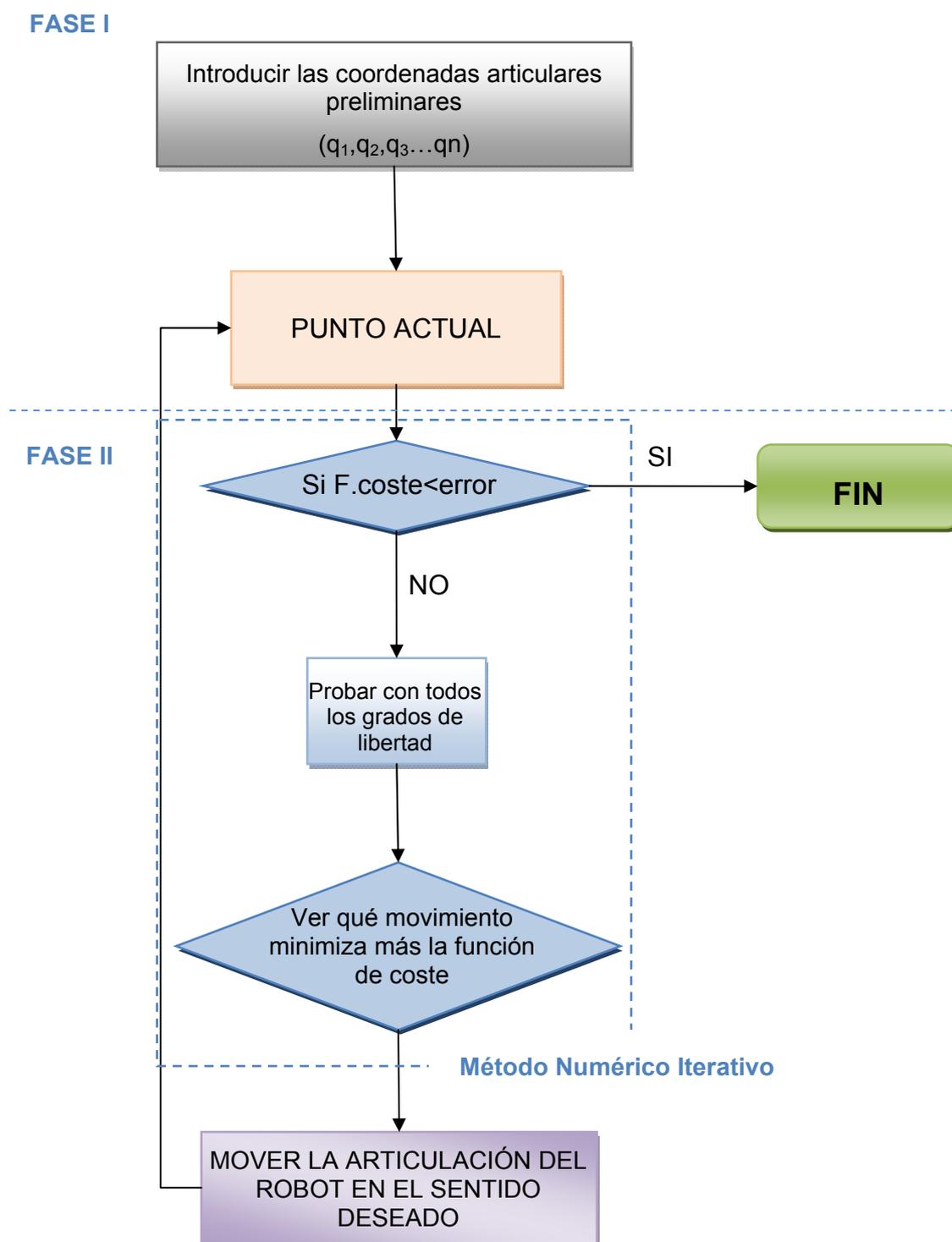


Diagrama 4. Método óptimo: cinemática directa + método numérico basado en cálculos iterativos.

### 5.2.1 Procedimiento

El procedimiento que se sigue a la hora de aplicar el método óptimo es el siguiente: del menú de lazo cerrado se escoge el modo en el que se quiere trabajar. Primero se elige *Simulink* para trabajar en modo de cinemática directa y se introducen las consignas de movimiento de IKO (Figura 64a). Con esto se consigue que el prototipo adopte la postura que deseada. El objetivo de la cinemática directa no es otra que asegurarnos de que la postura que se adopta al llegar al objetivo es ergonómica. Por eso se introducen las medias de los ángulos obtenidos a partir de los datos grabados en los experimentos, porque se sabe que son posturas reales. Una vez se ha asegurado que la postura adoptada es la correcta, se emplea la cinemática inversa para alcanzar el punto deseado mediante la opción *Métodos iterativos XYZ* (Figura 64b) e introduciendo las coordenadas del punto final. Con esto se consigue alcanzar el objetivo, siempre dentro de un error mínimo, sin variar prácticamente la orientación del brazo.

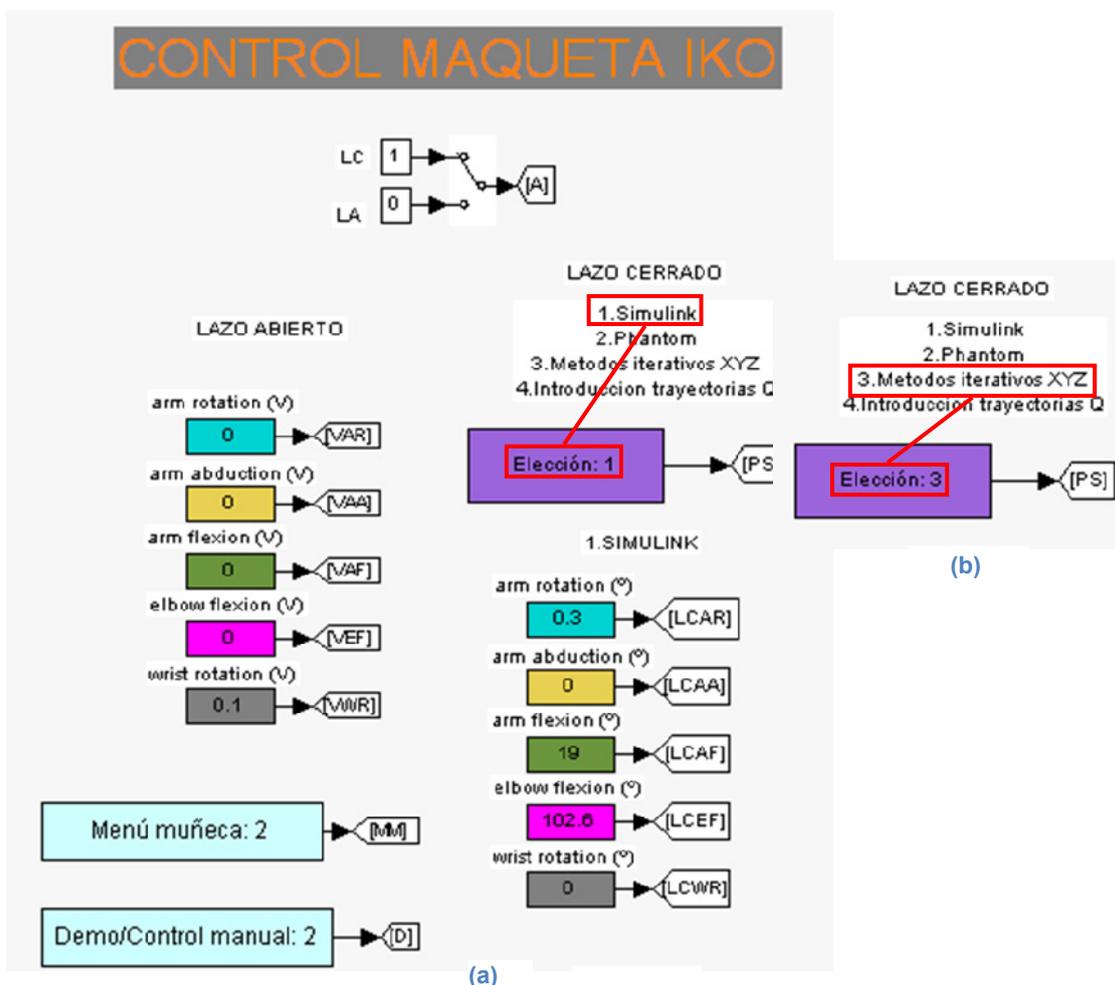


Figura 64. Interfaz de usuario para el control de IKO.

La consigna que se introduce es escalonada y la respuesta dinámica que se genera en cambio no, porque depende de las velocidades y aceleraciones de los motores de los diferentes GdL.

Es decir, cuanto mayor es el par necesario para mover un GdL (en el caso de la abducción y la flexión del hombro) más lenta será la velocidad a la que se mueva dicha articulación, teniendo en cuenta que todos ellos tienen el mismo actuador y por lo tanto la misma potencia. La dinámica de la respuesta será más lenta cuanto mayor sea la reducción del motor y las poleas. La figura 65 contiene las dinámicas de la abducción y la flexión del hombro (fila superior) y las de la rotación del hombro y la flexión de codo (fila inferior) en la cinemática directa. Se ve que en los primeros, la respuesta es mucho más lenta debida a la diferencia de reducción del motor (diferencia de 319 frente a 111).

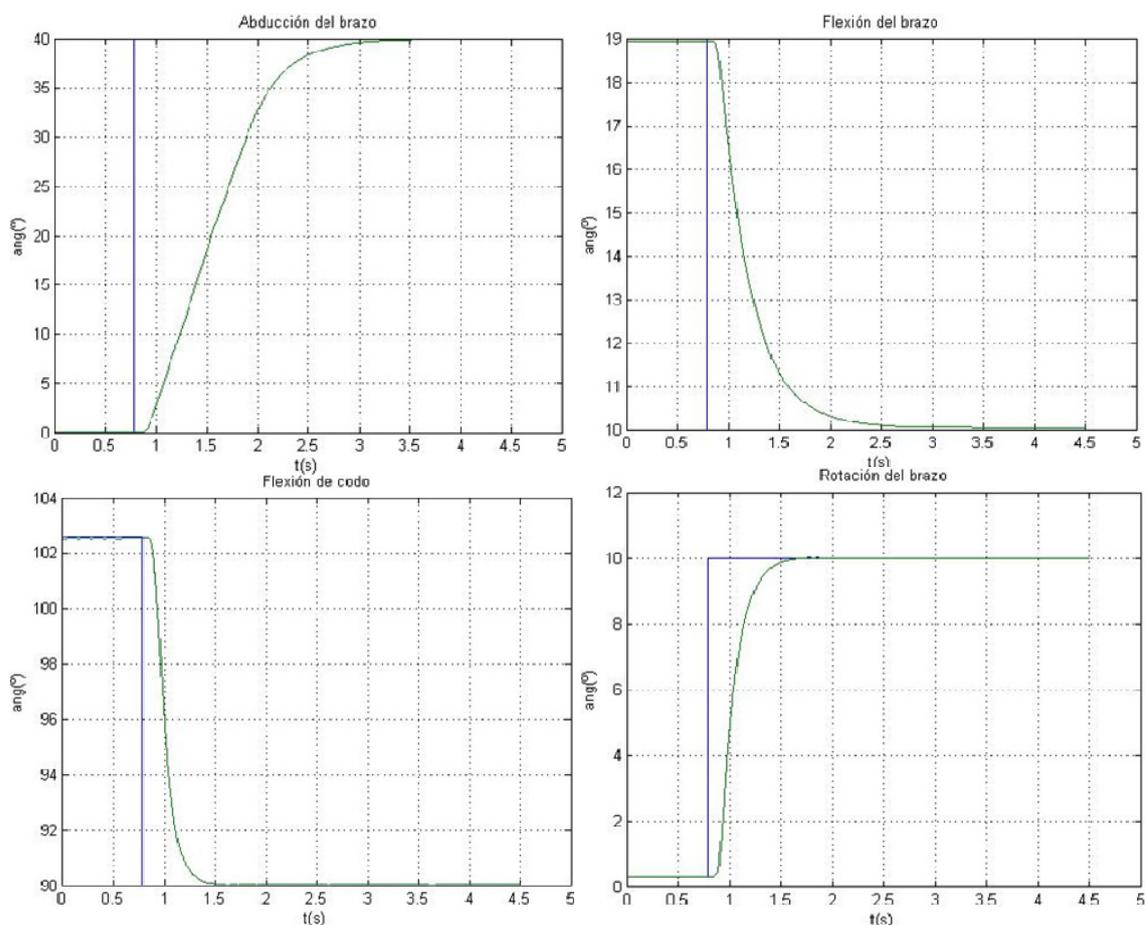


Figura 65. Dinámica de las articulaciones durante la cinemática directa.

La figura 66 muestra la dinámica de las articulaciones durante el método de la cinemática directa. En el método numérico iterativo los GdL se mueven de uno en uno por lo que cada escalón representa cada uno de ellos.

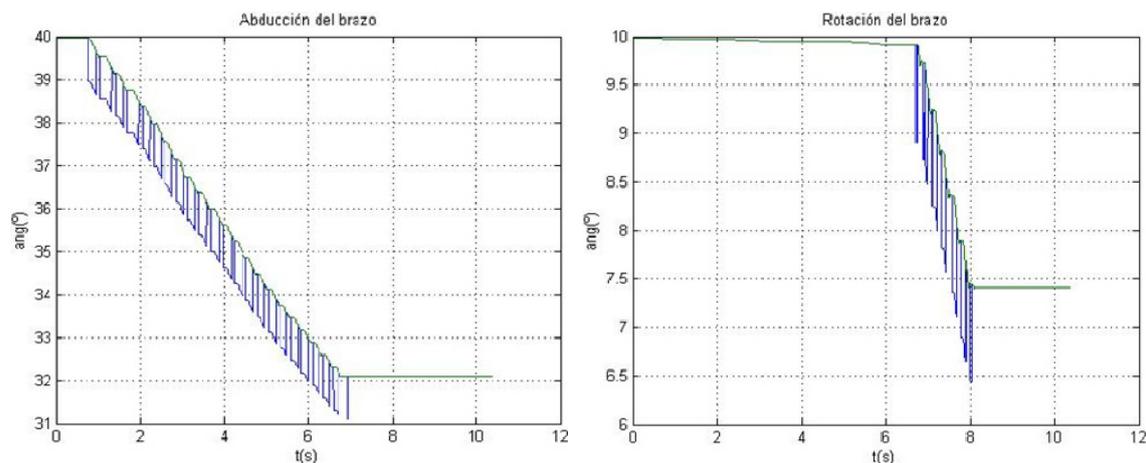


Figura 66. Dinámica de las articulaciones durante el método numérico iterativo.

En la figura 67 se puede ver la trayectoria que sigue la muñeca del prototipo a lo largo del recorrido. Se distinguen con claridad cada una de las zonas correspondientes a un método diferente y se puede intuir (se aprecia) cual es la estrategia que se sigue en cada una de ellas.

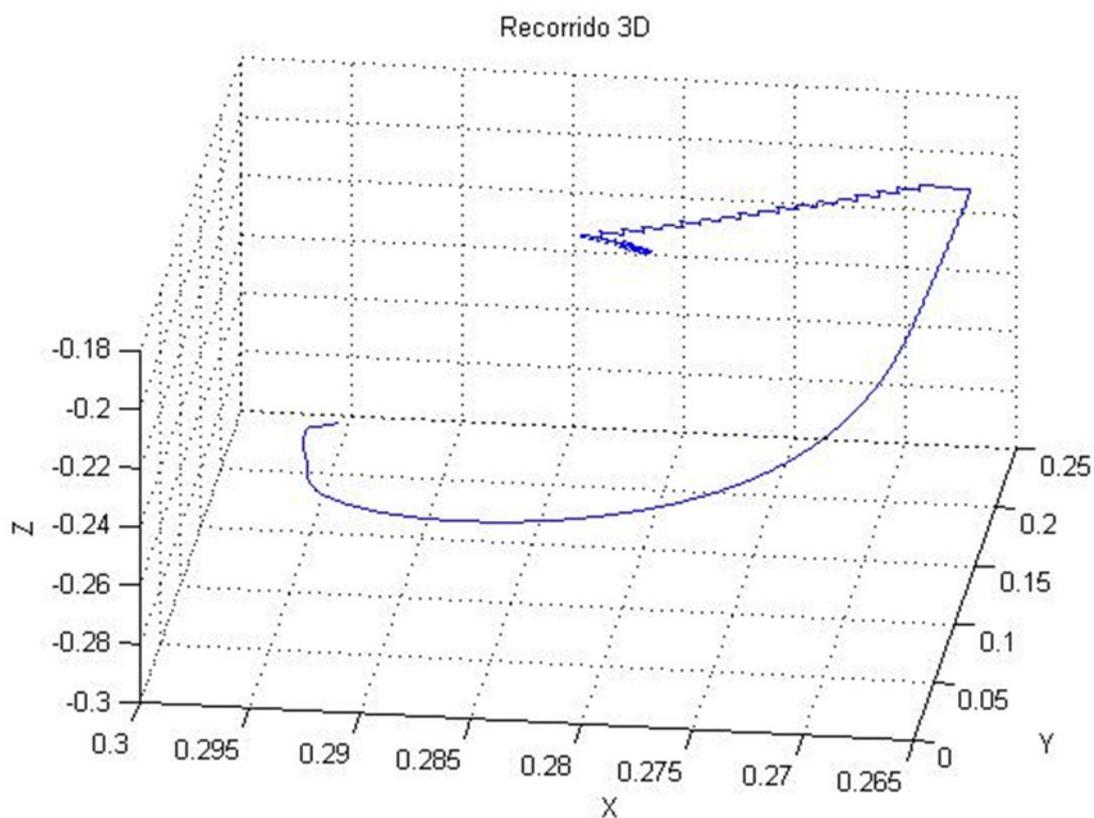


Figura 67. Trayectoria que sigue la muñeca a lo largo del recorrido.

## 6. CONCLUSIONES

A lo largo de este proyecto el principal objetivo ha sido la identificación de patrones de movimiento del miembro superior para poder aplicarlos al control de IKO.

Se ha realizado un estudio ergonómico en la que un grupo variado de voluntarios ha ejecutado diferentes trayectorias con el miembro superior, dentro de un área de trabajo, previamente establecido. Se ha empleado el sistema denominado BIOMIMO que se basa en las técnicas de fotogrametría y realidad aumentada para ofrecer un análisis de los movimientos del miembro superior. En paralelo, se han programado diferentes aplicaciones de control para IKO, de entre las cuales se ha escogido el método que se ha creído el óptimo para este trabajo. Por último, los resultados obtenidos en el estudio ergonómico se han aplicado al control de IKO, que mediante la discretización de estas tareas, previamente establecidas, seguirá una trayectoria u otra.

El tema de los patrones de movimiento no ha quedado del todo resuelto. La cinemática del miembro superior presenta muchas dificultades: por su redundancia y porque no se llega a entender cómo controla el SNC sus movimientos. Probablemente se necesiten varios estudios más y el trabajo conjunto con otros expertos para llegar a comprender el completo funcionamiento del miembro superior. La forma de las trayectorias es ligeramente curvada y con una tendencia muy similar en todas las personas al contrario de lo sugerido por Abend (1982).

Sin embargo, se han conseguido los objetivos propuestos mediante la discretización de tareas dentro del área de trabajo, previamente establecidas. A partir del tratamiento de datos logrados mediante la aplicación BIOMIMO, se han programado las diferentes trayectorias planteadas para el estudio ergonómico. Después de barajar diferentes posibilidades se ha optado por un método mixto que consiste en aplicar la cinemática directa en la primera de sus fases y el método numérico basado en cálculos iterativos en la segunda. Con esto se consigue alcanzar el punto deseado de una manera relativamente rápida adoptando una postura ergonómica.

La cinemática inversa permite llegar al objetivo deseado mediante la introducción de coordenadas cartesianas, aunque no es posible controlar la orientación que adopta el brazo. Por eso se emplea la cinemática directa en la primera fase, para acercarse al punto con una orientación ergonómica, lograda a partir de las medias de los ángulos obtenidos en el estudio ergonómico. Una vez asegurada la orientación es cuando se aplica la cinemática inversa mediante el cálculo numérico basado en métodos iterativos. Se introducen las coordenadas del punto que se desea alcanzar y la orientación prácticamente no varía. Alcanzando de este modo el objetivo deseado, dentro de una tolerancia, y con una postura ergonómica. Los ángulos aplicados en la cinemática directa se han obtenido a partir del tratamiento de los datos obtenidos en el estudio ergonómico. Se trata de los ángulos medios de todos los sujetos logrados a partir del estudio ergonómico.

## 7. PROPUESTA DE ACTIVIDADES (LÍNEAS FUTURAS)

Una vez alcanzado este punto se abren diferentes líneas de trabajo. Se puede profundizar en lo trabajado hasta ahora o se puede optar por encontrar aplicarlo en otras áreas.

En primer lugar, se dispone de muchos datos recogidos de los experimentos realizados, cuyo análisis puede realizarse de diferentes formas. Aquí sólo se ha hecho un estudio inicial, pero puede profundizarse mucho más, para correlacionar los datos con las teorías mencionadas en el Análisis del Estado del Arte.

Se han programado las trayectorias correspondientes a los diferentes puntos del área de trabajo y se ha desarrollado la aplicación que detecta la intención del movimiento del usuario mediante los sensores de la muñeca. Aún así, falta relacionar e integrar ambas partes en un solo sistema y comprobar que éste funciona como es debido. Para validarlo es imprescindible realizar las pruebas pertinentes con sujetos diferentes.

Los estudios ergonómicos pueden ser mucho más específicos cuando se conoce la tarea concreta en la que se va a emplear el exoesqueleto. Requiere de grupos de trabajo multidisciplinares compuestos por especialistas en análisis de daños corporales, médicos, ingenieros biomédicos... Estos expertos con el soporte de la instrumentación adecuada serán capaces de evaluar aspectos de las diferentes tareas, tales como las fuerzas máximas que puede soportar el miembro superior, los ángulos que no conviene que se sobrepasen, o el número de repeticiones que no conviene superar para evitar posibles trastornos musculoesqueléticos.

Este proyecto se ha enfocado hacia un entorno laboral, sin embargo, otra de las aplicaciones es la de la rehabilitación. Con el trabajo conjunto de médicos y rehabilitadores este exoesqueleto puede ser la herramienta de rehabilitación adecuada para aplicar terapia de rehabilitación robotizada. Hay gran trabajo por hacer antes de llegar a ese punto ya que entre otras cosas se deberían realizar ensayos experimentales para comprobar la eficacia de IKO en la recuperación de la función de los músculos. La duración de este tipo de pruebas puede llegar a ser muy larga sin tener en cuenta el posterior seguimiento de la evolución de los usuarios.

## 8. REFERENCIAS

- Abend, W., E. Bizzi, and P. Morasso. 1982. "Human Arm Trajectory Formation". *Brain* 105:331-348.
- Aisen M.L., H.I. Krebs, F. McDowell, N. Hogan and B. T. Volpe. 1997. "The Effect of Robot Assisted Therapy and Rehabilitative Training on Motor Recovery following Stroke". *Arch. Neurol.*, VOL. 54, pp. 443-446, April.
- Bobath, B. 1990. "Adult Hemiplegia. Evaluation and treatment". 3rd ed. Oxford: Heinemann Medical.
- Carignan, C., M. Liszka, and S. Roderick. 2005. "Design of an Arm Exoskeleton with Scapula motion for Shoulder Rehabilitation". *Advanced Robotics, ICAR apos; 05. 12<sup>th</sup> International Conference on Proceedings*, pp. 524-531, 18-20, July 2005.
- Desmurget, M., and C. Prablanc. 1997. "Postural Control of Three-Dimensional Movements". *The Journal of Neurophysiology*, No. 77, pp.452-464.
- Desmurget, M., H. Gréa, and C. Prablanc. 1998. "Final Posture of the Upper Limb depends on the Initial Position of the Hand during Prehension Movements". *Exp. Brain* 119: 551-516.
- Erlandson, R.F. 1995. "Applications of Robotic/Mechatronic Systems in Special Education, Rehabilitation Therapy, and Vocational Training: A Paradigm Shift". *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, VOL. 3, NO. 1, pp. 22-34, March 1995.
- Gimeno, J., M. Gorosabel, F.M. Sanchez, A. Pujana-Arrese, M. Fernandez, and J. Landaluze. 2009. "BIOMIMO, estudio ergonómico aumentado utilizando una sistema de captura de movimiento infrarrojo de alta precisión y Realidad Aumentada". Aceptado para *Congreso español de Informática Gráfica CEIG 09*, 9 -11 September, Donostia.
- Hogan, N., H.I. Krebs, A. Sharon and J. Charnnarong. 1995. "Interactive Robot Therapist". MIT: # 5,466,213, USA, November 14.
- Jugenheimer, K. 2001. "A Robot for Hand Rehabilitation". *MS Thesis, Massachusetts Institute of Technology*, February.
- Krebs H.I., and H. Neville. 2006. "Therapeutic Robotics": A Technology Push. *Proceedings of the IEEE*, VOL. 94, NO. 9, September.
- Krebs, H.I., B.T. Volpe, D. Lynch and N. Hogan. 2005. "Stroke Rehabilitation: An Argument in Favor of a Robotic Gym". *Proceedings of the 2005 IEEE 9<sup>th</sup> Conference on Rehabilitation Robotics*, pp. 219-222, 28 June – 1 July.
- Krebs, H.I., L. Dipietro, S. Levy-Tzedek, S.E. Fasoli, A. Rykman-Berland, J. Zipse, J.A. Fawcett, J. Stein, H. Pizner, A.C. Lo, B.T. Volpe, and N. Hogan. 2008. "A Paradigm Shift for Rehabilitation Robotics". *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, July/August.

- Krebs, H.I., N. Hogan, M.L. Aisen, and B.T. Volpe. 1998. "Robot-Aided Neurorehabilitation". *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, VOL. 6, NO. 1, pp 75-87.
- Li-yun, G., and J. Lin-hong. 2005. "Relation between Patients' Active Force and Effect of Robotic Therapy for Rehabilitation". *Proceedings of the 2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27<sup>th</sup> Annual Conference*, pp. 5044-5046, 1-4 September, Shanghai, China.
- Martinez, F., A. Pujana-Arrese, I. Retolaza, I. Sacristan, J. Basurko, and J. Landaluze. 2009. "IKO: a Five Actuated DoF upper Limb Exoskeleton Oriented to Workplace Assistance". Accepted to be published in *Applied Bionics and Biomechanics*. Taylor & Francis.
- Medendorp, W.P., J.D. Crawford, D.Y.P. Henriques, J.A.M Vna Gisbergen and C.C.A.G. Gielen. 2000. "Kinematic Strategies for Upper Arm-Forearm Coordination in Three Dimensions". *J Neurophysiol*84:2302-2316.
- Mihelj, M., T. Nef, and R. Riener. 2006. "ARMin – Toward a Six DoF Upper Limb Rehabilitation Robot". *The 1<sup>st</sup> IEEE/RAS-EMBS Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics, BioRob 2006*, pp.1154-1159, 20-22 February.
- Morasso, P. 1989. "Spatial Control of Arm Movements". *Exp. Brain*, 42: 223-227.
- Patten, C., J. Lexell, H.E. Brown. 2004. "Weakness and strength training in persons with poststroke hemiplegia: Rationale, method, and efficacy". *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 41:293-312.
- Riener, R., T. Nef and G. Colombo. 2005. "Robot-Aided Neurorehabilitation of the Upper Extremities". *Medical and Biological Engineering & Computing*, VOL. 43, pp. 2-10.
- Rocon, E., A.F. Ruiz, J.L. Pons, J.M. Belda Lois, and J.J. Sánchez-Lacuesta. 2005. "Rehabilitation Robotics: a Wearable Exo-Skeleton for Tremor Assessment and Suppression". *Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp. 2271-2276, 18-22 April, Barcelona.
- Rocon, E., J.M. Belda-Lois, A.F. Ruiz, M. Manto, J.C. Moreno and J.L. Pons. 2007. "Design and Validation of a Rehabilitation Robotic Exoskeleton for Tremor Assessment and Suppression". *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, VOL. 15, NO. 3, pp. 367-378, September.
- Rodríguez, C.F., J.C. Botero, and H. Quintero. 2007. "Aplicación de la teoría de robots manipuladores a la biomecánica del brazo humano". *Revista Iberoamericana de Automática e Informática Industrial*, VOL. 4, Num. 4, pp. 51-57, October.
- Rosati, G, P. Gallina and S. Masiero. 2007. "Design, Implementation and Clinical Tests of a Wire-Based Robot for Neurorehabilitation". *IEEE Transactions*

- 
- on *Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, VOL. 15, NO. 4, pp. 560-569, December.
- Rossi, A. and G. Rosati. 2007. "Rehabilitation Robotics in Padua, Italy". *IEEE 10<sup>th</sup> International Conference on Rehabilitation Robotics*. pp. 323-327, 12-15 June, Noordwijk, The Netherlands.
- Schiele, A., and F.C.T. Van der Helm. 2006. "Kinematic Design to Improve Ergonomics in Human Machine Interaction". *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, VOL. 14, NO. 4, pp. 456-469, December.
- Soechting, J.F., C.A. Buneo, U. Herrman, and M. Flanders. 1995. "Moving Effortlessly in Three dimensions: Does Donders' Law Apply to Arm Movement?", *The Journal of Neuro science*, No. 151, pp. 6271-6286.
- Vander Lee, J. H., I.A.K. Snels, H. Beckerman, G.J. Lnkhorst, R.C. Wagenaar, L.M. Bouter. 2001. "Exercise therapy for arm function in stroke patients: a systematic review of randomized controlled trials. *Clinical Rehabilitation*, 15:20-31.
- Vetter, P., T. Flash, and D.M. Worlpert. 2002. "Planning Movements in a Simple Redundant Task". *Current Biology*, Vol. 12, pp. 488-491, March 19.
- Williams, D.J., H. I. Krebs, and N. Hogan. 2001. "A Robot for Wrist Rehabilitation". *Proceedings of the 23<sup>rd</sup> Annual International Conference on EMBS*, Turkey.
- Woldag, H., G. Waldmann, G. Heuschkel, H. Hummelsheim. 2003. "Is the repetitive training of complex hand and arm movements beneficial for motor recovery in stroke patients". *Clinical Rehabilitation*, 17:723-730.
- Woldag, H., H. Hummelsheim. 2002. "Evidence-based physiotherapeutic concepts for improving arm and hand function in stroke patient". *J. Neurol.*, 249:518-528.
- Zhang, Yubo, Wang Zixi, Ji Linhong, and Bi Sheng. 2005. "The Clinical Application of the Upper Extremity Compound Movements Rehabilitation Training Robot". *Proceedings of the 2005 IEEE 9<sup>th</sup> International Conference on Rehabilitation Robotics*, pp. 91-94, 28 June – 1 July, Chicago, USA.