

# Diseño mecánico de un exoesqueleto para rehabilitación de miembro superior

## Mechanical design of an exoskeleton for upper limb rehabilitation

*Juan Francisco Ayala-Lozano\**, *Guillermo Urriolagoitia-Sosa\**, *Beatriz Romero-Angeles\*\**,  
*Christopher René Torres-San Miguel\**, *Luis Antonio Aguilar-Pérez\**,  
*Guillermo Manuel Urriolagoitia-Calderón\**

DOI: 10.15446/rev.colomb.biote.v17n1.44188

### Resumen

El ritmo de vida actual, tanto sociocultural como tecnológico, ha desembocado en un aumento de enfermedades y padecimientos que afectan las capacidades físico-motrices de los individuos. Esto ha originado el desarrollo de prototipos para auxiliar al paciente a recuperar la movilidad y la fortaleza de las extremidades superiores afectadas. El presente trabajo aborda el diseño de una estructura mecánica de un exoesqueleto con 4 grados de libertad para miembro superior. La cual tiene como principales atributos la capacidad de ajustarse a la antropometría del paciente mexicano (longitud del brazo, extensión del antebrazo, condiciones geométricas de la espalda y altura del paciente). Se aplicó el método BLITZ QFD para obtener el diseño conceptual óptimo y establecer adecuadamente las condiciones de carga de servicio. Por lo que, se definieron 5 casos de estudio cuasi-estáticos e implantaron condiciones para rehabilitación de los pacientes. Asimismo, mediante el Método de Elemento Finito (MEF) se analizaron los esfuerzos y deformaciones a los que la estructura está sometida durante la aplicación de los agentes externos de servicio. Los resultados presentados en éste trabajo exhiben una nueva propuesta para la rehabilitación de pacientes con problemas de movilidad en miembro superior. Donde el equipo propuesto permite la rehabilitación del miembro superior apoyado en 4 grados de libertad (tres grados de libertad en el hombro y uno en el codo), el cual es adecuado para realizar terapias activas y pasivas. Asimismo, es un dispositivo que está al alcance de un mayor porcentaje de la población por su bajo costo y fácil desarrollo en la fabricación.

**Palabras clave:** MEF, Blitz QFD, exoesqueletos, diseño mecánico.

### Abstract

The pace of modern life, both socio-cultural and technologically, has led to an increase of diseases and conditions that affect the physical-motor capabilities of persons. This increase has originated the development of prototypes to help patients to regain mobility and strength of the affected upper limb. This work, deals with the mechanical structure design of an exoskeleton with 4 degrees freedom for upper limb. Which has the capacity to adjust to the Mexican patient anthropometry (arm length, forearm extension, geometry conditions of the back and the patient's height) BLITZ QFD method was applied to establish the conceptual design and loading service conditions on the structure. So, 5 quasi-static cases of study were defined and conditions for patient rehabilitation were subjected. Also by applying the finite element method the structure was analyzed due to service loading. The results presented in this work, show a new method for patient rehabilitation with mobility deficiencies in the upper limb. The proposed new design allows the rehabilitation of the upper limb under 4 degrees of freedom (tree degrees of freedom at shoulder and one at the elbow), which is perfect to perform active and passive therapy. Additionally, it is an equipment of low cost, which can be affordable to almost all the country population.

**Key words:** FEM, Blitz QFD, exoskeletons, mechanical design

**Recibido:** agosto 20 de 2014

**Aprobado:** marzo 26 de 2015

\* Instituto Politécnico Nacional, Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica, Sección de Estudios de Posgrados e Investigación, Unidad Profesional "Adolfo López Mateos" Zacatenco, Edificio 5 Segundo piso, Col. Lindavista, CP 07738, México, D. F., México.

\*\* Instituto Politécnico Nacional, Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica, Unidad Azcapotzalco, Av. de las Granjas No. 682, Col. Santa Catarina, CP 02250, México, D. F., México.  
e-mail: jayalal1300@alumno.ipn.mx, urrio332@hotmail.com, romerobeatriz97@hotmail.com, ctorress@ipn.mx, laguilarp0600@egresado.ipn.mx, guiurri@hotmail.com.

## Introducción

Las enfermedades cerebrovasculares (ECV) constituyen un problema de salud mundial, las cuales tienen tendencia creciente. Según datos de la *Organización Mundial de la Salud* (OMS), la ECV es una de las más importantes causas de discapacidad y afecta seriamente la calidad de vida del individuo, siendo su espectro de afectaciones muy amplio. Así mismo, se asocia con problemas emocionales y depresión (Secretaría de Salud, 2009). Las secuelas por ECV pueden ser sensitivas o motoras, siendo estas últimas las que generan un mayor grado de invalidez. Entre los pacientes mexicanos que presentan secuelas motoras, se encontró que el 81% de los hemipléjicos sufren alguna complicación. Las más frecuentes son depresión, hombro doloroso y contracturas osteoarticulares (Cabrero-Rayo *et al.*, 2008).

La rehabilitación del paciente adulto con ECV es un proceso dirigido a lograr un nivel funcional, físico y social, dirigido a facilitar su independencia y la reintegración al entorno familiar, social y laboral (Secretaría de Salud, 1992). La rehabilitación física se puede dividir principalmente en dos tipos:

1. Activa.- El paciente es el encargado de mover su extremidad.
2. Pasiva.- El fisioterapeuta origina el accionar de la extremidad del paciente.

El uso de robots y/o exoesqueletos en rehabilitación tiene dos aplicaciones fundamentales (Sabater *et al.*, 2007):

- Durante movimientos activos del paciente, el robot almacena información de la realización del movimiento (posición, velocidad y fuerza, entre otros), con la cual se pueden ver los avances y optimizar las rutinas de ejercitación.
- Asimismo, se pueden provocar movimientos pasivos o resistivos de la extremidad del paciente la cual es sujeta por el robot, sustituyendo en éste caso al fisioterapeuta.

Los dispositivos utilizados para rehabilitación de la extremidad superior se clasifican principalmente en 2 grupos; exoesqueletos y efectores finales (Rodríguez-Prunotto *et al.*, 2014). Un exoesqueleto, se define como un sistema biomecánico, donde el mecanismo se encuentra adaptado a la estructura física del cuerpo humano. Con un control que puede estar conectado a las mismas señales del cerebro. Con actuadores que vía analógica generan o reproducen las funciones del cuerpo. Actuando como un sólo sistema integrado que puede desarrollar actividades variadas (Pons, 2008).

Como las principales contribuciones en esta rama de la tecnología, se tiene que en el año 1992 se diseñó *MIT-MANUS* que es un exoesqueleto utilizado para generar

rutinas de terapia física y ocupacional. Realiza actividades visuales y auditivas con extensión táctil, propioceptiva y kinestésica. Ejecuta rutinas de rehabilitación y tiene ambiente virtual. El mecanismo es de 5 grados de libertad (GdL) montado en un paralelogramo manejado por caja de engranes (Hogan, 1992). Para el 2003 aparece un exoesqueleto de 7 GdL *Soft-Actuated*, capaz de generar movimientos de flexo-extensión, abducción-aducción y rotación interna-externa del hombro, flexo-extensión del codo, prono-supinación del antebrazo, flexo-extensión y desviación radio-ulnar de la muñeca. La característica original es el uso de músculos neumáticos como un par antagonico. Posee una masa ligera y una excelente proporción fuerza-peso (Tsagarakis y Caldwell, 2003). Así como en el 2004, el dispositivo *ASSIST (Active Support Splint)* es un exoesqueleto de un grado de libertad que es impulsado por actuadores neumáticos suaves. Fueron desarrolladas dos variantes de este sistema. Uno con la finalidad de aumentar el rango de movimiento y el segundo con la finalidad de aumentar la resistencia muscular. Físicamente este dispositivo es una interfaz fabricada en plástico con la palma y el brazo del usuario y posee 2 tipos de actuadores rotatorios suaves colocados entre ambos lados. La mayor ventaja del dispositivo es la mínima sensación de restricción cuando el dispositivo no está funcionando (Sasaki *et al.*, 2004). En el mismo año, los dispositivos que combinan la realidad virtual y la rehabilitación tuvieron mayor impulso, tal es el caso de un exoesqueleto de 7 GdL mediante el cual el usuario humano puede interactuar con un ambiente virtual; la articulación del hombro es de tipo esférico y genera aducción-abducción, elevación del hombro y giro en la parte superior del brazo; el codo maneja flexo-extensión y giro del antebrazo. La muñeca posee flexo-extensión y abducción-aducción. La estructura pesa en total 2.3 kg (Chou *et al.*, 2004). *Sarcos Master* es un exoesqueleto de 7 GdL, de poco peso, minimiza la inercia debido a la gravedad y el efecto *Coriolis* de tal forma que los movimientos del brazo del usuario no son afectados.

Para el 2005, las perturbaciones de torque pueden ser aplicadas individualmente a cualquiera o a todos los GdL, derivando en un ambiente dinámico nuevo, para que los sujetos se puedan adaptar al sistema (Mistry *et al.*, 2005). Asimismo en el 2005, se presenta un exoesqueleto en Latinoamérica, específicamente realizado en Colombia. Dicho dispositivo cuenta con 3 GdL. Con rotación interna-externa del húmero, flexión-extensión del codo y pronación-supinación de la muñeca. Para éste prototipo se realizó un análisis biomecánico donde se identificaron 5 GdL del miembro superior (Gutiérrez *et al.*, 2005). En el 2006 el dispositivo diseñado por la *Universidad RICE* es enfocado a la rehabilitación en ambientes virtuales en modo activo y pasivo. Utiliza manipuladores robóticos para generar el movimiento de flexo-extensión en el codo, prono-supinación del antebrazo, flexo-extensión de la muñeca y desviación

radio-ulnar. Está formado por una articulación de revolución en el codo, una articulación de revolución para la rotación del antebrazo y 3 articulaciones esférica-prismática-revolución en serie-paralelo para la muñeca (Sledd y O'Malley, 2006; Gupta y O'Malley, 2006). Mientras que en el 2007, la *Universidad de Saga* desarrolló un exoesqueleto de 4GdL con centro móvil de rotación de la articulación del hombro que ayuda en la rehabilitación de la flexo-extensión vertical y la flexo-extensión horizontal del hombro. En la flexo-extensión del codo y en los movimientos de propinación-supinación del antebrazo. Se encuentra instalado en una silla de ruedas donde personas con debilidades físicas lo pueden utilizar, además de que el usuario no carga el peso del exoesqueleto (Kiguchi, 2007). Asimismo, en el mismo año el dispositivo se realizó *CADEN-7*, que utiliza una abertura de fijación hombre-robot para segmentos superior e inferior del brazo, genera movimientos de flexo-extensión, abducción-aducción y rotación interna-externa del hombro, flexo-extensión del codo, pronosupinación del antebrazo, flexo-extensión y desviación radio-ulnar del antebrazo. La seguridad es implementada en 3 niveles; diseño mecánico, eléctrico y del programa de control (Perry et al., 2007).

Otro dispositivo en el cual sus investigadores han trabajado durante bastante tiempo es *RUPERT* y se han desarrollado 4 versiones. La 1<sup>ra</sup> versión incluía 4 músculos neumáticos, elevación del hombro, extensión y supinación del codo y extensión de la muñeca. Después de considerar las condiciones funcionales de los pacientes, la estructura estaba restringida en la abducción del hombro a un solo plano (15° de forma lateral). La máxima elevación estaba limitada a 45°. Además posee una plataforma que estabiliza la escápula. En la 2<sup>da</sup> versión, se modificó el centro de rotación y la longitud de cada segmento. Sin embargo, esta característica generó el inconveniente de incrementar el peso total y el aumento de la demanda de energía en la articulación del hombro y del codo. La 3<sup>era</sup> versión fue una estructura hecha de fibra de carbono, se desarrolló para disminuir el peso de la versión anterior pero conservando su rigidez, el mecanismo permitió la flexión en el hombro, la flexión del codo, la supinación y propinación. Así como, la flexo-extensión en la muñeca. La 4<sup>ta</sup> versión fue de 5 GdL, aumentando la rotación humeral a los GdL anteriores. Además de poseer un sistema de control adaptativo en lazo cerrado, que permite ayudar a los usuarios a realizar sus tareas tranquilamente, en un ambiente 3D (Chen y Liao, 2006; Sugar et al., 2007; Wei et al., 2008 y Balasubramanian et al., 2008).

*ARMin* fue un proyecto para en cual su desarrollo fue un proceso largo de investigación. La 1<sup>ra</sup> versión fue de 6 GdL, 4 activos y 2 pasivos, a fin de permitir la flexo-extensión del codo y los movimientos espaciales del hombro. Se ocupó en terapias de rehabilitación con la finalidad de recuperar la capacidad de realizar las actividades de la vida diaria. Es ajustable en 5 paráme-

tros. La 2<sup>da</sup> versión fue de 7 GdL siendo dos de ellos acoplados. Contiene sensores que permiten medir las fuerzas de interacción entre el brazo del paciente y el exoesqueleto. Adicionalmente, un sensor de fuerza/torque se colocó en la sección que soporta el antebrazo. Además, para complementar las mediciones, la palanca de la mano fue instrumentada con indicadores de esfuerzo. Así como, con una pantalla donde el terapeuta indica la rutina a seguir. La 3<sup>ra</sup> versión cuenta con 6 GdL activos, siendo 3 para el hombro. Otro para la flexo-extensión del codo, uno más para la pronosupinación del antebrazo y el último corresponde a la flexo-extensión de la muñeca (Nef et al., 2006, Mihelj et al., 2007 y Brokaw et al., 2011).

Recientemente, la empresa *Hocoma* maneja un proyecto denominado *Armeo*<sup>®</sup> que comprende 3 dispositivos para rehabilitación del miembro superior. El proyecto está dirigido a pacientes con lesiones cerebrales y desórdenes neurológicos y se destina a realizar rehabilitación progresiva. Destaca *Power*<sup>®</sup> que fue un desarrollo en conjunto entre el Hospital *ETH Zürich* y la *Universidad Hospital Balgrist*. El cual permite una temprana rehabilitación de las habilidades motrices. Además provee un soporte inteligente del miembro superior en un espacio largo 3D. Los otros dispositivos son denominados *Spring*<sup>®</sup> y *Boom*<sup>®</sup> (Catálogo Hocoma, 2012).

En este trabajo se presenta el desarrollo del diseño de la estructura mecánica de un dispositivo de rehabilitación tipo exoesqueleto que se ajuste a las dimensiones longitudinales de las extremidades superiores y está dirigido para pacientes de la población mexicana. Este nuevo dispositivo es capaz de reproducir los movimientos activos-pasivos realizados por el fisioterapeuta durante las terapias de rehabilitación física por medio de cuatro grados de libertad (tres en el hombro y uno en el codo). El equipo de rehabilitación fue diseñado aplicando la metodología *Blitz QFD*. El método *Blitz QFD* es una herramienta práctica y sintetizada que no requiere de programas de cómputo sofisticadas, ni herramientas específicas (como la casa de la calidad) para ofrecer resultados favorables. Tiene la finalidad de obtener las características adecuadas de rehabilitación del paciente y consta de 7 breves pasos para su operación del paciente; especificaciones deseadas, clasificación de especificaciones, estructurar las necesidades, analizar la estructura de las necesidades, dar prioridad a las necesidades, desplegar las necesidades en orden de importancia, analizar sólo las necesidades prioritarias a detalle (González-Bosch y Tamayo-Enríquez, 2002). También se presentan los análisis numéricos desarrollados en un programa computacional con algoritmo que aplica el Método de Elemento Finito (MEF) para validar la suficiencia estructural del nuevo dispositivo. El nuevo dispositivo es capaz de generar rutinas de movimiento de rehabilitación activa, pasiva y combinada. Además, de que se puede personalizar las longitudes segmentales y individualizar las rutinas

de acuerdo a las deficiencias del paciente mexicano. Asimismo, se puede monitorear la rutina y optimizar de acuerdo a los avances que presenta el individuo.

## Materiales y métodos

El desarrollo del nuevo dispositivo de rehabilitación fue dividido en 2 etapas. La primera se enfoca a la implementación del *Blitz QFD* para el desarrollo de diseño mecánico conceptual. Mientras la segunda etapa exhibe el análisis cuasi-estático, mediante la aplicación del MEF sobre la estructura del dispositivo.

### Diseño conceptual (método *Blitz QFD*)

El método *QFD*, es un método de gestión de calidad que se fundamenta en transformar las necesidades del usuario en la calidad del diseño y aportar mayores índices de calidad, con respecto a los elementos específicos del proceso de fabricación. Donde el *QFD*, desde sus inicios como técnica ha implementado metodologías para acortar el período de desarrollo y reducir los esfuerzos de grupo requeridos. Para la propuesta presentada en este trabajo, se establecieron los parámetros de diseño. Los cuales se dividieron en dimensionales y funcionales como se representa en la tabla 1. Los cuales se obtuvieron a partir de las dimensiones antropométricas de la población mexicana (Avila-Chaurand, 2001).

**Tabla 1.** Parámetros de diseño.

Dimensionales	Funcionales
Brazo varía entre 29 a 40 cm.	Flexo-extensión del hombro en el plano sagital en torno al eje transversal: 45 a 50° en extensión y 180° flexión.
Antebrazo varía entre 21 a 30 cm.	Abducción del hombro en el plano frontal: 0 a 180°.
Hombro distancia entre hombros 39 a 55 cm.	Flexo-extensión horizontal del hombro en torno al eje vertical: extensión 30 a 40° y flexión 140°.
Altura del asiento a los pies: 34 a 45 cm.	Que el dispositivo pueda realizar los 3 movimientos del hombro de manera continua.
La altura al hombro en posición sentada varía entre 85 a 108 cm.	Flexión del codo 140-145° (160° de forma pasiva).
	Pronosupinación del miembro superior: supinación 90°, pronación 85°.
	Dispositivo para persona con peso máximo de 90 kg.

Para cumplir con las necesidades planteadas en parámetros de diseño se generaron 1620 posibles concep-

tos. Para reducirlas se aplican cuatro filtros: el primero (factibilidad) reduce a 128 posibilidades. En el segundo filtro (disponibilidad tecnológica) quedan 32 posibles soluciones. En el tercer filtro no se elimina ninguna combinación. En el cuarto filtro (Matriz de decisión) se obtiene el concepto más adecuado.

Al finalizar la implementación del método *Blitz QFD* se obtiene un diseño conceptual, el de este caso particular es:

- Para ajustar la longitud del brazo y antebrazo fueron propuestas barras telescópicas de desplazamiento manual.
- Para ajustar al grosor del miembro superior se utilizaron correas acolchonadas ajustables.
- La modificación de las dimensiones del mecanismo, en relación al ancho del hombro, se estableció mediante una unidad de rodamientos lineales.
- Para la altura una columna telescópica, la limitación a los elementos deslizables se realizó mediante perillas de 2 posiciones.
- El movimiento de rotación fue producido por servomotores.
- Asimismo, el control de posición se determina mediante un encoder.

El prototipo que cumple con las características resultantes descritas se observa en la figura 1; adicionalmente se indican los grados de libertad pasivos y activos que tiene el dispositivo (se etiqueta GA a los GdL activos y GP a los pasivos). GA1 corresponde a la flexo-extensión del antebrazo y GA2 es la flexo-extensión del hombro en el plano sagital. Mientras GA3 corresponde a la abducción del hombro en el plano coronal y GA4 representa flexo-extensión horizontal del hombro en el plano transversal. GP1 indica el ajuste de la estructura de la sección longitud del antebrazo y GP2 cumple la función en la parte del brazo, GP3 se emplea para ubicar longitudinalmente el dispositivo en el plano coronal y GP4 en el transversal. GP5 se aplica para ajustar el respaldo y posición de la silla. Estos últimos 3 GdL se desarrollaron con la finalidad de colocar en una correcta posición espacial al hombro. En la figura 2 se muestra el ensamble general dividiéndolo en empalmes particulares. En la tabla 2 se indican la clave y nombre de los ensamblés.

El dispositivo se dividió en 4 subsistemas para un mejor desarrollo, estos son:

1. Subsistema del antebrazo.- Está integrado por Q, P y N (figura 2). Su finalidad es soportar el antebrazo del paciente, se modifica la longitud mediante el riel con barrenos de la pieza Q, la perilla sirve para fijar y evitar siga desplazándose.

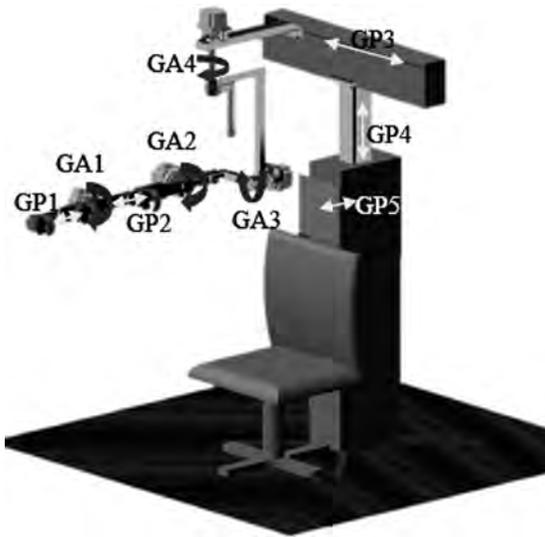


Figura 1. Prototipo (Grados de Libertad).

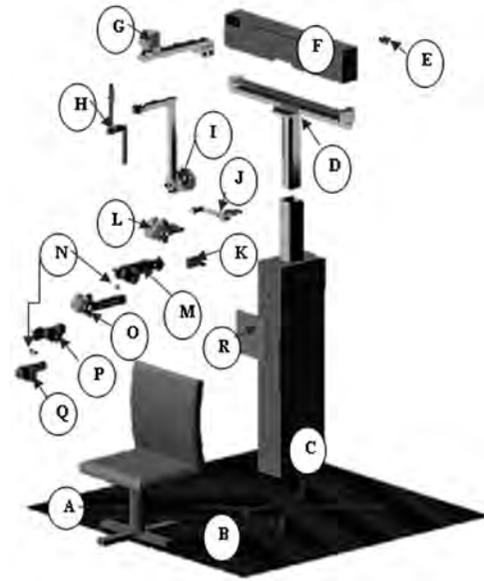


Figura 2. Despiece del diseño.

2. Subsistema del brazo.- La estructura, integrada por O, N y M (figura 2); fue diseñada para permitir el ajuste de la longitud del brazo, el mecanismo es similar al del antebrazo con la diferencia de que es de mayor dimensión. En O se coloca el servomotor que realiza el movimiento GA1.
3. Subsistema del hombro.- Formado por los subsistemas G, H, I, J, K y L (figura 2). Es una estructura que permite realizar los movimientos del hombro en forma independiente e individual. Para esta sección se considerarán las fuerzas externas ya determinadas en las 2 secciones anteriores; el análisis MEF se realizó en 2 partes: En la primera se considera la estructura para generar los movimientos GA2 y GA3. La segunda etapa corresponde a la estructura que realiza el movimiento GA4 y que está integrada por las piezas que unen el exoesqueleto a la base, así como las que transmiten el movimiento desde el servomotor al resto del exoesqueleto y al mismo tiempo soporta toda la estructura;

para poder realizar este movimiento se tiene que desenclavar la estructura del brazo y el antebrazo de la estructura que soporta al servomotor (*Modelo FHA-11C® Marca Harmonic-Drive*) de abducción para así poder desarrollar el giro libremente mencionado, la barra que se usa para la reconfiguración tendrá la capacidad de unirse en la estructura únicamente cuando se utiliza éste movimiento y retirarse cuando no sea así, mediante ajuste por tornillo y tuerca; así como el movimiento de 90° de las 2 piezas que unen la estructura de la abducción frontal.

4. Subsistema base.- Formado por los subsistemas B a F (figura 2). Esta sección se utiliza para modificar el ancho de la espalda o la distancia del hombro, se efectúa a través del desplazamiento del carro móvil (que soporta la estructura que está en contacto con el miembro superior, se elige la unidad

Tabla 2. Claves y nombres de las piezas.

No.	Pieza	No.	Pieza	No.	Pieza
A	Silla	G	Soporte GA4	M	Brazo fijo
B	Apoyo base	H	Eje GA4	N	Perilla tope
C	Base fija	I	Soporte GA3	O	Brazo móvil
D	Elevador	J	Movimiento GA3	P	Antebrazo fijo
E	Perilla respaldo	K	Unión GA2-GA3	Q	Antebrazo móvil
F	Carcasa superior	L	Soporte GA2	R	Respaldo

de rodamiento lineal *Modelo LQBR 12-2LS® Marca SKF*) sobre un riel, éste también sirve para iniciar el cambio de la configuración zurda a diestra o viceversa. La posición del paciente es dada mediante el respaldo que está provisto de un soporte para la espalda donde se pueden unir correas que sujeten al paciente, evitando que se pueda llegar a resbalar del asiento o mueva el tronco durante la rehabilitación, ya que éste último punto es algo común en dispositivos de rehabilitación que no sujetan el paciente y pueden ocasionar una lesión a nivel columna vertebral así como disminuir los beneficios del dispositivo al realizar de manera incorrecta la rehabilitación.

### Análisis numérico (MEF)

Se realizó un análisis cuasi-estático de la estructura con la finalidad de obtener los rangos de carga que soporta la estructura por su propio peso y el del paciente. Así como, el torque mínimo necesario para mantener en equilibrio estático el sistema. Las cargas que son aplicadas durante los análisis de elemento finito fueron determinadas mediante un estudio de la extremidad superior (brazo, antebrazo y mano) (figura 3). El análisis es elástico, isotrópico y homogéneo. La discretización fue realizada de manera controlada con elementos en lo general de 10 mm y en las zonas de interés de 1 mm. El elemento que se utilizó fue Kept con 6 grados de libertad. Se realizó convergencia en desplazamiento, rotación, fuerza y momento.



**Figura 3.** Zonas de contacto (sujeción) del exoesqueleto con la extremidad superior.

**Tabla 3.** Materiales utilizados para el análisis (Hibbeler, 2006).

Material	Módulo de Young (GPa)	Densidad (kg/m <sup>3</sup> )	Relación de Poisson	Esfuerzo de Cedencia (MPa)
Aluminio 6061	69.5	2700	0.33	240
Acero grado A tipo 8	200	7850	0.3	600
Bronce SAE 62	103.4	8820	0.34	520

Para el caso del análisis numérico utilizando, la estructura mecánica fue desarrollada con diversos materiales y sus características para la evaluación son mostrados en la tabla 3:

- Aluminio 6061.- Se aplicó en la estructura en general.
- Acero grado A tipo 8.- Se empleó para toda la tornillería.
- Bronce SAE 62.- Se utilizó como material de los todos los bujes.

El análisis estructural del mecanismo se divide en 5 casos, ya que el comportamiento de la sección en contacto con la extremidad superior se asemeja a la de una viga en cantiléver (solamente tiene apoyo en un extremo mientras que el otro se encuentra libre). Por lo tanto el extremo libre puede llegar a sufrir desplazamiento generados por las propias características físicas del sistema (peso de los elementos) que afecte el funcionamiento óptimo del sistema. Además de analizar cada una de las secciones del dispositivo, los casos propuestos son los más comunes en el desarrollo de la rehabilitación para pacientes con padecimientos en miembro superior.

### Caso 1. Análisis estructural del antebrazo

Las correas de sujeción soportan el peso del antebrazo y la mano. Por tal motivo, en estas zonas es donde se aplican las cargas a la estructura. La determinación de la magnitud es a partir de considerar una viga con doble apoyo. Siendo el primero el que corresponde a la correa de sujeción del antebrazo (CC) y la segunda, es la correa de sujeción de la muñeca (CM). En la tabla 4 se presentan los datos que fueron tomados como base para determinar las condiciones de frontera de los análisis numéricos. Los datos biomecánicos se basaron en investigaciones de la referencia Lissner y Williams (1991). Asimismo, se indican las fuerzas resultantes, estas son aplicadas tanto a la estructura misma como a las condiciones de frontera para el análisis en el programa MEF (figura 4), el soporte y las restricciones de movimiento fueron colocados alrededor del eje del movimiento GA1.

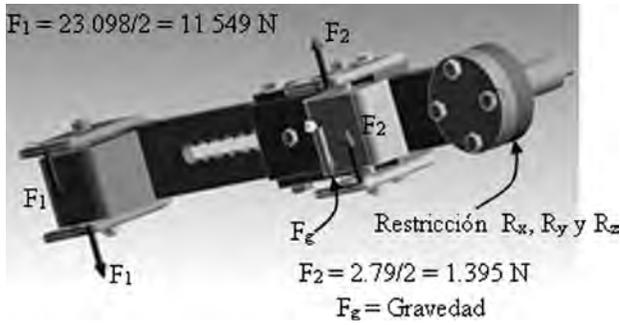


Figura 4. Antebrazo condiciones de carga.

Tabla 4. Parámetros antebrazo y mano.

Parámetros iniciales	Parámetros para MEF
Sección antebrazo-mano, Masa de 2.07 kg y Centro de gravedad a 307.52 mm (medido a partir del codo).	La correa CM soporta 23.098 N. La correa CC esta sometida a 2.79 N.
Estructura antebrazo, Masa de 0.844 kg y Centro de gravedad a 131.442 mm (medida a partir del eje del codo).	Se obtiene un torque de 7.33 Nm y una fuerza 28.5863 N en la articulación del codo.

### Caso 2. Analisis estructural del brazo

En esta sección, la estructura cuenta con una sola correa, con la que se sujeta el brazo del paciente (CB). Adicionalmente se acopló el servomotor (Modelo FHA-14C<sup>®</sup>) que genera el movimiento GA1. Los datos que se consideraron para este caso se determinaron a partir del peso total de la extremidad superior de forma análoga al caso anterior. Estos datos se muestran en la tabla 5 y son aplicados sobre la estructura para generar las condiciones de frontera en el análisis mediante el programa MEF (figura 5). El soporte y restricción de movimiento se colocaron alrededor del eje del movimiento GA2.

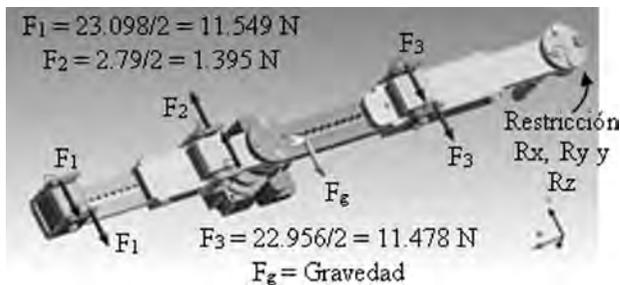


Figura 5. Brazo y antebrazo condición de carga y consideración para la unión.

Tabla 5. Parámetros análisis MEF del brazo.

Parámetros de entrada	Parámetros para los análisis MEF
Extremidad superior completa, Masa: 4.41 kg y Centro de gravedad a 368.09 mm (medido desde el hombro).	La correa CB está sometida a 22.956 N. Se obtiene un torque de 26.07 Nm y una fuerza de 71.9364 N en la articulación del hombro (figura 5).
Estructura brazo y antebrazo, Masa 2.923 kg y Centro de gravedad a 353.985 mm (medido a partir del hombro).	

### Caso 3. Analisis estructural del hombro

El análisis de la sección de la estructura enfocada en la articulación del hombro fue dividido en 2 etapas:

- Primera etapa.- Se analiza la estructura desde la sección del antebrazo hasta el eje del movimiento GA3. Las fuerzas que se aplican como condiciones de frontera son las obtenidas en los casos 1 y 2. El soporte y restricción se coloca en el eje del movimiento GA3 (figura 6).
- Segunda etapa.- Comprende hasta el eje del movimiento GA4. Las condiciones de fronteras son similares a la etapa anterior. Se restringe el movimiento en el eje GA4 (figura 7).

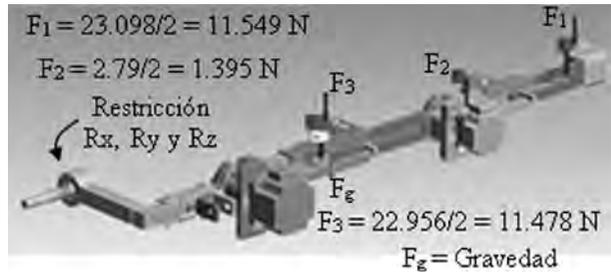


Figura 6. Hombro primera condición de carga.

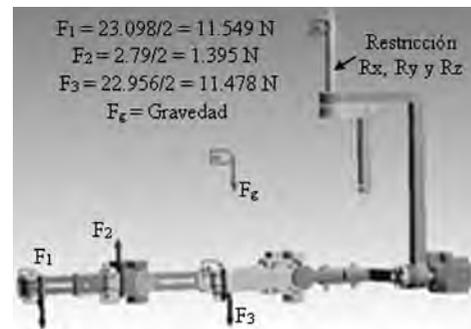


Figura 7. Hombro segunda condición de carga.

#### Caso 4.- Análisis sección superior

Se realizó un análisis de la sección superior completa. Que contempla desde la sección del antebrazo, hasta el soporte superior de la columna de elevación telescópica. Para el análisis fueron propuestas las restricciones de movimiento en dicha pieza y se utilizaron las mismas cargas inducidas por el peso de la extremidad superior (figura 8).

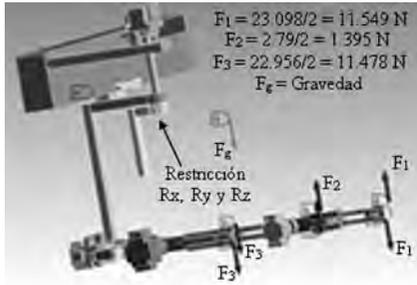


Figura 8. Sección superior condición de carga.

#### Caso 5. Análisis de ejes de transmisión

Para éste caso se analiza el eje del movimiento GA1, donde se utilizó Aluminio 6061. El motor seleccionado fue un *Harmonic Drive Modelo FHA-11C*® que genera un torque de 11 Nm a la estructura. Donde únicamente se analizó el caso en que se encuentra sometido a torsión el eje y no se consideró el efecto cortante, ya que el esfuerzo se aplica directamente a los bujes. Bajos estas consideraciones, se determinaron y aplicaron las condiciones de frontera para el análisis numérico. Las restricciones en movimiento y rotación se colocaron en los barrenos donde se ubican los tornillos de fijación (figura 9). Para el segundo eje, se analizó los movimientos GA2 y GA3. Donde las condiciones de frontera se obtienen de manera similar que al eje anterior. Sin embargo, para el segundo eje existe la variación de que el motor utilizado es *Harmonic Drive FHA-14C*® que genera un torque de 28 Nm (figura 10).

El eje GA4 es importante, porque transmite torque y une a la estructura móvil con la base. El servomotor elegido para este movimiento es *Harmonic Drive FHA-14C*®, que genera 28 Nm de torque. Por lo tanto, en

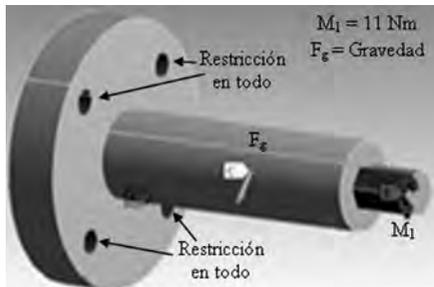


Figura 9. Condición de carga y restricción de movimiento para Eje GA1.

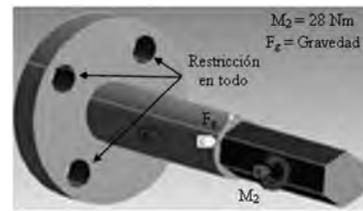


Figura 10. Condición de carga y restricción de movimiento para Eje GA2.

este análisis se aplica el torque antes mencionado y una fuerza de 147.15 N (la que somete a esfuerzo de tensión al eje y es originada por el peso de la estructura (figura 11)).

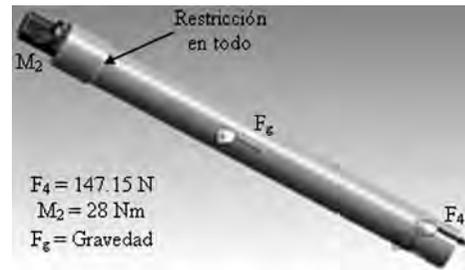


Figura 11. Condición de carga y restricción de movimiento para Eje GA4.

#### Resultados

Los resultados por la simulación numérica (MEF) se muestran a continuación. Es importante mencionar que se utilizó la teoría de falla para materiales dúctiles de von Mises. En las figuras 12 y 13 se presentan los resultados obtenidos para esfuerzo de von Mises y desplazamiento para la sección del antebrazo.

Mientras en las figuras 14 y 15 se presentan los resultados numéricos obtenidos para esfuerzo de von Mises y desplazamiento para la sección del brazo.

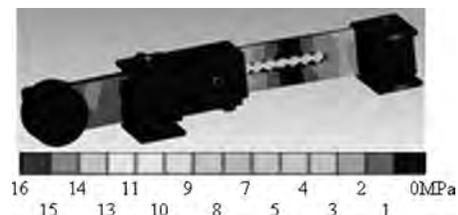


Figura 12. Antebrazo (esfuerzo de von Mises)

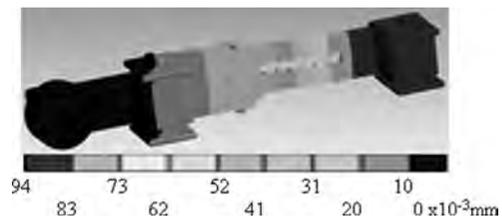


Figura 13. Antebrazo desplazamiento en z

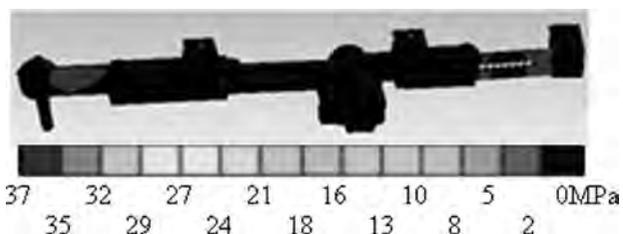


Figura 14. Brazo-antebrazo (esfuerzo de von Mises)

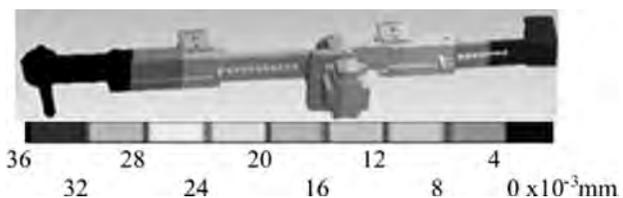


Figura 15. Brazo-antebrazo desplazamiento en z

En las figuras 16 y 17 se presentan los resultados obtenidos para esfuerzo de von Mises y desplazamiento para la primera etapa de carga sobre el hombro.

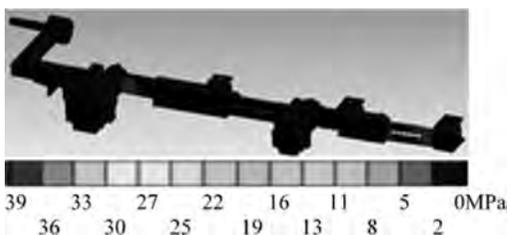


Figura 16. Primera etapa de carga hombro (esfuerzo de von Mises)

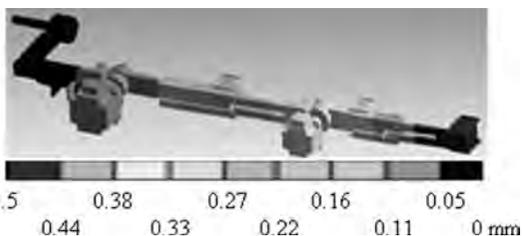


Figura 17. Primera etapa de carga hombro (desplazamientos en z)

En las figuras 18 y 19 se presentan los esfuerzos de von Mises y desplazamiento para la segunda etapa de carga en hombro.

Por último en las figuras 20 a 25 se presentan los resultados numéricos obtenidos para esfuerzo de von Mises y desplazamiento en los ejes GA1, GA2 y GA4, respectivamente.

### Discusión

Las deformaciones mostradas en algunos de los casos (ambas etapas del hombro y ejes GA2 y GA4) son considerables con respecto a los otros casos. Sin em-

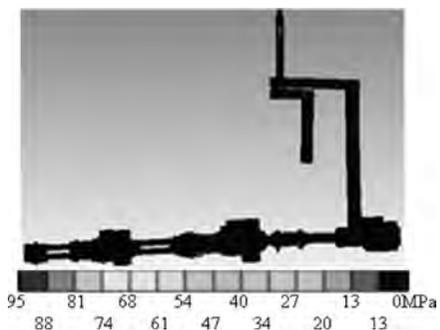


Figura 18. Segunda etapa de carga hombro (esfuerzo de von Mises)

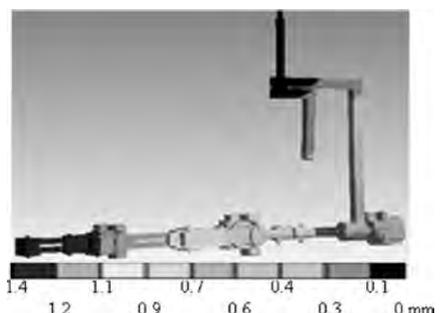


Figura 19. Segunda etapa de carga hombro (desplazamientos en z)



Figura 20. Eje GA1 (esfuerzo de von Mises)



Figura 21. Eje GA1 (desplazamiento en x)

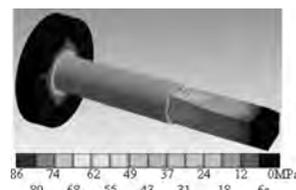


Figura 22. Eje GA2 (esfuerzo de von Mises)

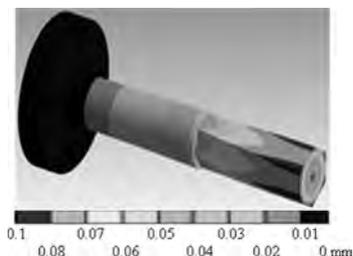


Figura 23. Eje GA2 (desplazamiento en x)

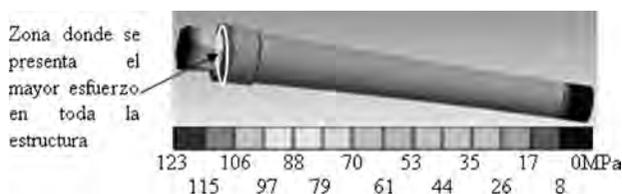


Figura 24. Eje GA4 (esfuerzo de von Mises)

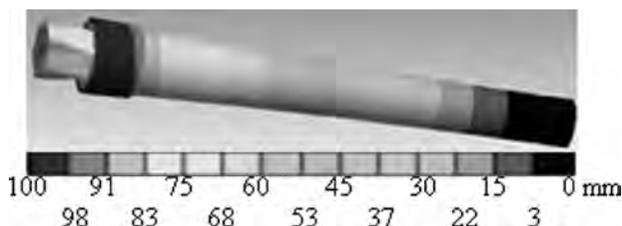


Figura 25. Eje GA4 (desplazamiento en x)

bargo, los resultados encontrados en magnitud no son significativos para causar daño en la estructura. Lo anterior se debe a que son desplazamientos acumulados de las secciones anteriores.

Para el caso 1 de antebrazo, donde la deformación resultante máxima fue de  $94 \times 10^{-3}$  mm, es el único donde no se va a poder realizar esta corrección de posición. Se considera desde el punto de vista mecánico que no son preocupantes las deformaciones resultantes obtenidas en el análisis para desarrollar una falla de operación.

La complejidad en la geometría e interfaces de unión del exoesqueleto dificultan el desarrollo del análisis numérico. Lo anterior se debe a la interacción de todas las piezas, lo cual produce que sea necesaria la aplicación de una gran cantidad de nodos y elementos. Asimismo, por la magnitud de las cargas aplicadas solo fue necesario aplicar los conceptos de elasticidad del material y teoría de falla (von Mises). Con los que es posible determinar el valor de los esfuerzos (materiales dúctiles) y las zonas críticas. Por medio de las figuras anteriores, es posible visualizar los puntos de probable falla, que se encuentra en concentradores de esfuer-

zos (como era de esperarse). Sin embargo, los valores de los esfuerzos no están cercanos al valor del esfuerzo de cedencia, por lo que no son relevantes.

Los esfuerzos de mayor valor presentados en los casos 1 y 2 se ubican en la perilla (pieza N de la figura 2). Esto se debe a su función de limitación del movimiento ya que por ello sufren aplastamiento. El prototipo obtenido por la aplicación del *Blitz QFD* soporta adecuadamente las condiciones carga que se estimaron.

### Movimientos de rehabilitación

Los movimientos de rehabilitación (activa y pasiva) para la flexo-extensión del codo se realizan cuando existe una flexión del hombro en el plano sagital a  $90^\circ$  (figura 26a), con esta configuración es posible realizar el movimiento de flexión máxima que varía entre  $140^\circ$ - $145^\circ$  (según las características del paciente (figura 26b)). Donde para el codo el movimiento de extensión es nulo. Para la flexo-extensión del hombro en el plano sagital, se inicia desde la posición neutra. Es decir,  $0^\circ$  (figura 26c). La extensión se realiza con una amplitud de  $45^\circ$ - $50^\circ$  (figura 26d). Mientras que la flexión se realiza a valores de  $180^\circ$  (figura 26e). En la figura 26f, se observa la implementación del dispositivo en un usuario realizando la flexión del codo. Finalmente en la figura 26g el paciente realiza la flexión del hombro en el plano sagital.

### Trabajos futuros

Se resalta que en éste trabajo solo se reporta la parte correspondiente al análisis de la estructura (mecánica). Es importante mencionar que faltaría considerar las etapas del diseño de control, en las cuales se incluyen rutinas para corrección de posición mediante los sensores y motores que se utilizan. Asimismo, la etapa de control eléctrico-electrónico y la de interfaz a un ambiente 3D que genere una mayor motivación en el usuario a realizar terapias de rehabilitación con éste dispositivo, se realizará como la siguiente etapa de desarrollo del proyecto general. Estas actividades se realizan con base en las señales electromiográficas obtenidas por electrodos que se colocan en la extremidad superior del paciente (Torres-San Miguel et al., 2011).

### Conclusiones

Se realizó el diseño mecánico de un exoesqueleto para rehabilitación de miembro superior utilizando la metodología denominada *Blitz QFD*. El nuevo dispositivo se realizó de acuerdo a las especificaciones de pacientes con una antropometría mexicana. La configuración que este equipo exhibe son 4 GdL activos, que son los mínimos que se necesitan para desarrollar patrones de rehabilitación en el paciente con deficiencias en miembro superior. Por otro lado, fueron necesarios 4 GdL pasivos para ajustar longitudinalmente los segmentos

de la estructura del dispositivo. Es importante resaltar, que el sistema de riel barrenado es el más apropiado para el fenotipo mexicano, que se emplea para realizar el ajuste longitudinal y es capaz de lograr un acople entre la estructura con el antebrazo y brazo del individuo. Es importante mencionar, que los dispositivos mencionados en la introducción de este trabajo, no se diseñaron para población mexicana (en lo que se refiere a longitudes segmentales), lo que genera desajustes considerables entre los centros de rotación de las articulaciones humana y mecánica. Que si bien, no genera un daño en terapias activas, si lo hace en las terapias pasivas.

Dentro de los análisis por medio del MEF, se pudo comprobar que el sistema estructural del nuevo sistema de rehabilitación se encuentra dentro de los rangos de soportar las cargas de servicio. Sin embargo, el resultado donde el valor máximo de esfuerzo es de 123 MPa (figura 24), solamente afecta a una pieza. Por lo que el resto de la estructura soporta menos esfuerzos y se considera que el diseño es aceptable. En el caso de los desplazamientos que se presentan en la estructura en los casos 3 (primera etapa) y 4, son considerables. No obstante, se hace hincapié en que el problema se corrige durante la etapa de posicionamiento y control, aunado a que la estructura de las secciones del antebrazo presenta un desplazamiento del rango de centésimas de milímetro. No se ha considerado ninguna técnica de optimización geométrica, ya que los resultados son aceptables y las dimensiones están realizadas para poder brindarle soporte y comodidad al usuario.

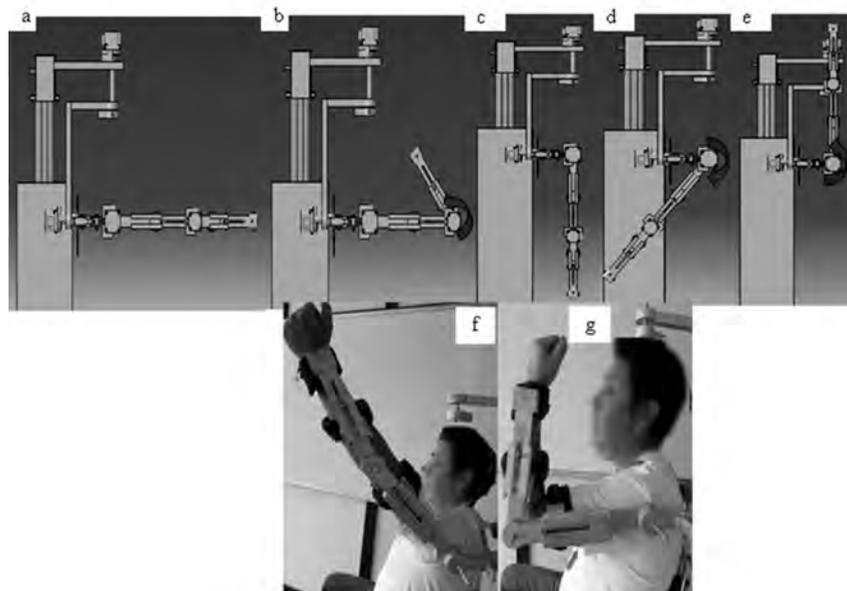
El equipo de rehabilitación aquí presentado, fue diseñado con el propósito de ayudar en la rehabilitación física mediante la generación de rutinas variables de movimiento continuo. Donde este equipo es capaz de auxiliar en los movimientos de flexo extensión del hombro en el plano sagital, en el plano horizontal y la abducción en el plano coronal. Además del movimiento de flexo-extensión del codo. Con los anteriores movimientos éste dispositivo es capaz de proporcionar un sin número de rutinas para el paciente. Así como, por medio de sensores de posición angular, recolectar los datos para retroalimentar al usuario de los avances o retrocesos que se van presentando. Adicionalmente, este equipo se podrá utilizar desde la etapa temprana de la lesión (donde se requiere recuperar movilidad y fuerza) hasta las etapas donde se desea recuperar la fineza de los movimientos. Esto se logra a través de la combinación de movimientos activos-pasivos. Que lo anterior es una gran ventajas en comparación con otros dispositivos, que sólo actúan en la etapa de ajuste fino (como es el caso del dispositivo *Armeo Spring*<sup>®</sup>).

### Agradecimientos

Los autores agradecen al Instituto Politécnico Nacional y al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología por el apoyo proporcionado para la realización de esta investigación.

### Referencias bibliográficas

Avila-Chaurand, R, Prado-León, L. R. y González-Muñoz, E. L. (2001). Dimensiones Antropométricas, Población Latinoamericana. México: Ed. Universidad de Guadalajara, 111-123.



**Figura 26.** Movimientos de rehabilitación. a) Flexión codo a 0°. b) Flexión máxima del codo. c) Flexión del hombro en el plano sagital a 0°. d) Extensión máxima del hombro. e) Flexión máxima del hombro. f) Paciente realizando flexión del codo. g) Paciente realizando flexión del hombro.

- Balasubramanian, S., Wei, R. y He, J. (2008). RUPERT Closed Loop Control Design, 30th Annual International IEEE EMBS Conference, 3467-3470.
- Brokaw, E. B., Nichols, D., Holley, R. J., Murray, T. M., Nef, T., y Lum, P. S. (2011). Time independent functional task training: a case study on the effect of inter-joint coordination driven haptic guidance in stroke therapy, 2011 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics, 1-6.
- Catálogo Hocoma. (2012). Armeo® Therapy Concept, Catálogo de productos, 1-2.
- Cabrero-Rayo, A., Martínez-Olazo, O., Laguna-Hernández, G., Juárez-Ocaña, R., Rosas-Barrientos, V., Loria-Castellanos, J., Medellín-García, R., Cerón-Juárez, R., Sánchez-Mata, F., Álvarez-Torrecilla, L. y Rumbo-Nava, U. (2008). Epidemiología de la enfermedad vascular cerebral en hospitales de la Ciudad de México. Estudio multicéntrico. *Medicina Interna de México*. 24 (2), 98-103.
- Chen, J. y Liao W. (2006). A leg exoskeleton utilizing a magnetorheological actuator, IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics, 824-829.
- Chou, W., Wang, T. y Xiao, J. (2004). Haptic interaction with virtual environment using an arm type exoskeleton device, 2004 IEEE International Conference on Robotics and Automation, 1992-1997.
- González-Bosch, V. y Tamayo-Enríquez, F. (2002). Blitz QFD, Asociación latinoamericana de QFD, 1-3.
- Gupta, A. y O'Malley, M. K. (2006). Design of a haptic arm exoskeleton for training and rehabilitation, IEEE/ASME Transactions Mechatronics. 11 (3), 280-289.
- Gutiérrez, R., Vanegas, F., Avilés, O. y Niño, P. (2005). Prototipo Exoesqueletico para Rehabilitación de Miembro Superior, CE-NIDET, 2-6.
- Hogan, N., Krebs, H.I., Charnnarong, J., Srikrishna, P., Sharon, A. (1992). MIT - MANUS: A Workstation for Manual Therapy and Training I, IEEE International Workshop on Robot and Human Communication, 161-165.
- Hibbler, R. C. (2006). *Mecánica de Materiales*. México: Prentice Hall, 877-879.
- Kiguchi, K. (2007). Active exoskeletons for upper-limb motion assist. *International Journal Humanoid Robotics*, 4 (3), 607-624.
- Lissner, H. R. y Williams, M. (1991). *Biomecánica del Movimiento Humano*. Trillas, pp. 227-239.
- Mihelj, M., Nef, T. y Riener, R. (2007). ARMin II-7 DoF rehabilitation robot: mechanics and kinematics. 2007 IEEE International Conference on Robotics and Automation. 4120-4125.
- Mistry M., Mohajerian P. y Schaal, S. (2005). Arm movement experiments with joint space force fields using an exoskeleton robot. 9th International Conference on Rehabilitation Robotics, 408-413.
- Nef, T., Mihelj, M., Colombo, G., y Riener R. (2006). ARMin-Robot for rehabilitation of the upper extremities. 2006 IEEE International Conference on Robotics and Automation, 3152-3157.
- Perry J. C., Rosen, J. y Burns, S. (2007). Upper limb powered exoskeleton design. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics. 12 (4), 408-417.
- Pons, J. L. (2008). *Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeleton*. John Wiley & Sons Ltd. pp. 1-15.
- Rodríguez-Prunotto, L., Cano-de la Cuerda, R., Cuesta-Gómez, A., Alguacil-Diego, I. M. y Molina-Rueda, F. (2014). Terapia robótica para la rehabilitación del miembro superior en patología neurológica. *Rehabilitación Elsevier*, Article in Press, 1-25.
- Sabater, J. M., Azorín, J. M., Pérez, C., García, N., y Menchón, M. (2007). Ayuda robótica para la rehabilitación de miembros superiores. 2do Congreso Internacional sobre Domótica, Robótica y Telesistencia para Todos, DRT4all 2007. 19-28.
- Sasaki, D., Noritsugu, T., y Takaiwa, M. (2004). Development of active support splint driven by pneumatic soft actuator (ASSIST). IEEE International Conference on Robotics and Automation. 520-525.
- Secretaría de Salud Federal de México. (2009). Guía de referencia rápida. Rehabilitación de adultos con enfermedad vascular cerebral. Guía de práctica clínica. Catálogo Maestro: DIF-331-09, 2-4.
- Secretaría de Salud Federal de México. (2009). Rehabilitación de adultos con enfermedad vascular cerebral. Evidencias y recomendaciones. Guía de práctica clínica. Catálogo Maestro: DIF-331-09, 18-20.
- Sledd, A. y O'Malley, M. K. (2006). Performance enhancement of a haptic arm exoskeleton. 14th Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems. 375- 381.
- Sugar, T. G., He, J., Koeneman, E. J., Koeneman, J. B., Herman, R., Huang, H., Schultz, R. S., Herring, D. E., Wanberg, J., Balasubramanian, S., Swenson, P. y Ward, J. A. (2007). Design and Control of RUPERT: A Device for Robotic Upper Extremity Repetitive Therapy. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 15 (3), 336-346.
- Tsagarakis N. G. y Caldwell D. G. (2003). Development and control of a 'soft-actuated' exoskeleton for use in physiotherapy and training. *Autonomous Robots*, 15 (1), 21-33.
- Torres-San-Miguel, C. R., Velázquez-Sánchez, A. T., Lugo-González, E., & Tapia-Herrera, R. (2011). Diseño personalizado de una interfaz mioeléctrica para una prótesis de miembro superior. *Revista Colombiana de Biotecnología*, 13(2), 70-83.
- Wei, R., Balasubramanian, S., Xu, L. y He, J. (2008). Adaptive Iterative Learning Control Design for RUPERT IV. *2nd Biennial IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, 647-652.