

[dx.doi.org/10.17488/RMIB.38.1.29](https://doi.org/10.17488/RMIB.38.1.29)

Diseño de un Prototipo de Exoesqueleto para Rehabilitación del Hombro

Design of an Exoskeleton Prototype for Shoulder Rehabilitation

Sosa-Méndez, D.¹, Arias-Montiel, M.², Lugo-González, E.³

¹División de Estudios de Posgrado, Universidad Tecnológica de la Mixteca. Huajuapán de León, Oaxaca, México.

²Instituto de Electrónica y Mecatrónica, Universidad Tecnológica de la Mixteca. Huajuapán de León, Oaxaca, México.

³CONACYT - Universidad Tecnológica de la Mixteca. Huajuapán de León, Oaxaca, México.

RESUMEN

La discapacidad motora es un problema a nivel mundial y según el censo 2010 del INEGI, en México, las personas con problemas de movilidad representan el 58.3% de la población con discapacidad. Para afrontar esta problemática, han surgido dispositivos robóticos para rehabilitación que permiten realizar terapias con precisión, eficiencia, reducción de esfuerzos físicos y la oportunidad de realizarlas en grupo. Sin embargo, estos dispositivos no pueden igualar la movilidad de los miembros a rehabilitar y su adaptación a la antropometría mexicana es limitada. En este artículo se presenta el diseño de un exoesqueleto enfocado a la población adulta mexicana con pérdida parcial de movilidad en el hombro. El objetivo es desarrollar un exoesqueleto capaz de generar los 3 movimientos básicos del hombro (flexión-extensión, abducción-aducción y rotación interna-externa), considerando las medidas antropométricas de la población objetivo. Para el diseño del prototipo se utiliza una adaptación de la metodología de diseño mecatrónico de robots. El diseño propuesto es validado cinemáticamente mediante simulaciones numéricas en Matlab® y en ADAMS™, comprobando el rango de movilidad de cada articulación. Además, se realiza el análisis de elemento finito para cuantificar los esfuerzos y las deformaciones en el exoesqueleto, verificando la selección de materiales para su manufactura.

PALABRAS CLAVE: Robótica de rehabilitación, exoesqueleto, ADAMS™.

ABSTRACT

The motor disability is a problem at the global level and according to the census 2010 from INEGI, in Mexico, people with mobility problems represent 58.3% of the population with disabilities. To face this problem, robotic devices for rehabilitation have emerged which allow to perform therapies with accuracy, efficiency, reduction of physical efforts and the opportunity to perform them in group. However, these devices may not match the mobility of the members to rehabilitate and their adaptation to the Mexican anthropometry is limited. In this article, the design of an exoskeleton focused on the Mexican adult population with partial loss of mobility in the shoulder is presented. The objective is to develop an exoskeleton capable of generating the 3 basic movements of the shoulder (flexion-extension, abduction-adduction and internal-external rotation) considering the anthropometric measurements of the target population. For the design of the prototype, an adaptation of the mechatronic design methodology for robots is used. The proposed design is validated kinematically through numerical simulations in Matlab® and ADAMS™, the numerical results prove the range of mobility of each exoskeleton joint. Moreover, a finite element analysis is carried out to quantify the stress and strain levels in the exoskeleton, verifying the selection of materials for its manufacture.

KEYWORDS: Rehabilitation robotics, exoskeleton, ADAMS™.

Correspondencia

DESTINATARIO: Deira Sosa-Méndez

INSTITUCIÓN: División de Estudios de Posgrado,
Universidad Tecnológica de la Mixteca

DIRECCIÓN: Carretera a Acatlima Km. 2.5, C. P. 69000,
Huajuapán de León, Oaxaca, México

CORREO ELECTRÓNICO: sosam.deira@gmail.com

Fecha de recepción:

15 de octubre de 2016

Fecha de aceptación:

23 de diciembre de 2016

INTRODUCCIÓN

De acuerdo con el reporte del Banco Mundial sobre discapacidad presentado en 2015 ^[1], alrededor del 15% de la población mundial (cerca de 1000 millones de personas) experimenta alguna forma de discapacidad, siendo los países en desarrollo los más afectados por esta problemática. Según el censo 2010 del Instituto Nacional de Estadística y Geografía (INEGI) ^[2], en México más del 5% de la población presenta algún tipo de discapacidad, siendo los problemas de movilidad los que representan más del 58% de las discapacidades. El aumento del número de personas que padecen alguna discapacidad motora o debilidad muscular ha motivado el desarrollo de la robótica de rehabilitación. El objetivo de esta rama emergente de la robótica de servicio es la aplicación de la tecnología para el desarrollo de dispositivos que asistan y mejoren las terapias de rehabilitación para personas con discapacidad ^[3-4].

En las terapias físicas convencionales se establecen actividades que son llevadas a cabo por el fisioterapeuta. Éstas dependen del grado de discapacidad del paciente y de la parte del cuerpo afectada. El objetivo de la rehabilitación física es rehabilitar al paciente de alguna deficiencia o discapacidad y mejorar su movilidad, habilidad funcional y calidad de vida. Sin embargo, se presentan algunos problemas en la rehabilitación y están presentes tanto para el paciente como para el terapeuta. Para el paciente las terapias son costosas y el tiempo de recuperación es largo, en el caso del especialista se presenta problemas de eficiencia (debido al desgaste físico), además no cuenta con medidas fiables del deterioro del miembro a rehabilitar, ni tampoco con medidas para evaluar el progreso de la rehabilitación implementada ^[5].

La rehabilitación asistida con robots tiene el potencial de superar algunas de las limitaciones de los métodos convencionales y puede favorecer el desarrollo de nuevos tipos de tratamientos de rehabilitación. La terapia asistida con robots puede proporcionar una rehabilitación intensiva de larga duración, sin ser afectada por las habilidades

y el nivel de fatiga del terapeuta. Además, puede reducir los costos de la terapia a largo plazo y proporcionar datos cuantitativos para evaluar el progreso de los pacientes ^[5].

Los exoesqueletos son sistemas robóticos que se acoplan al cuerpo humano de forma externa para cumplir funciones específicas y forman parte de un grupo denominado *Wearable Robots* (robots usables), estos sistemas son usados por una persona, de tal manera que la interfaz física conduce a una transferencia directa de energía mecánica y al intercambio de información. Los exoesqueletos están diseñados para coincidir con la forma y la función del cuerpo humano ^[3-4]. En años recientes, los exoesqueletos se han empleado como dispositivos orientados a la rehabilitación física ^[5-13]. En ^[14-17] se presentan amplias revisiones del estado del arte de exoesqueletos desarrollados para la rehabilitación del miembro superior. Algunos exoesqueletos para rehabilitación de miembro superior ya se encuentran disponibles comercialmente, por ejemplo: Aupa, JACE S600, JACE S603, Armeo® Spring, Armeo® Spring Pediatric, Armeo® Boom, Armeo® Power. Las principales desventajas de estos dispositivos son: las medidas antropométricas en las cuales se basa su diseño, no corresponden a las de la población mexicana y su alto costo de adquisición y de mantenimiento los hacen inaccesibles para la mayoría de las instituciones de salud en México, principalmente para aquellas que prestan sus servicios en zonas marginadas.

Los principales problemas que se presentan al desarrollar un dispositivo para rehabilitación son: determinar las tareas de movimiento que debe realizar el robot y definir el diseño mecánico apropiado para las tareas de movimiento que realiza el paciente, ya que la prescripción de éstas y la entrada mecánica restringen el diseño y el control mecánico del dispositivo robótico de terapia ^[9, 16, 18].

El objetivo del presente trabajo, es diseñar y validar un prototipo de exoesqueleto para auxiliar en las terapias de rehabilitación de pacientes con pérdida parcial de movi-

miento en el hombro. El exoesqueleto tiene 3 GDL para realizar los tres movimientos del hombro (flexión-extensión, aducción-abducción y rotación interna-externa) en rangos funcionales y es diseñado con base en las medidas antropométricas de la población mexicana adulta. El diseño es validado cinemáticamente mediante simulaciones numéricas en paquetes computacionales especializados como Matlab[®] y ADAMS[™] (Automatic Dynamic Analysis of Multibody Systems) para verificar que los rangos de movimiento cubran las necesidades de las terapias de rehabilitación.

También, se realiza el análisis de elemento finito para cuantificar los esfuerzos y las deformaciones en la estructura mecánica del exoesqueleto, validando la selección de materiales para su manufactura.

Descripción del problema

En las últimas décadas, la robótica de rehabilitación ha tenido un gran desarrollo en países de primer mundo. Sin embargo, en países en vías de desarrollo como México, es un área emergente en cuanto a investigación y desarrollo tecnológico.

En los estudios realizados sobre el estado del arte de dispositivos de rehabilitación, específicamente para el miembro superior, la presencia de desarrollos hechos en países latinoamericanos es prácticamente nula (ver ^[14-17]). Según la revisión presentada por Gopura et al. ^[16], el desarrollo de los exoesqueletos de tercera generación que actualmente se comercializan, comenzó a mediados de la primera década del siglo XXI, aunque los estudios teóricos y prácticos en los cuales se basan, datan de los años 60 del siglo pasado. Algunos de los dispositivos que actualmente se encuentran disponibles comercialmente se mencionan en la sección anterior. Estos dispositivos son desarrollados en España, Estados Unidos de Norteamérica y Suiza.

Se han explorado diversas configuraciones y formas de actuación de los exoesqueletos para la rehabilitación del miembro superior. En ^[6] se presenta una revisión de los

dispositivos robóticos de rehabilitación que usan actuadores neumáticos para su movimiento. Además, los autores presentan el diseño de un dispositivo basado en dos brazos robóticos neumáticos, cada uno con tres grados de libertad activos. Uno de los brazos robóticos controla el movimiento de la mano del paciente y el otro brazo controla el movimiento del codo. Con esta configuración se intenta reproducir la forma en la que los fisioterapeutas realizan los movimientos de terapia neuromuscular. El dispositivo está diseñado para que la terapia se realice con el paciente acostado y presenta dificultades en el desarrollo de algoritmos de control de movimiento debido a la naturaleza neumática de sus actuadores. Ganesan et al. ^[7] proponen un exoesqueleto para la rehabilitación del miembro superior con retroalimentación de sensores electromiográficos (EMG) y de una unidad de medición inercial (IMU, por sus siglas en inglés). El dispositivo cuenta con sólo 1 GDL (flexión/extensión del codo) y es controlado por el movimiento del brazo sano del paciente o del fisioterapeuta. Mao et al. ^[8-9] desarrollan un exoesqueleto con control de fuerza en el actuador final. El dispositivo tiene 5 GDL y es accionado mediante cables. Las principales ventajas de esta configuración son: la ligereza de sus componentes en comparación con otros dispositivos desarrollados para el mismo fin y el autoalineamiento con los ejes de rotación de las articulaciones humanas. Sin embargo, dada su naturaleza cinemática cerrada, el diseño y análisis cinemático, la obtención del modelo dinámico y el desarrollo de algoritmos de control de movimiento resultan sumamente complejos.

Una alternativa a los dispositivos robóticos para rehabilitación de cadenas cinemáticas cerradas, son los exoesqueletos con configuración serial. A nivel de diseño mecánico se han propuesto exoesqueletos para la rehabilitación de hombro y codo ^[10] y del miembro superior completo, incluyendo los dedos de la mano ^[11]. Este tipo de dispositivos se han complementado con interfaces audiovisuales para mejorar la calidad de las terapias en adultos ^[12] y en niños ^[13].

Con base en la revisión bibliográfica realizada, se aprecia que aún existe mucho trabajo por desarrollar para mejorar el desempeño de los dispositivos robóticos empleados para la rehabilitación física. En este artículo se plantea el diseño y la validación de un prototipo de exoesqueleto para rehabilitación del hombro, basado en las medidas antropométricas de la población mexicana adulta y con la capacidad de ajustarse a distintas longitudes y perímetros de brazo para cubrir un rango amplio de la población objetivo.

El dispositivo deberá contar con la capacidad de realizar los tres movimientos del hombro (flexión-extensión, aducción-abducción y rotación interna-externa) en rangos funcionales y cumplir con los requerimientos obtenidos a partir de encuestas realizadas a especialistas en rehabilitación física. Esta propuesta busca obtener un diseño validado para su posterior manufactura que resuelva algunos de los problemas de los dispositivos que actualmente se encuentran disponibles comercialmente, como son: el ajuste a la antropometría mexicana, incluyendo diferentes longitudes y perímetros de brazo, que los movimientos terapéuticos se puedan realizar con el paciente tanto de pie como sentado y que el dispositivo tenga un costo de desarrollo económicamente más accesible para las instituciones de salud mexicanas.

Para el diseño del exoesqueleto se usó una adaptación de la metodología de diseño mecatrónico de robots, ésta se basa en la ingeniería concurrente (CE por sus siglas en inglés), los sistemas de diseño asistido por computador (CAD por sus siglas en inglés), y la ingeniería asistida por computador (CAE por sus siglas en inglés). Se identifican y describen las tres tareas fundamentales: (1) modelado matemático de la cinemática del robot, y modelado gráfico computarizado de la configuración, (2) simulación gráfica del funcionamiento y de la acción de control y (3) la integración de las tecnologías que constituyen el nuevo dispositivo mecatrónico [19].

Antes del modelado en algún sistema CAD y el modelado matemático de la cinemática del robot, deben considerarse tres tareas: el reconocimiento de una necesidad (requerimientos del cliente), el establecimiento de las especificaciones objetivo y el diseño conceptual, las cuales permiten realizar una simulación gráfica del comportamiento del dispositivo. El diseño se centró en las siguientes actividades.

Obtención de requerimientos del cliente

Los requerimientos para el desarrollo del exoesqueleto se obtuvieron a partir de encuestas realizadas a fisioterapeutas, en donde se pidió calificar cada requerimiento con base en su importancia. Como resultado, los requerimientos se dividieron en principales y secundarios. Los primeros son: permitir los movimientos de flexión y extensión, así como de aducción-abducción del hombro, longitud y perímetro variables de brazo, ajuste de altura al hombro, aplicable a brazo derecho e izquierdo y ajuste a la localización de articulaciones, y como secundarios: permitir el movimiento de rotación interna y externa del hombro y tiempo de colocación del exoesqueleto en el paciente.

Datos antropométricos

Para los datos antropométricos correspondientes al miembro superior así como sus percentiles, se consideran los publicados en [20], en donde se midieron un total de 8,228 sujetos con un rango de edad de 2 a 85 años, el muestreo fue por conveniencia, la definición de las dimensiones y el método para medir se basó en la "Técnica Antropométrica estandarizada" [21]. Dichos estudios muestran medidas antropométricas de habitantes de Guadalajara, Ciudad de México, Guanajuato y la zona fronteriza México-EUA. El rango de población objetivo en este caso son hombres y mujeres de 18 a 68 años. Para esta población se consideran los datos que abarcan del percentil 5 al 95 (incluyendo al 90% de la población). Estos datos se consideran para el diseño del exoesqueleto y en la Tabla 1 se muestran los rangos de cada parámetro a satisfacer de acuerdo con [20].

TABLA 1: Medidas antropométricas mexicanas.

Dimensión	Mínimo	Máximo	Rango
Peso (kg)	40.5	97.3	56.8
Estatura (cm)	139.8	181.3	41.5
Altura al hombro (cm)	113.8	149.2	35.4
Longitud de brazo (cm)	24.3	55.6	31.3
Ancura máxima cuerpo (cm)	39.1	59.6	20.5
Profundidad máxima cuerpo	19.7	38.6	18.9
Perímetro brazo	20.3	35.2	14.9

Especificaciones objetivo

Se establecieron métricas dimensionales (Tabla 2, correspondiente a la antropometría de la población adulta mexicana) y funcionales (Tabla 3, correspondiente a los rangos de movimiento de la extremidad superior del ser humano según [22]). Para cada tipo de requerimiento se establecieron valores objetivo ideales (el mejor resultado

que se puede esperar) y marginalmente aceptables (valor que apenas hace viable el producto desde el punto de vista comercial). Los valores ideales comprenden el rango completo de los datos dimensionales y funcionales respectivamente, y los marginalmente aceptables consideran el promedio del rango de los valores ideales.

TABLA 2: Parámetros dimensionales.

Dimensión	Valor marginal	Valor ideal
Peso (kg)	<68.9	<97.3
Estatura (cm)	<160.5	<181.3
Altura al hombro (cm)	<131.5	<149.2
Longitud de brazo (cm)	24.3-39.9	24.3-55.6
Ancura máxima cuerpo (cm)	39.1-49.3	39.1-59.6
Profundidad máxima cuerpo	19.7-29.1	19.7-38.6
Perímetro brazo	20.3-27.7	20.3-35.2

TABLA 3: Parámetros funcionales.

Dimensión	Valor marginal	Valor ideal
Ángulo flexión hombro	90°	180°
Ángulo extensión hombro	23°-25°	45°-50°
Ángulo aducción hombro	30°-23°	30°-45°
Ángulo abducción hombro	90°	180°
Ángulo rotación interna hombro	15°	30°
Ángulo rotación externa hombro	40°	80°
Edad de pacientes (años)	>40	>20
Rehabilitación de hombro	Derecho o izquierdo	Derecho o izquierdo

En la Tabla 4, se muestra una comparativa de las principales métricas de los dispositivos comerciales que ofrecen rehabilitación del miembro superior y el propuesto en este trabajo. En este caso el prototipo propuesto cubre el 70% de los rangos para los parámetros funcionales con

excepción del movimiento de aducción y el de rotación externa (ver Tabla 4), y presenta mejoras en cuanto a los parámetros dimensionales, ya que el diseño se enfoca en la población mexicana, además de ofrecer la terapia de rehabilitación de pie o sentado.

TABLA 4: Comparativa de la competencia basada en métricas.

Dispositivo Métrica	Arneo Power	Arneo Spring	Arneo Spring Pediatric	Arneo Boom	Fisiotek	Timón para hombro	Jace S600	Jace S603	Propuesta
Ángulo flexión y extensión hombro [°]	40°-120°	P	P	P	Flexión= 0°-180°	P	-30°-0°-100°	NE	0-140°(flex) 0°-50°(ext)
Ángulo aducción y abducción hombro [°]	-169°-50° (abd)	P	P	P	0°-180° (abd)	P	40°-110°	30°-175°	0° (add) 0-90°(abd)
Ángulo Rotación interna- externa hombro [°]	0° - 90°	P	P	P	90°-0°-90°	P	60°-0°-70°	90°-0°-90°	0-30° (int) 0°-40° (ext)
Ángulo flexión y extensión codo	0° -100°	Flexión	Flexión	P	NP	NP	NE	NE	NP
Longitud del brazo [cm]	25-34	22-31	15,5-23,5	NP	NP	NP	≈20-32	≈ 20-32	≈ 24-51
Ajuste de perímetro del brazo y antebrazo	P	P	P	P	P	P	P	P	P
Altura al hombro del paciente [cm]	85-125	85-125	85-125	60-90	NE	P	70-45	88-58	≈ 79-149
Edad de pacientes	Adultos	Adultos	Niños de 4-12 años	Adultos	NE	NE	Adultos	Adultos	Personas de 18-68 años
Mecanismos de transporte	Móvil	Móvil	Móvil	Móvil	Móvil	Fijo a la pared	Móvil	Móvil	Móvil
Postura del paciente durante la terapia	*Sentado y supino	*Sentado y supino	*Sentado y supino	Sentado con flexión del hombro a 60 °	Sentado y supino (abducción y rotación).	NE	Sentado	Sentado	De pie y sentado
Peso del paciente	135 kg	NE	NE	NE	NE	NE	NE	NE	40.5-97.3 kg

P=permitido, NP= no permitido, NE=No especificado

Características generales del prototipo propuesto

El prototipo cuenta con:

- › Base móvil: para el transporte del dispositivo se usa una estructura con 4 ruedas tipo castor con seguro, así el dispositivo será portátil.
- › Ajuste de altura al hombro: se utiliza una columna telescópica con adaptación a la base móvil.
- › Ajuste de longitud y perímetro del brazo: se usan eslabones articulados unidos en sus extremos

mediante pernos; el ajuste es manual de acuerdo a la longitud del segmento del paciente y la unión del brazo al exoesqueleto es mediante bandas de velcro.

- › Movimientos del hombro: Se implementa una configuración serial de movimientos para reducir las singularidades al generar rutinas terapéuticas. Se implementa un modelo de articulaciones rotatorias simples, cubriendo los 3 grados de libertad del hombro: (1) flexión/extensión, (2) aducción/abducción y (3) rotación interna y externa.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En esta sección se presenta el prototipo CAD del exoesqueleto desarrollado en SolidWorks® y diseñado con base en los requerimientos y características descritos en la sección anterior. El análisis del diseño propuesto abarca el espacio de trabajo del exoesqueleto, la

validación cinemática para los tres movimientos del hombro y el estudio de esfuerzos y deformaciones mediante el método de elemento finito para la verificación de los materiales seleccionados.

Prototipo CAD del exoesqueleto

El prototipo consiste en una serie de eslabones mecánicos en configuración serial. Posee 3 GDL actuados de forma directa por motores rotatorios y para proporcionar la variación en la altura necesaria para implementar movimientos terapéuticos con el paciente sentado o de pie, se usa una columna telescópica en la base del prototipo. El poste que une la columna telescópica con la base del mecanismo del exoesqueleto está hecho de acero 1018 y todos los eslabones del mecanismo están hechos de aleación de aluminio 6061, a excepción del eslabón que se fija al brazo del paciente, que está fabricado de plástico PLA en impresión 3D. En la Figura 1 se muestra el dispositivo con la altura mínima de 79 cm que corresponde a la posición del paciente sentado.

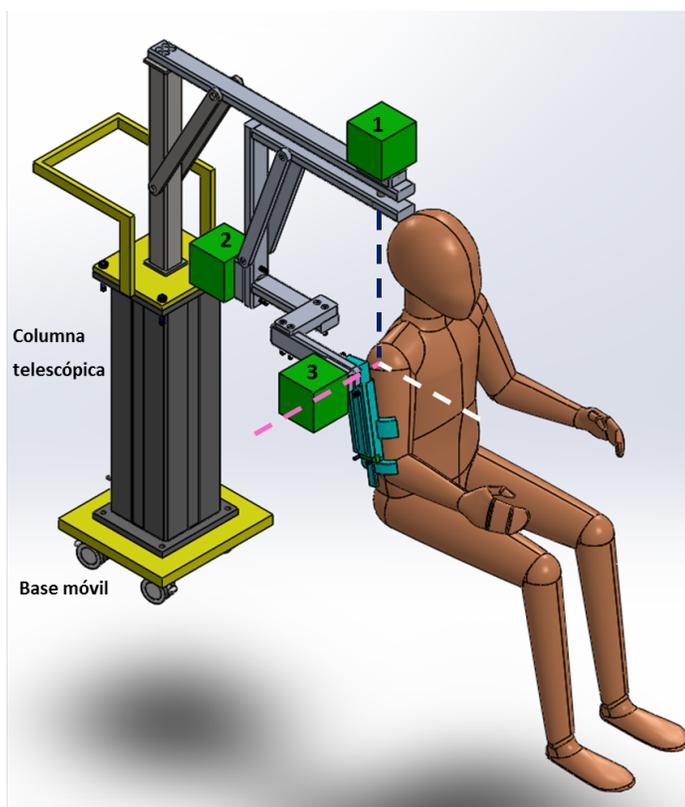


FIGURA 1: Prototipo virtual del exoesqueleto en SolidWorks® con paciente sentado: eje transversal (color rosa), eje anteroposterior (color blanco), eje vertical (color negro), (1) motor de rotación int-ext, (2) motor de add-abd y (3) motor de flex-ext.

En la Figura 2 se muestra el dispositivo con la altura máxima de 149 cm que corresponde a la posición del paciente de pie y a la columna telescópica en su carrera máxima.

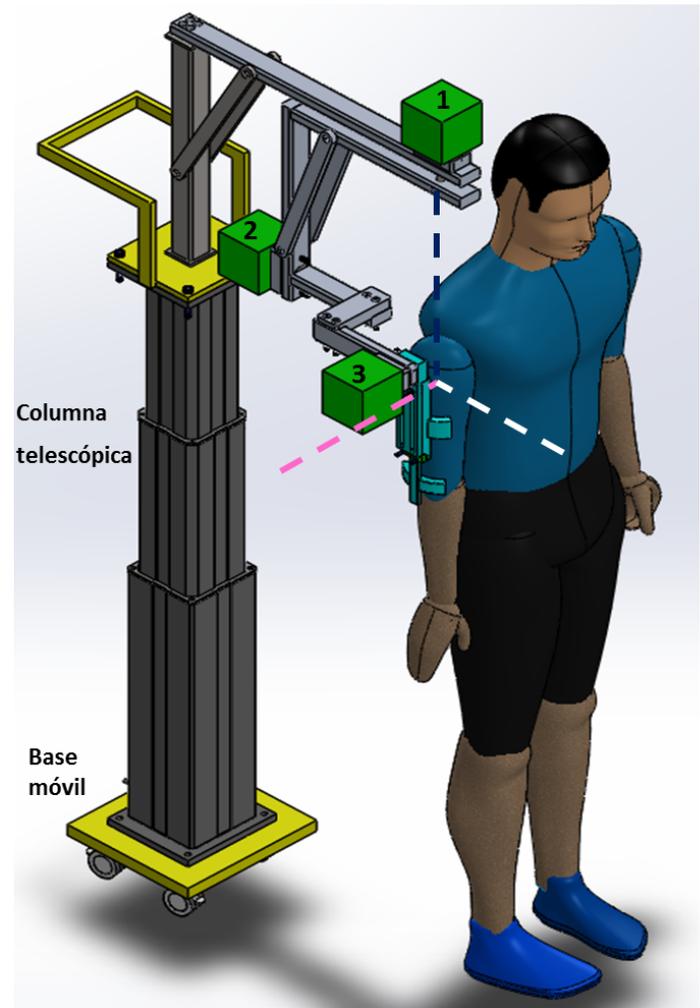


FIGURA 2: Prototipo virtual del exoesqueleto en SolidWorks® con paciente de pie: eje transversal (color rosa), eje anteroposterior (color blanco), eje vertical (color negro), (1) motor de rotación int-ext, (2) motor de add-abd y (3) motor de flex-ext.

Espacio de trabajo

El objetivo de la rehabilitación es restablecer la capacidad de realizar los movimientos de la parte afectada en los rangos que tenía el paciente antes de sufrir la lesión. Haciendo uso del software Matlab R, se obtuvo

el espacio de trabajo alcanzable del exoesqueleto con el diseño propuesto y el rango de movimientos mostrado en la Tabla 4. En la Figura 3, se muestra el alcance del brazo ($24\text{ cm}^{51}\text{ cm}$) en el espacio cartesiano considerando el centro de rotación del hombro en (0,0). Los movimientos del hombro mostrados son: flexión-extensión (color azul), abducción-aducción (color verde) y rotación interna-externa (color magenta).

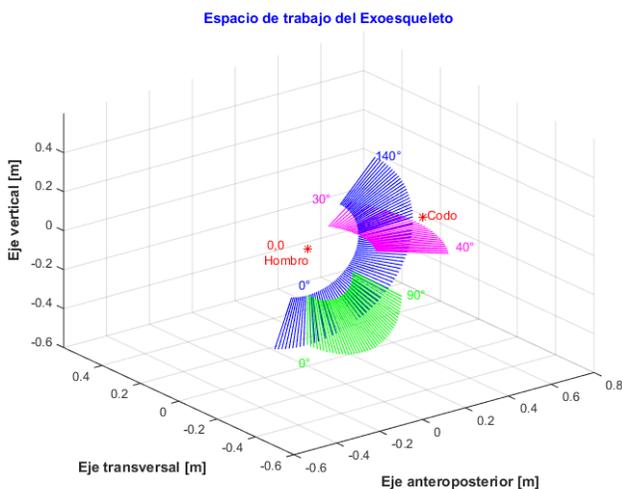


FIGURA 3: Espacio de trabajo del exoesqueleto en Matlab®: flexión-extensión del brazo (azul), abducción-aducción del brazo (verde) y rotación interna-externa del brazo (magenta).

Simulación del prototipo virtual

ADAMS™ es un programa computacional enfocado al análisis dinámico de sistemas multicuerpos cuyo principal objetivo es resolver problemas no lineales y sus capacidades se pueden extender a través del uso de co-simulaciones con otros paquetes computacionales [23]. Esta herramienta se usa para realizar la validación cinemática del diseño propuesto. Se implementan movimientos en cada GDL del exoesqueleto a partir de velocidades en los motores que accionan cada articulación del mecanismo. Estos movimientos tienen como única finalidad mostrar la capacidad de realizar los tres movimientos del hombro establecidos en los

requerimientos y verificar los rangos alcanzables. En las Figuras 4 y 5 se muestran los movimientos de flexión y abducción del hombro, respectivamente. Ambos movimientos presentan un desplazamiento de 0 a 90 grados con una velocidad angular constante de 30 grados/s. En la Figura 6, para ejemplificar el movimiento de rotación externa, primero se lleva a cabo una flexión a 90 grados y posteriormente una rotación externa a 30 grados, donde la velocidad angular del motor correspondiente se propuso de 10 grados/s.

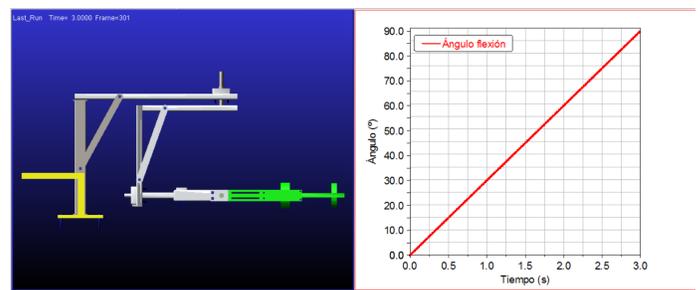


FIGURA 4: Movimiento de flexión (vista frontal).

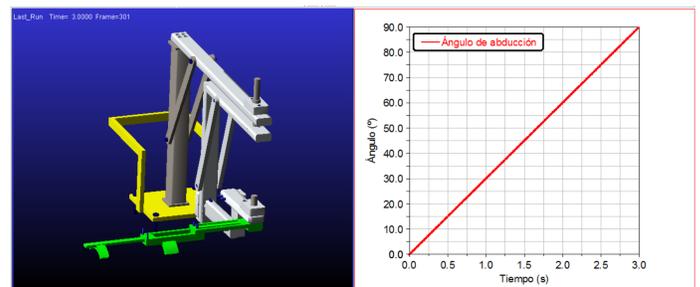


FIGURA 5: Movimiento de abducción (vista isométrica).

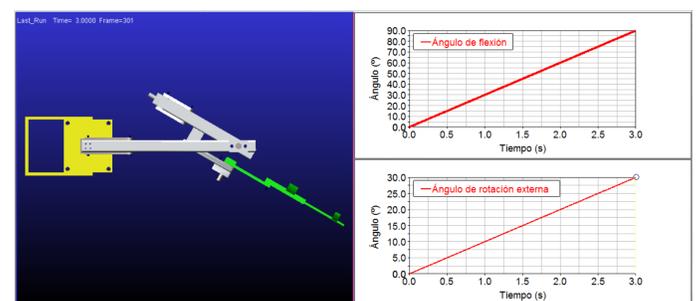


FIGURA 6: Movimiento de rotación externa (vista superior)

Es importante mencionar que estos movimientos no corresponden a trayectorias y velocidades de ejercicios terapéuticos, sino que se proponen sólo para la validación cinemática del diseño propuesto.

Para el dimensionamiento de los motores que accionarán cada GDL, se consideraron los materiales mencionados en la subsección “Prototipo CAD del exoesqueleto”. Además, que la masa del miembro superior del paciente es de 4.7 kg para una persona de 97.3 kg (parámetro dimensional ideal de peso) de acuerdo con [24] y los pesos de los motores (flex-ext=2.5 kg, add-abd= 4 kg y rotación int-ext=2.5 kg). Mediante un análisis estático considerando el caso más crítico en cada articulación (la posición en la cuál se tenga un brazo de palanca mayor con respecto al motor), los pares de torsión máximos son:

- › Flexión-extensión del hombro: 28 Nm.
- › Aducción-abducción del hombro: 35 Nm.
- › Rotación interna-externa del hombro: 28 Nm.

Estos pares de torsión fueron verificados mediante una simulación dinámica realizada con los parámetros geométricos y propiedades de materiales establecidos. Como selección preliminar basada en los resultados obtenidos, se propone el uso de servomotores *Harmonic Drive* de la serie FHA mini y FHA-C, correspondientes a cada uno de los pares de torsión ya mencionados.

Análisis por elemento finito de la estructura mecánica

El análisis se efectuó en SolidWorks Simulation®. La posición de trabajo en la cual se encuentra el dispositivo durante la simulación es con una flexión a 90 grados y considerando la longitud máxima del brazo (51 cm), siendo ésta la posición donde la estructura presenta la carga máxima debido a que se presenta el mayor brazo de palanca. Se analizaron los esfuerzos considerando la teoría de fallas de la energía de distorsión para materia-

les dúctiles [25], así como las deformaciones que sufre la estructura. Los esfuerzos encontrados se muestran en la Figura 7 y se detallan a continuación:

- › El esfuerzo máximo se presenta en el eje de rotación interna-externa con un valor de 182.8 MPa. Dado que el esfuerzo a la fluencia del acero 1020 es de 390 MPa [25], se tiene un factor de seguridad de 2.13 (aceptable).
- › El esfuerzo en el eje de abducción-aducción es de 60.4 MPa, bajo las mismas consideraciones que en el caso anterior, se tiene un factor de seguridad de 6.45 (aceptable).
- › El esfuerzo en el eje de flexión-extensión es de 45.6 MPa, con un factor de seguridad de 8.55 (aceptable).

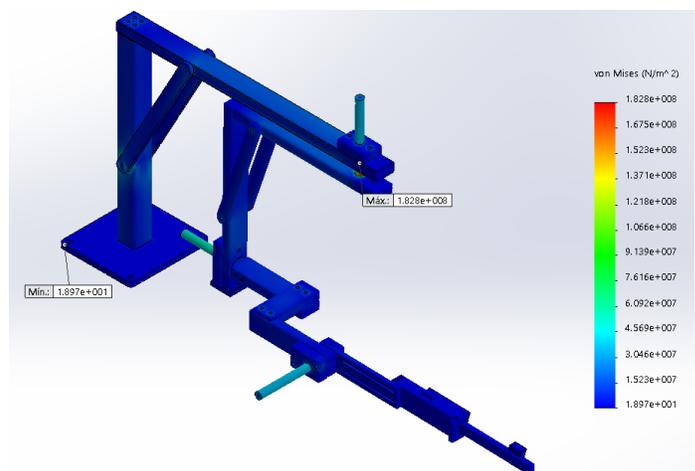


FIGURA 7: Esfuerzos de Von Mises en la estructura: el color rojo indica el esfuerzo máximo y el azul indica el mínimo.

El esfuerzo máximo en las piezas de aluminio es de 35.9 MPa y considerando una resistencia a la fluencia de 169 MPa [25], se tiene un factor de seguridad mínimo de 4.7. Estos factores de seguridad hacen al dispositivo mecánicamente seguro y factible para realizar las tareas para las cuales está diseñado. La deformación total sufrida por la estructura es de 21.0 mm, este desplazamiento se encuentra a la altura del codo, como se observa en la Figura 8. Es importante mencionar que esta deformación es absoluta y medida a partir de la

condición de empotramiento considerada en la unión del mecanismo con la columna telescópica. Para el caso de la deformación unitaria máxima presentada en la estructura es de $608.6 \mu m$ encontrándose a la altura del brazo como se observa en la Figura 9.

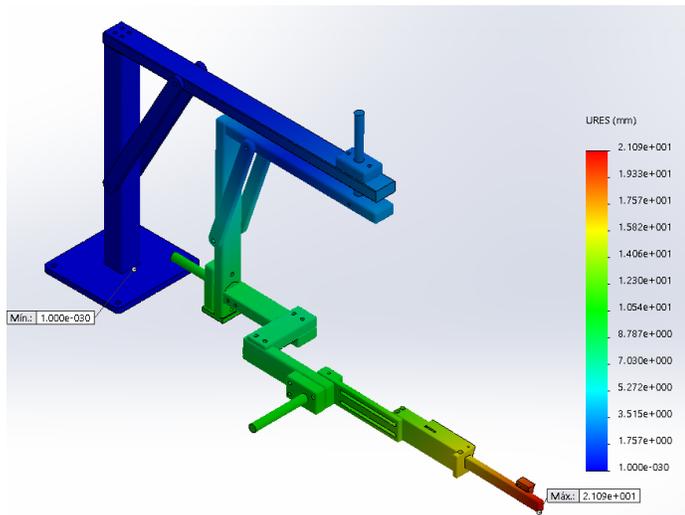


FIGURA 8: Deformación total sufrida por la estructura: el color rojo indica la deformación máxima y el azul indica la deformación mínima.

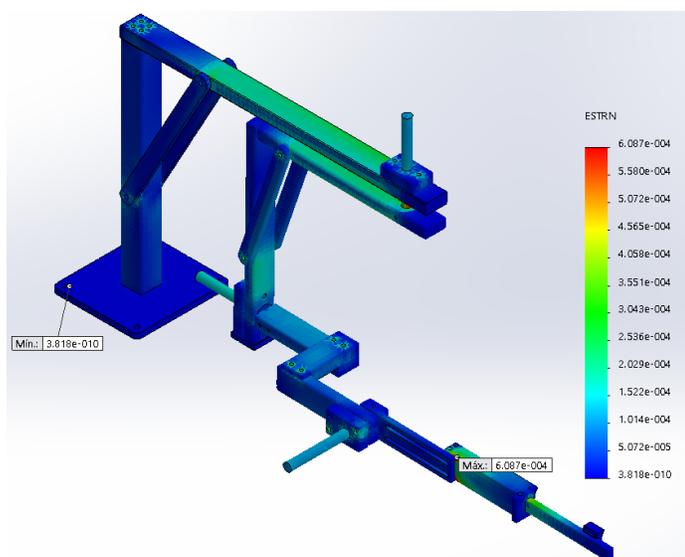


FIGURA 9: Deformación unitaria en la estructura: el color rojo indica la deformación máxima y el azul indica la deformación mínima.

Debido al rango de variación correspondiente al perímetro del brazo obtenido de los datos antropométricos de la población adulta mexicana, se puede presentar un ligero desalineamiento de los ejes de rotación del exoesqueleto con respecto a los correspondientes a los del hombro humano. En las simulaciones realizadas en SolidWorks® y ADAMS™, coinciden los ejes de rotación del exoesqueleto con los del hombro, por lo cual se disminuyen los errores URES (mm) en la ubicación de los ejes de rotación (ver Figura 1 y Figura 2).

Al realizar las simulaciones es posible llevar a cabo los rangos de movimientos ideales propuestos en el diseño, esto debido a que el software considera condiciones ideales de postura del paciente y del exoesqueleto, es decir, los ejes de rotación del hombro del paciente coinciden con los del exoesqueleto, aunque en condiciones reales se puede presentar una no coincidencia de estos ejes, debido principalmente al ajuste de la antropometría humana con el exoesqueleto.

CONCLUSIONES

En este artículo se presentó una propuesta de diseño para un exoesqueleto para auxiliar en tareas de rehabilitación física para personas con problemas de movilidad en el hombro. El dispositivo propuesto intenta solventar algunas de las problemáticas que presentan los dispositivos estudiados en el estado del arte, tanto a nivel comercial como en lo referente a la investigación, enfocando el diseño a una población objetivo mexicana y haciendo factible su adaptación a diferentes longitudes y perímetros del brazo. Además, el prototipo propuesto, brinda la posibilidad de realizar la terapia con el paciente sentado o de pie.

El diseño se validó cinemáticamente mediante simulaciones numéricas que muestran que el exoesqueleto desarrollado cubre el 90% de la población objetivo (adultos mexicanos entre 18 y 68 años), además de cumplir con los tres movimientos elementales en el hombro.

Respecto a los rangos de movimiento: 140 *grados* en flexión (corresponde al 78% del valor ideal propuesto), 50 *grados* en extensión (valor ideal propuesto), 90 *grados* en abducción (corresponde al valor marginalmente aceptable), 0 *grados* en aducción (no cumple con el valor marginalmente aceptable), 30 *grados* en rotación interna (valor ideal propuesto) y 40 *grados* en rotación externa (corresponde al valor marginalmente aceptable), la longitud del brazo considerada en el diseño varía de 24.0 *cm* a 51.0 *cm*, lo que corresponde a un 91% del rango ideal propuesto. La principal limitante en el cumplimiento de los parámetros son las condiciones mecánicas debidas a los elementos y a la posición anatómica inicial del paciente.

También se realizó el análisis por elemento finito de la estructura mecánica del exoesqueleto, el cual concede un factor de seguridad mínimo de 2.13, lo cual

hace factible la construcción del dispositivo con los parámetros de diseño utilizados y los materiales propuestos. El porcentaje de deformación total sufrido por la estructura depende directamente de la longitud del brazo y el peso del paciente.

Actualmente el exoesqueleto se encuentra en fase de manufactura para contar con el prototipo físico que permita validar experimentalmente los resultados mostrados en este trabajo.

AGRADECIMIENTOS

El primer autor agradece al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT) por la beca otorgada bajo el CVU No. 642069. Los autores agradecen al CONACyT por el apoyo a este trabajo a través del proyecto No. 621 del programa de Cátedras.

REFERENCIAS

- [1] World Bank, "Disability", 2015. En línea: [http://www.worldbank.org/en/topic/disability/overview#1\[2\]](http://www.worldbank.org/en/topic/disability/overview#1[2]) Instituto Nacional de Estadística y Geografía, "Discapacidad en México", México, 2010. En línea: <http://cuentame.inegi.org.mx/poblacion/discapacidad.aspx?tema=P>
- [2] Pons JL. Wearable robots: biomechatronic exoskeletons. John Wiley & Sons, 2008. DOI: [10.1002/9780470987667](https://doi.org/10.1002/9780470987667)
- [3] Rocon E, Pons JL. Exoskeletons in Rehabilitation Robotics: Tremor Suppression. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2011. DOI: [10.1007/978-3-642-17659-3](https://doi.org/10.1007/978-3-642-17659-3)
- [4] Xie S. Advanced Robotics for Medical Rehabilitation: Current State of the Art and Recent Advances. Springer International Publishing, 2016. DOI: [10.1007/978-3-319-19896-5](https://doi.org/10.1007/978-3-319-19896-5)
- [5] Morales R, Badesa FJ, García-Aracil N, Sabater JM, Pérez-Vidal C. "Pneumatic robotic systems for upper limb rehabilitation", Medical & Biological Engineering & Computing, vol. 49, no. 10, pp. 1145-1156, 2011. DOI: [10.1007/s11517-011-0814-3](https://doi.org/10.1007/s11517-011-0814-3)
- [6] Ganesan Y, Gobee S, Durairajah V. "Development of an upper limb exoskeleton for rehabilitation with feedback from EMG and IMU sensor", Procedia Computer Science, vol. 76, pp. 53-59, 2015. DOI: [10.1016/j.procs.2015.12.275](https://doi.org/10.1016/j.procs.2015.12.275)
- [7] Mao Y, Agrawal SK. "Design of a Cable-Driven Arm Exoskeleton (CAREX) for Neural Rehabilitation", IEEE Transactions on Robotics, vol. 28, no. 4, pp. 922-931, 2012 DOI: [10.1109/TRO.2012.2189496](https://doi.org/10.1109/TRO.2012.2189496)
- [8] Mao Y, Jin X, Dutta GG, Scholz JP, Agrawal SK. "Human movement training with a cable driven arm exoskeleton (CAREX)", IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, vol. 23, no. 1, pp. 84-92, 2015. DOI: [10.1109/TNSRE.2014.2329018](https://doi.org/10.1109/TNSRE.2014.2329018)
- [9] Ayala-Lozano JF, Urriolagoitia-Sosa G, Romero-Angeles B, Miguel TS, René C, Aguilar-Pérez LA, et al. "Mechanical design of an exoskeleton for upper limb rehabilitation", Revista Colombiana de Biotecnología, vol. 17, no. 1, pp. 79-90, 2015. DOI: <http://dx.doi.org/10.15446/rev.colomb.biote.v17n1.44188>
- [10] Ma G, Lin M, Wang Q. "Mechanical design of a whole-arm exoskeleton rehabilitation robot based on PNF", in Proc. of 13th International Conference on Ubiquitous Robots and Ambient Intelligence (URAI), Xian, China, pp. 777-780, 2016. DOI: [10.1109/URAI.2016.7733980](https://doi.org/10.1109/URAI.2016.7733980)
- [11] Díez JA, Catalán JM, Lledó LD, Badesa FJ, Garcia-Aracil N. "Multimodal robotic system for upper-limb rehabilitation in physical environment", Advances in Mechanical Engineering, vol. 8, no. 9, pp. 1-8, 2016. DOI: [10.1177/1687814016670282](https://doi.org/10.1177/1687814016670282)
- [12] Keller U, van Hedel HJA, Klamroth-Marganska V, Riener R. "ChARMin: The first actuated exoskeleton robot for pediatric arm rehabilitation", IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, vol. 21, no. 6, pp. 2201-2213, 2016. DOI: [10.1109/TMECH.2016.2559799](https://doi.org/10.1109/TMECH.2016.2559799)
- [13] Lo HS, Xie SQ. "Exoskeleton robots for upper-limb rehabilitation: state of the art and future prospects", Medical Engineering & Physics, vol. 34, no. 3, pp. 261-268, 2012. DOI: [10.1016/j.medengphy.2011.10.004](https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2011.10.004)
- [14] Maciejasz P, Eschweiler J, Gerlach-Hahn K, Jansen-Troy A, Leonhardt S. "A survey on robotic devices for upper limb rehabilitation", Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, vol. 11, no. 3, pp. 1-29, 2014. DOI: [10.1186/1743-0003-11-3](https://doi.org/10.1186/1743-0003-11-3)
- [15] Gopura RARC, Bandara DSV, Kiguchi K, Mann GKI. "Developments in hardware systems of active upper-limb exoskeleton robots: A review", Robotics and Autonomous Systems, vol. 75, pp. 203-220, 2016, DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.robot.2015.10.001>
- [16] Sheng B, Zhang Y, Meng W, Deng C, Xie S. "Bilateral robots for upper-limb stroke rehabilitation: State of the art and future prospects", Medical Engineering & Physics, vol. 38, no. 7, pp. 587-606, 2012. DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.medengphy.2016.04.004>
- [17] Van Der Loos HM, Reinkensmeyer DJ. "Rehabilitation and health care robotics", en Springer Handbook of Robotics, B. Siciliano and O. Khatib (Eds.): Springer, 2008, ch. 54, pp. 1223-1251. DOI: [10.1007/978-3-540-30301-5_54](https://doi.org/10.1007/978-3-540-30301-5_54)
- [18] Carvajal-Rojas JH, "Metodología de diseño mecatrónico de robots", Épsilon, no. 4, pp. 91-101, 2005.
- [19] Chaurand RA, León LRP, Muñoz ELG. Dimensiones antropométricas de población latinoamericana. Universidad de Guadalajara, Centro Universitario de Arte, Arquitectura y Diseño, División de Tecnología y Procesos, Departamento de Producción y Desarrollo, Centro de Investigaciones en Ergonomía, 2001.
- [20] Hertzberg HT. "The conference on standardization of anthropometric techniques and terminology", American Journal of Physical Anthropology, vol. 28, no. 1, pp. 1-16, 1968.
- [21] Kapandji AI. Fisiología articular. Tomo 1: Miembro superior, 6a edición, Maloine, 2006.
- [22] McConville JB. Introduction to Mechanical Systems Simulation Using ADAMS. SDC Publications, 2015.
- [23] Le Veau B, Williams M, Lissner HR. Biomecánica del movimiento humano de Williams y Lissner. Trillas, 1991.
- [24] Budynas RG, Nisbett JK. Diseño en Ingeniería Mecánica de Shigley. 9a edición, McGraw Hill, 2012.