

Desarrollo de un exoesqueleto para la rehabilitación de miembros superiores

LÓPEZ-CAMACHO, Fabián*†, SERNA-HERNÁNDEZ, Luis y OLGUÍN-CAMACHO, Juan.

Recibido Abril 22, 2016; Aceptado Junio 15, 2016

Resumen

Actualmente la robótica se presenta como una de las áreas con mayor impacto en la vida diaria, por su exactitud y nivel de control se han logrado desarrollos importantes en la medicina a partir de la robótica y en específico la rehabilitación, en donde los exoesqueletos se muestran como una de las mejores alternativas por armonizar con el comportamiento del cuerpo humano. El presente trabajo reporta el diseño y construcción de un dispositivo exoesquelético de dimensiones variables, aplicado en la asistencia para rehabilitación de hombro y codo, el cuál fue desarrollado a partir de los movimientos principales de estos, obteniendo así una cadena cinemática abierta de cinco grados de libertad. Para la delimitación de las dimensiones del exoesqueleto se tomaron en cuenta las características antropométricas de la población mexicana, las cuales fueron implementadas en un sistema CAD-CAM-CAE, obteniendo como resultado un modelo tridimensional, al que se le aplicó un estudio de esfuerzos y se determinó el espacio de trabajo para cada articulación, realizándose una comparativa contra los movimientos articulares del hombro y codo mediante la implementación física del exoesqueleto, se observó que la configuración propuesta es compatible con los movimientos presente en los miembros superior del cuerpo humano.

Diseño, Cadena Cinemática, Antropometría, sistemas CAD-CAM-CAE

Abstract

Nowadays robotics is presented as one of the sciences with largest impact in daily life. Because of its accuracy and controlling level several important developments have been achieved in medicine thanks to robotics specifically in rehabilitation where exoeskeletons are presented as one of the best alternatives to replace some human body function. This work reports the design and construction of an exoeskeleton with variable dimensions, it is applied in assistance for shoulder and elbow rehabilitation considering their main movements. It was obtained a five degrees of freedom open kinematic chain. To determine the dimension of the exoeskeleton it was taken into account the anthropomorphic characteristics of Mexican population which were implemented in a CAD-CAM-CAE system, as a result it was obtained a tridimensional model and an effort test was applied to it. The working space was determined for each of the joints. The prototype was compared to the shoulder and elbow movements. It was verified that the proposed design is compatible with the movements of the human upper body.

Design, kinematic chain, anthropometry, CAD-CAM-CAE systems

Citación: LÓPEZ-CAMACHO, Fabián, SERNA-HERNÁNDEZ, Luis y OLGUÍN-CAMACHO, Juan. Desarrollo de un exoesqueleto para la rehabilitación de miembros superiores. Revista de Tecnología e Innovación 2016, 3-7: 1-12

* Correspondencia al Autor (Correo electrónico: jolguin@iteshu.edu.mx)

† Investigador contribuyendo como primer Autor.

Introducción

El desarrollo de exoesqueletos con fines de rehabilitación se ha convertido en una actividad de interés, puesto que la combinación con la antropometría del ser humano conlleva beneficios en el mejoramiento de sus capacidades mediante un acoplamiento entre la persona y un dispositivo exoesquelético, permitiendo así transmitir potencia mecánica al usuario en la corrección de movimientos.

Ayala, et al [1] reportan el diseño de un exoesqueleto de miembros superiores enfocado a la rehabilitación, en el cual realizaron los cálculos del diseño estructural del brazo, antebrazo y hombro, estos componentes fueron diseñados con longitudes variables en un rango definido con la finalidad de ajustarse a un grupo de usuarios, obteniendo con ello un exoesqueleto que integró movimientos de flexo-extensión sagital, abducción frontal y flexo-extensión horizontal; Gutiérrez, et al [2] presentan el diseño e implementación de una estructura que sujeta el brazo del usuario. Se analizó la resistencia que puede ejercer el paciente al hacer un movimiento con el apoyo de un grupo de fisioterapeutas, de las cuales se realizó el análisis de las diferentes rutinas realizadas en cada terapia y se determinó que la velocidad máxima para el giro de los tres grados de libertad; Badesa, et al [3] presentan un sistema robótico dual para la rehabilitación de miembros superiores mediante el método Kabat, el diseño se basó en el concepto de generar una cadena cinemática cerrada entre el brazo del usuario y el exoesqueleto, buscando guiar el codo del usuario, del cual reportan la simulación de graficas de movimiento desarrollado por la cadena cinemática de cuatro grados de libertad; Lugo, et al [4] presentan el diseño de un exoesqueleto de extremidades inferiores el cual se desarrolló en tres áreas: biomecánica, diseño mecánico y sistema de control.

A partir de estas, se simularon los movimientos de una marcha completa atendiendo las restricciones cinemáticas de un usuario específico. El exoesqueleto constó de 3 grados de libertad por pierna y un grado más de movimiento de rotación de la cadera; Tibaduiza, et al [5] reportan el desarrollo de un exoesqueleto de brazo, mediante simulación. El diseño de este consistió en un análisis de la biomecánica, antropometría humana y de los mecanismos de actuación. El modelo biomecánico se realizó atendiendo a los parámetros de Hanavan, en seis segmentos acoplados; Narvaez, et al [6] desarrollaron un exoesqueleto para la rehabilitación de mano en una persona que presenta daño por eventos cerebro-vasculares. El sistema consistió en una base que recubre la mano por el dorso sirviendo de plataforma para cada uno de los dedos, contando con diez grados de libertad, cinco para sujeción y cinco para proporcionar flexibilidad a los movimientos; Rincon, Amar y Torres [7] implementaron un prototipo de rehabilitación para extremidades superiores, atendiendo a la flexión del brazo buscando brindar al usuario estabilidad, fuerza y movimiento en el proceso de rehabilitación, el diseño consistió en un dos etapas: el moldeado en yeso de las extremidades de un sujeto de estudio y el posterior vaciado en acrílico, con lo cual generaron un sistema de dos grados de libertad para la flexión del hombro y codo; Aguirre [8] presenta el diseño y construcción de un exoesqueleto controlado con señales mioeléctricas. La estructura fue diseñada en simulación 3D realizado en Autodesk Inventor® y construida en acrílico, el resultado del diseño fue un exoesqueleto de dos grados de libertad, ubicados en las articulaciones del brazo y codo; Singaña, et al [9] reporta un exoesqueleto enfocado a la rehabilitación de los movimientos del hombro.

El diseño estructural se realizó en Solidworks® y ANSYS® buscando acoplar la cinemática del cuerpo y la del dispositivo desarrollado, obteniendo un sistema de seis grados de libertad.

De los trabajos anteriores se observa la necesidad de acotar las dimensiones del exoesqueleto enfocándose a las de un grupo de estudio, además de la necesidad de la generación de estructuras que se ajusten al movimiento del cuerpo. El presente trabajo reporta el desarrollo de un exoesqueleto para la rehabilitación de miembros superiores, tomando en cuenta la antropometría de la población mexicana.

Desarrollo

En el presente trabajo se desarrolló un exoesqueleto para la rehabilitación de miembros superiores, teniendo en cuenta la antropometría de la población mexicana tratada en [10], así como la biomecánica involucrada en los movimientos de abducción-aducción, flexión-extensión y pronación-supinación [11], para el hombro y flexión-extensión y pronación-supinación para el codo [12]. Para ello se generó un modelo tridimensional en el software Solidworks® [13] 2016, al cual se le implementó un estudio por elemento finito en el ensamble sometido a movimientos de rotación en sus articulaciones. Posteriormente se generaron los códigos G, necesarios para su fabricación, mediante una implementación directa en un sistema CAM para un controlador FANUC 0i-MB. Al realizar la simulación de los movimientos de brazo y codo se determinaron los espacios de trabajo de cada articulación basados en lo reportado por [11,12], lo cual fue comparado con la implementación directa del exoesqueleto y su medición por medio de un transductor rotacional.

Antropometría

Atendiendo a las necesidades de la población mexicana, se determinó la implementación de un exoesqueleto que abarcara a la población que comprende las edades de 19 a 24 años. Lo anterior basado en lo reportado por [11,12,14], en donde se observan una mayor incidencia en accidentes que implican rehabilitación de brazo y codo, así como las longitudes estándar de estos. En la Tabla 1 se muestran las dimensiones de las extremidades superiores en este grupo de estudio.

Dimensiones	19 a 24 años n=(97)				
	Porcentiles (mm)				
	X	D.E	5	50	94
Alcance brazo frontal	682	39	618	679	746
Alcance brazo lateral	784	36	725	782	843

Tabla 1 Longitudes de miembros superiores de la población mexicana, tomado de [10].

De las magnitudes de la Tabla 1 se propuso tomar en cuenta una desviación del 5% con la finalidad de ampliar la cobertura de servicio del exoesqueleto.

Biomecánica

Para dar una mayor funcionalidad al exoesqueleto se determinaron los grados de libertad del hombro los cuales son una combinación de pares cinemáticos rotacionales. Atendiendo a lo reportado por [11,12], se determinaron los siguientes movimientos: i) abducción-aducción, ii) flexión-extensión, iii) pronación-supinación.

Para el hombro se tiene que el movimiento de abducción-aducción que presenta un rango de trabajo de 0° a 180° [11], que consta de un movimiento rotacional en el plano frontal Figura 1a.

El movimiento articular de flexión-extensión tiene un rango de operación de 0° a 180° para la flexión y de 0° a 40° para la extensión los cuales se desarrollan mediante rotaciones en el plano sagital como se puede observar en la figura 1b. El movimiento de pronación-supinación, mostrado en la Figura 1c, se da en el plano transversal y consta de dos fases: la primera consta del movimiento de pronación que tiene un rango de trabajo de 0° a 80° y la segunda corresponde al movimiento de supinación que tiene un margen de 0° a 110° .

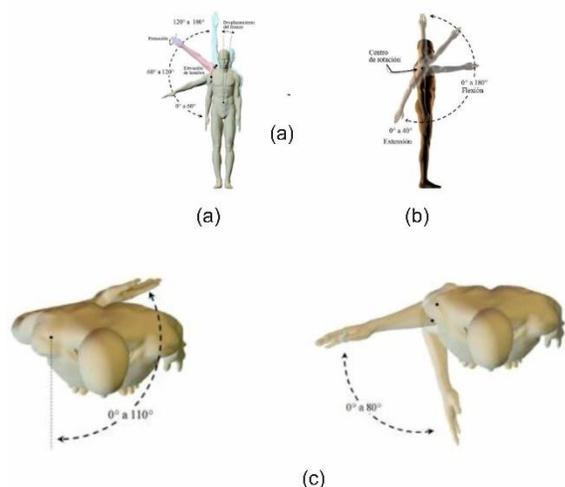


Figura 1 Movimientos articulares del hombro: (a) abducción-aducción, (b) flexión-extensión y (c) pronación-supinación, tomado de [11].

Para el codo se observan los movimientos de flexión-extensión mostrados en la figura 2, que consiste en un movimiento rotacional en el plano sagital, que marca un espacio de trabajo de 0° a 140° para la flexión y de 0° a -145° para la extensión [12].

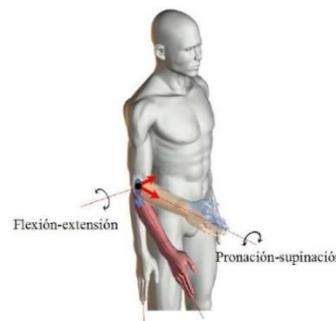


Figura 2 Movimientos articulares del codo: flexión-extensión y pronación-supinación, tomado de [12].

La pronación-supinación del codo, se realiza en el plano transversal, en donde la pronación presenta un rango de trabajo de 0° a 90° y la supinación de 0° a 85° como se observa en la Figura 2.

Cabe mencionar que los planos de trabajo son mostrados en la figura 3. Los cuales dan referencia a los movimientos articulares previamente descritos.

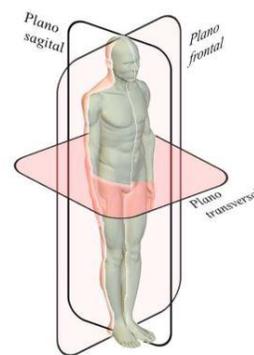


Figura 3 Planos de trabajo del cuerpo humano tomados como referencia para los movimientos articulares, tomada de [12].

Atendiendo a la Figura 3, se dispusieron los mismos planos en el modelo 3D del exoesqueleto.

Modelo tridimensional

Atendiendo al estudio biomecánico del apartado anterior se dispuso la geometría mostrada en la Figura 4. La cual tiene cinco grados de libertad que son enumerados de forma ascendente a lo largo de la cadena cinemática abierta propuesta para el presente trabajo.

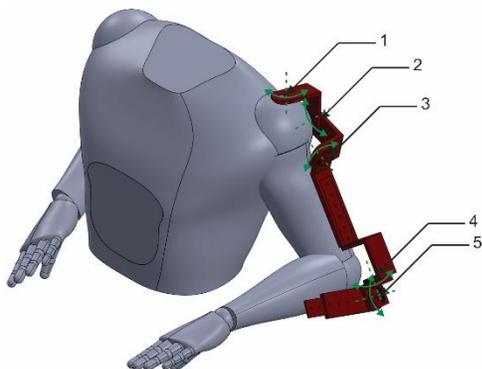


Figura 4 Configuración del exoesqueleto.

Para los movimientos articulares del hombro se plantearon los siguientes grados de libertad para su ejecución: para abducción-aducción el grado de libertad 2; para flexión-extensión los grados 2 y 3; mientras que para la pronación-supinación se utilizó una combinación de los grados 1, 2 y 3.

Para los movimientos articulares del codo, se formularon los siguientes grados de libertad: en la flexión-extensión el grado 5; mientras que para la pronación-supinación el grado 4.

Por otra parte es apreciable la cantidad de eslabones del exoesqueleto los cuales fueron formulados atendiendo a las características antropométricas de la población de estudio. En la Figura 5 se presenta una vista explosionada que muestra los eslabones de la cadena cinemática desarrollada.

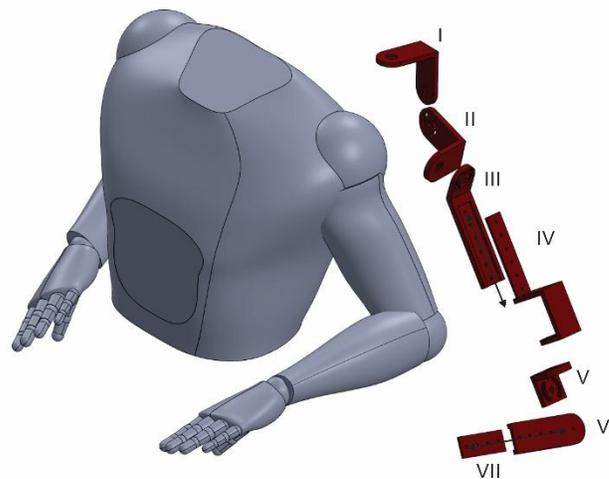


Figura 5 Eslabones del exoesqueleto.

Es apreciable que los eslabones I y II están basados en las dimensiones del hombro de la población estudiada; mientras que los eslabones III y IV están referenciados con el brazo, es posible apreciar que entre estos dos elementos existe un ensamble configurable en función de las longitudes posibles dentro del grupo de estudio, además se observa una concavidad en el eslabón IV el cual está pensado para la inclusión de un servomotor, cabe mencionar que su ubicación fue determinada para evitar que dicho motor interfiriera con la cinemática del movimiento del miembro superior; los eslabones V, VI y VII se relacionan con las dimensiones del antebrazo, en donde el eslabón V funciona como un acoplamiento entre el brazo y antebrazo, mientras que los electos VI y VII tienen una relación de ensamble equivalente a la de los eslabones III y IV.

Simulación

Asumiendo el promedio estático del exoesqueleto se realizó un análisis de elemento finito en el Software Solidworks® 2016 [13] de cada movimiento articular del miembro superior, seleccionando un material de aluminio de aleación 1060.

De igual forma se determinaron condiciones de frontera en el exoesqueleto proponiendo una geometría fija en el eslabón I, y teniendo en cuenta unas fuerzas distribuidas de 64.74N de acuerdo a lo reportado en [15] que es aplicada a lo largo de las secciones de estudio, en función a la dinámica del cuerpo.

Atendiendo las consideraciones tratadas en las secciones anteriores, se realizó la simulación por elemento finito en las posiciones finales de los movimientos articulares.

Abducción-aducción del hombro. Se consideran las posiciones finales de los dos movimientos, los cuales se observan en las Figuras 6a y 6c, es observable que el movimiento de aducción es consistente con el estado de reposo del cuerpo.

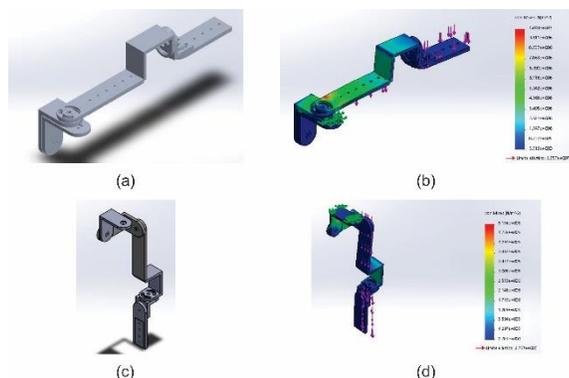


Figura 6 Simulación de elemento finito de los movimientos de abducción-aducción del hombro.

Al realizar la simulación de elemento finito se observa que los puntos de mayor esfuerzo se encuentran en las uniones proximas al cuerpo, como se muestra en las Figuras 6b y 6d, para la abducción se localizó en el eslabón III con un valor de 10.48 MPa y para el movimiento de aducción se encontró en el eslabón I con un esfuerzo de 5.156 MPa.

Flexión-extensión del hombro. Estudiando las posiciones finales de estos movimientos articulares se determinaron las configuraciones mostradas en las Figuras 7a y 7c correspondientes a la flexión y extensión respectivamente.

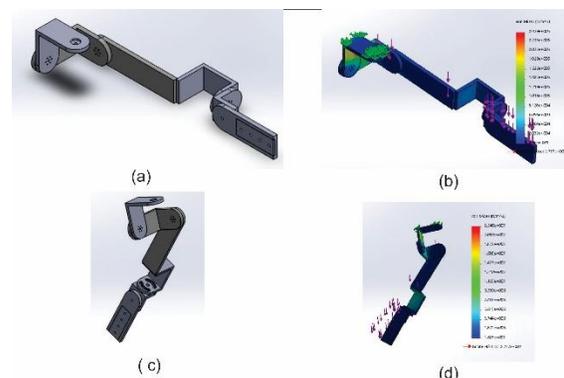


Figura 7 Simulación de elemento finito de los movimientos de flexión y extensión del hombro.

De las simulaciones por elemento finito de las presentes configuraciones se observó que el elemento con mayor esfuerzo fue el eslabón I, con valores de 0.2439 MPa y 22.46 MPa, para la 3 y extensión respectivamente.

Pronación-supinación del hombro. Observando los ángulos finales de los presente movimientos articulares se realizaron las configuraciones mostradas en las Figuras 8a y 8c, donde se muestra como referencia el plano frontal para identificar la configuración de pronación y supinación con respecto a este eje.

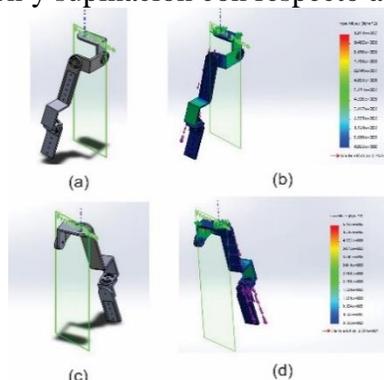


Figura 8 Simulación de elemento finito de los movimientos de pronación-supinación del hombro.

De las Figuras 8b y 8d, se determinan zonas de concentración de esfuerzos en los eslabones I, II y IV, donde el mayor esfuerzo esta localizado en el eslabon I, con valores de 10.34 MPa y 6.162 MPa para la pronación y supinación respectivamente.

Flexión-extensión del codo. La configuración para el movimiento de flexión del codo se muestra en la Figura 9, esta consistio en la rotación del eslabón VI respecto al V. Al estudiar la dinamica de la extensión del codo es apreciable en la Figura 2, que este coincide con la posición de reposo de cuerpo y al mismo tiempo con la posición de extensión del hombro, por lo cual los resultados de la simulación son iguales para los tres casos citados, y son mostrados en las Figuras 6c y 6d.

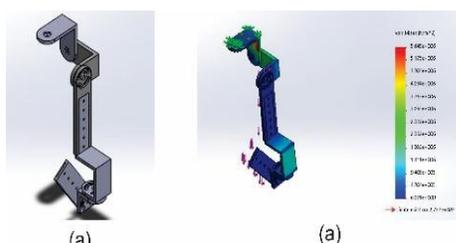


Figura 9 Simulación de elemento finito del movimiento flexión del codo.

Del analisis de elemento finito se determina que el mayor esfuerzo es de 5.645 Mpa se ubica en el eslabón I.

Pronación-supinación del codo.

Atendiendo a las características de la pronación y supinación del codo descritas previamente se determinaron las posiciones mostradas en las Figuras 10a y 10c, en donde es apreciable que los movimientos esta dados en espejo.

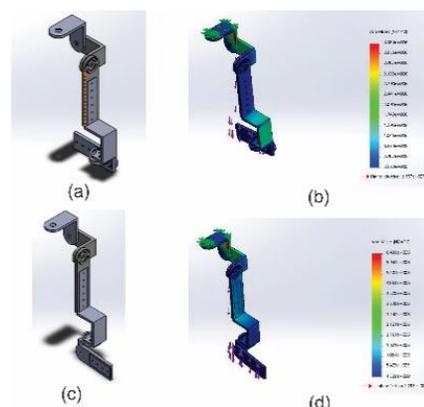


Figura 10 Simulación de elemento finito de los movimientos de pronación-supinación del codo.

Al realizar la simulación por elemento finito se determina que en los dos casos el elemento con mayor esfuerzo es el eslabon I, con valores de 4.184 MPa y 6.483MPa para la pronación y supinación respectivamente.

Espacio de trabajo

Conociendo las configuraciones del exoesqueleto desarrollado, se realizó la simulación en Matlab® [16] 2012 de los movimientos de: abducción, flexión, extensión, pronación y supinación para el hombro y flexión, extensión, pronación y supinación para el codo. Los cuales se compararon con los datos adquiridos de la implementación física de cada movimiento articular mediante un encoder incremental con una exactitud de 1024 cuantas por revolución.

En la Figura 11 se muestran las simulaciones del espacio de trabajo correspondientes a los movimientos articulares.

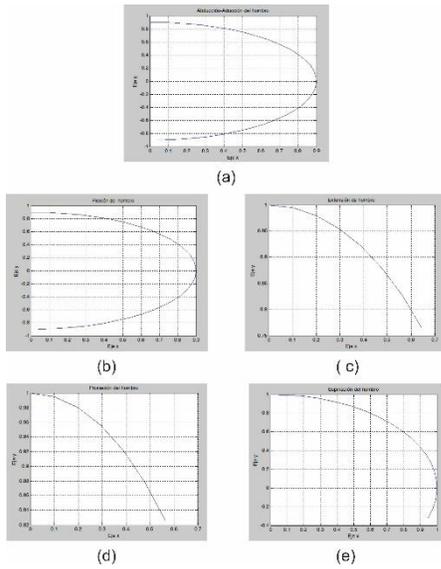


Figura 11 Simulación espacios de trabajo para movimientos articulares del hombro.

Las Figuras 11a,11b, 11c, 11d y 11e muestran el espacio de trabajo del movimiento de abducción- aducción, flexion-extension supinacion-pronacion del hombro, con rangos angulares de 0° a 180° para abduccion en el caso de aduccion no se muestra su figura para el espacio de trabajo ya que su rango angular es de 0°, de 0° a 180° para la flexión y de 0° a 40° para la extensión, en el caso del movimiento de pronación va de los 0° a 80° y supinación de rango angular de 0° a 110° respectivamente. De igual manera en la Figura 12 se muestran las simulaciones para los movimientos articulares del codo (flexión, extensión, pronación y supinación respectivamente), con angulos de trabajo de 0° a 140° para la flexion y de 0° para la extensión. Asi el movimiento articular de la pronación tiene un rango angular de 0° a 90° y la supinación de 0° a 85°

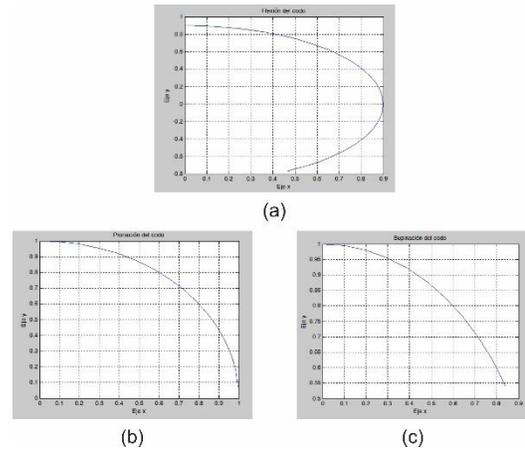


Figura 12 Simulación espacios de trabajo para movimientos articulares el codo.

Al realizar la adquisicion del sistema fisico, se obtienen las trayectorias mostradas en la figura 13b.

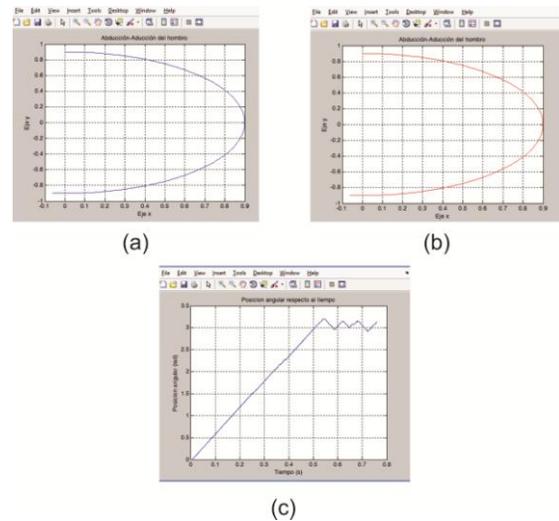


Figura 13 Espacios de trabajo para movimientos articulares del hombro y codo del sistema fisico.

Al comparar las figuras 13a y 13b se observa que las trayectorias son compatibles con una desviación menor al 10%, la cual es debida al ruido del sistema y las imperfecciones al ejecutar los movimientos de prueba, estas graficas se realizaron con base al movimiento de abduccion- aduccion del hombro que tiene un movimiento de 180°, así se compara el espacio de trabajo como la adquisición de datos que se realizó al utilizar un encoder incremental para hacer la comparación de las gráficas obtenidas en el espacio de trabajo del movimiento del hombro (abducción-aducción) y así graficar la posición angular con respecto al tiempo de los datos obtenidos como se muestra en la Figura 13c, cabe observar que el comportamiento de esta gráfica es similar a la una excitación rampa, puesto que el movimiento de prueba fue progresivo a lo largo de la trayectoria.

Sistema CAM

Utilizando las características del modelo 3D, se realizó la implementación de un sistema CAM haciendo uso de programa VISI SERIES RELEASE 12.1® [17], para el cual se generó un proceso de maquinado intermedio tipo denominado rowing spiral que consistió en un proceso de desbaste y acabado, mediante una trayectoria circular de avance constante en el eje z, el uso de esta estrategia de corte se debió a que los eslabones del sistema 3D son una proyección bidimensional, lo que genera ciclos de corte definidos. Dichos códigos realizados en el programa VISI SERIES ® son compatibles con el CNC FANUC 0i-MB, sin embargo para mejorar el rendimiento de la maquina y reducir el tiempo de procesamiento del trabajo de maquinado se trataron los códigos generados por el programa antes mencionado, y se implementaron en un proceso ciclico haciendo el uso de macros, mediante el esquema de programación mostrado en la Tabla 2. El cual consta de:

Encabezado de inicio de programa. Es el encargado de definir el programa en la memoria interna del CNC bajo una dirección específica.

Lineas de encabezado de trabajo. Consisten en las operaciones preparatorias para el inicio del maquinado constituidas por una línea de cancelación de operaciones previas, descripción de herramienta de trabajo, los códigos clásicos de arranque de husillo e implementación de coordenadas absolutas en un cero pieza.

Proceso de acercamiento. Es el proceso de aproximación de la herramienta a la pieza de trabajo, este código es extraído del programa generado previamente en VISI SERIES®, lo anterior para que este sea compatible con el proceso de combinación de macros.

Declaración de macros. Se declararon tres variables de operación tipo macros para el uso de un ciclo while, la variable #1 se utilizó como variable incremental para la operación del ciclo, mientras que la variable #2 define el número de ciclos a realizar y la variable #3 marca la profundidad de corte.

Combinación de macros. Se combinó el proceso de maquinado a una capa generado por el programa VISI SERIES® con un ciclo while el cual tiene como función repetir el perfilado generado por el proceso de maquinado rowing espiral en donde las variables #1 y #3 se incrementan en +1 y -0.5 respectivamente, una con la finalidad de controlar el número de repeticiones y la otra para manejar la profundidad de corte necesaria de acuerdo al proceso de maquinado.

Lineas de terminación de maquinado. Estas líneas marcan los procesos de paro de maquina y retorno a la posición de referencia, así como la terminación del programa.

Código base	Descripción
% O1000	Inicio de programa y nombre
N1 G0 G40 G80 G90 G98 N2 (FRESA CILINDRICA DIAM. 6.35) N3 M3 S1000 N4 G80 G90 N5 G54 N6 (DESBASTE EN ZIG-ZAG)	Lineas de encabezado de trabajo y preparación del proceso de maquinado.
N7 G0 X-16.922 Y93.178 N8 Z3.178	Proceso de acercamiento para inicio de trabajo (VISI SERIES®).
N9 #1=1; N10 #2=20; N11 #3=-0.5;	Declaración de macros para el uso un ciclo.
N12 WHILE[#1LE#20]DO1 Codigo de maquinado (VISI) NX #1=#1+1; NXX #3=#3-0.5; END1	Combinación de macros con código base de una capa generado por el programa VISI SERIES®.
NY G0 Z10. NYY G28 G91 Z0 M9 NYYY G28 G91 X0 Y0 NYYYY M30 %	Lineas de terminación de trabajo de maquinado.

Tabla 2 Esquema de programación de procesos de maquinado haciendo uso de macros.

Con lo anterior se optimizó el proceso de mecanizado planteando una alternativa que reduce la cantidad de líneas de código generado por el programa VISI SERIES®. En las Figuras 15a y 15b se muestra una simulación de las trayectorias de corte generadas por la implementación de la estrategia de corte.

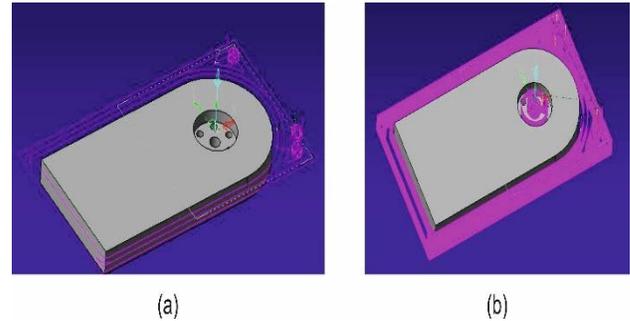


Figura 15 Simulación de trayectorias de corte: (a) una capa, (b) multiples capas.

En la figura 15a se observa que la trayectoria de corte se maneja en un plano paralelo al plano inicial xy, mientras que en la Figura 15b se muestra la combinación de múltiples capas de maquinado 2D conectadas por cortes en el eje Z en forma de espiral controlado por los macros desarrollados y el ciclo while utilizado.

Resultados

Con el desarrollo del presente trabajo se obtuvo una cadena cinemática abierta para la asistencia en la rehabilitación de miembros superiores, que contó con cinco grados de libertad, los cuales son compatibles con los momentos de abducción-aducción, flexión-extensión y pronación-supinación del hombro, así como los movimientos de flexión-extensión y pronación-supinación de codo, lo que es observable en los gráficos de simulación del espacio de trabajo así como en los desplazamientos angulares sensados y mostrados en las Figuras 11,12 y 13.

En la Tabla 3 se muestran los resultados del análisis por elemento finito. En donde se observa que los elementos están esforzados por debajo del esfuerzo admisible del material utilizado.

Movimiento	Esfuerzo (MPa)	% respecto al esfuerzo admisible	Eslabón esforzado
Abducción-hombro	10.48	38%	Eslabón I
Aducción-hombro	5.156	19%	
Flexión-hombro	0.2439	1%	
Extensión-hombro	22.46	81%	
Pronación-hombro	10.34	38%	
Esfuerzo admisible (MPa)	27.57		

Tabla 3 Resumen de esfuerzos correspondientes a los movimientos articulares.

Aun cuando el análisis muestra que ninguna de las piezas excede el esfuerzo admisible para el aluminio 1060, se optó por aumentar el espesor del eslabon I en un 15 %, puesto que en todas las simulaciones se determinó que es el elemento mas esforzado, lo anterior se decidió teniendo en cuenta que el exoesqueleto se plantea para sesiones de fisioterapia, las cuales requieren de movimientos repetitivos dando lugar a esfuerzos por fatiga.

Del proceso CAM se encontró una reducción de código promedio del 13% con respecto al generado por el programa VISI SERIES®. Lo cual se puede observar en la tabla 4.

Proceso	lineas de código (VISI)	Lineas de código (Macros)	% de reducción
1 (Eslabon I,II,III)	34701	3470	10
2 (Eslabon IV, V)	5441	708	13
3 (Eslabon VI, VII)	39845	5976	15
Promedio	26662.33	3384.66	13

Tabla 4 Resumen las líneas de código desarrolladas en VISI SERIES® y la implementación de Macros.

En la Tabla 4 se muestran tres procesos de mecanizado correspondientes a los eslabones marcados en cada uno. Al implementar los macros reportados se observa una reducción de las líneas de código a procesar. Los códigos anteriores se adecuaron para el control FANUC Oi-Mb, de un centro de maquinado, en donde se propone realizar la fabricación del exoesqueleto en un trabajo posterior.

Conclusión

Se ha desarrollado un sistema exoesquelético de cinco grados de libertad enfocado a la rehabilitación de miembros superiores, tomando en cuenta la antropometría de las personas mexicanas de edades de 19 a 24 años de edad donde el diseño es compatible con los movimientos articulares del brazo y hombro conociendo los movimientos articulares del miembro superior. Además se analizaron los grados de libertad de cada articulación contando para el hombro con 3 GDL (abducción-aducción, flexión – extensión, pronación-supinación) y para el codo 2 GDL (flexión – extensión, pronación - supinación). En el modelo 3D se le adoptó el movimiento de pronación- supinación el cual es un aporte respecto a los trabajos previamente discutidos, puesto que carecen de él.

En el trabajo de simulación se visualizó la distribución de esfuerzos que tiene el exoesqueleto desarrollado a través del análisis del elemento finito definiendo el tipo de material y el peso del miembro superior.

Se realizó un estudio de la biomecánica del miembro superior donde a través de gráficas se observaron los grados y movimientos articulares del hombro y codo, los cuales fueron comparados con la implementación de un sensor de rotación haciendo pruebas correspondientes a los movimientos articulares del hombro, donde se observó que los movimientos del cuerpo humano son compatibles, respecto a los movimientos generados por el exoesqueleto. Con una desviación menor al 10%. Lo cual se puede apreciar en la figura 13.

El proceso de diseño del exoesqueleto reportado en el presente trabajo es el resultado de la implementación directa de un sistema CAD-CAM-CAE validando las proporciones del modelo y su resistencia bajo condiciones de trabajo determinadas, las cuales esforzaron el material hasta el 38% respecto al esfuerzo admisible. Así mismo se presenta el desarrollo del presente trabajo como una propuesta factible para su fabricación y posterior implementación.

Referencias

- [1] Ayala Lozano, J., Urriolagoitia Sosa, G., Romero Angeles, B., Torres San Miguel, C., Aguilar Pérez, L., & Urriolagoitia Calderón, G. (2015). Diseño mecánico de un exoesqueleto para rehabilitación de miembro superior. *Revista Colombiana de Biotecnología*, 12.
- [2] Gutierrez, R., Niño Suarez, P., Aviles Sanchez, O., Vanegas, F., & Duque, J. (2007). Exoesqueleto Mecatronico de Ingenieria Mecanica. *8° Congreso Iberoamericano de Ingenieria Mecanica*, 9.
- [3] Badesa, F., Sabater, J., Lopez, L., Garcia, N., Morales, R., & Rodriguez, L. (2012). Optimización del diseño de un sistema robótico dual para rehabilitación de miembros superiores mediante método Kabat. *Revista Universtaria en Telecomunicaciones, Informatica y Control. Volumen 1 No.1*, 5.
- [4] Lugo Gonzalez, E., Ponce, P., Molina, A., & Castro, S. (2014). Co-simulación del Diseño Biomecanico para un Exoesqueleto Robotico de Miembro Inferior. *Revista Mexicana de Ingenieria Biomedica. Volumen 35 Numero 2*, 14.
- [5] Tibaduiza, D., Chio, N., Grosso, J., & Anaya, M. (2009). Diseño de un Exoesqueleto Mecatronico de Brazo Basado en Screws y Robots Paralelos. *Congreso Internacional de Ingenieria Mecatronica. UNAB Vol 1. No.1*, 8.
- [6] Enriquez, S., Narvaez, Y., Vivas, O., Diez, J., Badesa, F., Sabater, J., & Garcia-Aracil, N. (2014). Sistema Robotico de Tipo Exoesqueleto para la Rehabilitacion de la Mano. *Actas de las XXXV Jornadas de Automatica.*, 7.
- [7] Rincon G., L., Anar P, F., & Torres R, A. (2011). Exoesqueleto para la Flexión del Brazo por medio de FES en pacientes con niveles de Lesión Medular C5-C7. *3er Congreso Internacional de Ingeniería Mecatrónica – UNAB*, 5.
- [8] Aguirre Gil, I., & Balza, M. (2015). Diseño y Construcción de un Exoesqueleto de Brazo con Dos Grados de Libertad Controlado con Señales Mieléctricas para Rehabilitación Motora. *MULTICIENCIAS, Vol. 15, N° 1*, 10.

- [9] Singaña, M., Manjarres, F., Molina Molina, M., & Sancho Culcay, J. (2010). Diseño y Construcción de un Exoesqueleto de 6 GDL para Potenciar las Capacidades en Personas que han perdido la Movilidad Parcial del Miembro Superior Derecho. *Departamento de Ciencias de la Energía y Mecánica de la Universidad de las Fuerzas Armadas*, 8.
- [10] Avila Chauranu, R., Prado Leon, L., & Gonzalez Muñoz, E. *Dimensiones Antropométricas, población Latinoamericana, Mexico-Cuba-Colombia-Chile-Venezuela*. Guadalajara; Centro de Investigación en Ergonomía (1999).
- [11] Lugo Villeda, M. (2007). Diseño robótico de un exoesqueleto pediátrico de miembro superior basado en criterios clínicos y antropométricos para análisis de movimiento y rehabilitación. *XV COMROB 2013, FACULTAD DE ELECTROMECHANICA*, 9.
- [12] Montenegro-Meza, M., Lugo Villeda, M., Nuñez Nalda, J., Gonzalez Trigueros, R., & Zaldivar Colado, U. (2013). Análisis y diseño de un prototipo virtual de tipo exoesqueleto para rehabilitación de codo. *XV COMROB 2013, FACULTAD DE ELECTROMECHANICA*, 7.
- [13] S. Gómez-González, *El gran libro de SolidWorks*, Editorial Alfaomega, México (2013).
- [14] Castel, E., & Benazet, J. (2002). Fracturas y Traumatismos del Hombro. *EMC - Tratado de Medicina Volume 6*, 7.
- [15] Ciaffaroni Castro, D., Cucco, A., Dellatorre, L., Mazzone, J., & Bazán, N. (2011). Estimación del peso total en personas amputadas en miembros inferiores. *ReCAD – Revista electrónica de Ciencias Aplicadas al Deporte, Vol. 4, N°13*, 7.
- [16] Matlab 2012, Matlab R2012b, versión 8.0.0.783, Agosto 22, 2012.
- [17] VISI Series, Versión Release 12.1.