



Calculo de fuerzas resultantes en la articulación del codo utilizando segmentación corporal y modelado vectorial.

J. F. Vera-Centeno¹, I. Herrera-Aguilar¹, G. Águila-Rodríguez¹, O.O. Sandoval-González¹.

¹Departamento de Estudios de Posgrado e investigación, Maestría en Ingeniería electrónica, Instituto Tecnológico de Orizaba.

Resumen— Este trabajo presenta un análisis de fuerzas en la articulación del codo, utilizando herramientas de segmentación corporal y medidas antropométricas para construir un modelo matemático en el que la fuerzas se representan por vectores que puedan ser calculados utilizando la primera y segunda condición de equilibrio estático. Se muestra cómo se construye dicho modelo y el porqué de su construcción, para finalmente obtener la magnitud del vector de fuerza resultante en la articulación mediante una simulación en la cual se ingresaron los promedios de una muestra de 50 personas de entre 20 y 35 años del sexo masculino. Se pretende que dicha magnitud sirva para la selección de actuadores y diseño mecánico de sistemas de rehabilitación y asistencia motriz.

Palabras clave—Componentes, Fuerza, Resultante, Segmento, Vector.

I. INTRODUCCIÓN

En el área de rehabilitación muscular, se ha acelerado la integración tecnológica y enfoques ingenieriles para la integración de sistemas robotizados y de tipo exoesqueleto útiles en rehabilitación muscular y asistentes de movilidad de las extremidades tanto superiores como inferiores.

En México, el Instituto Nacional de Estadística Geografía e Informática en la referencia [1] Incluye una clasificación de discapacidades motrices en tres grupos principales de acuerdo con su ubicación. Extremidades inferiores, tronco, cuello y cabeza conforman el primer grupo (No. De grupo 210). Extremidades superiores forman el segundo grupo (No. De grupo 220) y finalmente el tercer grupo 299 encierra discapacidades motrices insuficientemente especificadas. Del grupo 220 identificamos a dos tipos de personas, aquellas que no pueden utilizar naturalmente sus extremidades superiores por pérdida total o parcial de ellas y el segundo tipo de personas se refiere a aquellas que aun conservando físicamente sus extremidades superiores no pueden realizar actividades propias de la vida cotidiana.

Para el año 2010 el 5.1 % de la población nacional sufría algún tipo de discapacidad, el registro del año 2014 mostro que el índice de la población con discapacidad subió al 6%. Del 100 % de las personas que sufren una discapacidad el 58.3 % sufre una discapacidad motriz, es decir, de las 5 millones 739 mil 270 personas que sufren una discapacidad, 3 millones 328 mil 776 sufren una discapacidad motriz. Las personas del grupo de discapacidades 220 representan el 33% de la población con discapacidad, estos son 1 millón 893 mil 959 personas [2].

Se han efectuado diferentes enfoques de diseño desde que se empezó a implementar de manera formal el uso de exoesqueletos o sistemas robóticos de asistencia motriz. En 1992 el MIT presento una estación de terapia de habilidades manuales MANUS [3], este trabajo parte del enfoque de sensación haptica al realizar tareas manuales y fue diseñado a partir de conocer los torques en la muñeca al realizar una acción con ayuda de un transductor. En 2001 en la facultad de ingeniería de la universidad de Kyushu se realiza el diseño de un exoesqueleto de extremidad superior [4], dicho prototipo fue diseñado en base a un sistema de estimación de los vectores de acción del tejido musculo esquelético para efectuar los movimientos del hombro. A partir de 2003 se empezó en desarrollo del exoesqueleto de extremidad superior RUPPERT [5], el cual es un sistema de entrenamiento repetitivo. El diseño del exoesqueleto RUPPERT parte de una base de datos en la cual se analizó el comportamiento de la extremidad superior en actividades de la vida cotidiana con ayuda de un sistema de captura de movimiento, el cual fue útil al momento de determinar la colocación de los ejes de rotación del exoesqueleto.

Ya que, en los casos sobres expuestos anteriormente, las consideraciones de diseño y cálculo de torque se han realizado de manera experimental, el objetivo de este trabajo es mostrar un método matemático basado en la acción del tejido musculo esquelético sobre la articulación del codo, el cual permite definir las fuerzas involucradas al momento de mantener una posición y representarlas a manera de vectores según el método presentado en [6] Le Veau. Se toman en cuenta las magnitudes tanto del segmento del brazo como del antebrazo, es decir, talla y peso con ayuda de los métodos de segmentación corporal de Hanavan [7] y de Drillis y Contini [8]. De igual manera el método contempla la anatomía mínima básica de la articulación involucrada en la movilidad, a saber, el musculo bíceps, articulación glenohumeral, articulación del codo, humero, radio y escapula. Este trabajo pretende sentar las bases de un enfoque teórico al momento de considerar el diseño de equipo de rehabilitación, en cuanto a que este sea capaz de soportar las cargas que resultan de manera natural en los segmentos del cuerpo, mediante la obtención de medidas antropométricas, técnicas de segmentación corporal y el cálculo de las fuerzas resultantes.

II. METODOLOGÍA

A. Mediciones antropométricas

Debido a que las medidas antropométricas varían para cada individuo y en ocasiones la obtención de estas se vuelve

tediosa, surge la necesidad de obtener relaciones de dichas medidas a partir de mediciones más fáciles de realizar. El análisis por segmentos utilizado en este trabajo parte de dos magnitudes o medidas antropométricas primordiales, la talla y el peso. Para la obtención de dichas medidas se parte de dos estudios como base.

El primer trabajo de base es el de Hanavan (1964), quien propone una segmentación corporal asimilando los segmentos en los que divide el cuerpo a sólidos geométricos con capacidad de análisis matemático, el segundo con enfoque biomecánico igualmente es el presentado por Drillis y Contini (1966) en el cual se encuentra un estudio de dimensiones antropométricas y relaciones directas con la talla y el peso. Se decide usar ambos métodos ya que cada uno de ellos aporta un beneficio al método de análisis.

En la Fig. 1 se observan los elementos requeridos para cada segmento de la extremidad superior, es decir, l para la talla del segmento y W para el peso, siendo l la distancia del segmento desde la articulación superior hasta la inferior y W el peso del segmento representado como vector desde su centro de masa.

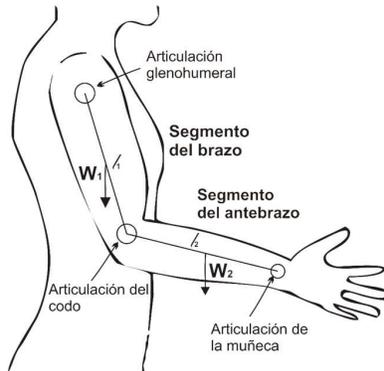


Fig. 1. Representación de los segmentos de la extremidad superior.

La obtención de las medidas de l y W se hace a través de las relaciones obtenidas del trabajo de Drillis y Contini D&C en el cual se estima la relación de las medidas antropométricas del segmento a partir de la talla y peso totales del individuo. Para la talla del segmento se utiliza la ecuación (1) para el brazo y (2) para el antebrazo, en donde H representa la talla del individuo.

$$L_{brazo} = (93/500) H \quad (1)$$

$$L_{antebrazo} = (73/500) H \quad (2)$$

De igual manera para obtener el peso del segmento W se utilizan las ecuaciones de relación (3) para el segmento del brazo y (4) para el segmento del antebrazo ambas fueron obtenidas por la recopilación del trabajo de D&C hecha por Winter en [9]. En el que W_T representa el peso total del individuo.

$$W_{brazo} = 0.028W_T \quad (3)$$

$$W_{antebrazo} = 0.016W_T \quad (4)$$

El método de D&C no fue concebido para la población latina, sin embargo, al comparar los valores obtenidos con la base de datos obtenida del trabajo publicado en 2001 por Ávila Chaurand titulado “Dimensiones antropométricas, población latinoamericana” [10], podemos notar que la diferencia entre valores es reducida como se muestra en la Fig. 2, es por ello que el análisis en este trabajo incluye el dimensionamiento por medio de la estimación de D&C.

Las primeras medidas antropométricas l se obtienen por el método de D&C, de igual manera el peso del segmento es estimado utilizando las relaciones mostradas en (3) y (4).

Para estimar la ubicación del centro de masa de cada segmento se utiliza el método que presenta Hanavan [7], en donde se representa cada segmento como un sólido geométrico como se muestra en la Fig. 2, el cual se modela en base a la talla del segmento y los diámetros superior e inferior del segmento, es decir, el diámetro en la parte de la articulación superior y en la articulación inferior. Para el segmento del brazo se toma la medida desde la articulación glenohumeral hasta la articulación del codo y para el segmento del antebrazo desde la articulación del codo hasta la articulación de la muñeca.

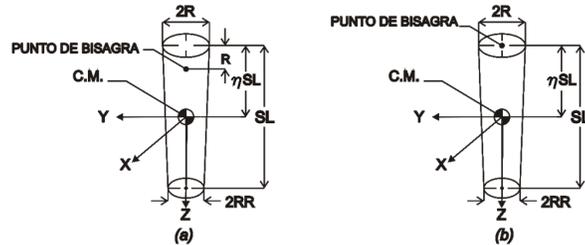


Fig. 2. Representación de los sólidos geométricos realizada por Hanavan para (a) segmento del brazo y (b) segmento del antebrazo.

La distancia SL es la distancia desde la parte superior del segmento hasta la parte inferior y ηSL es la distancia del extremo superior al centro de masa. Utilizando las ecuaciones de análisis descritas por Hanavan se obtiene el valor de la distancia del extremo superior al centro de masa c que está definido por el valor ηSL , se puede representar como muestra (5).

$$c = \eta SL \quad (5)$$

Los valores obtenidos mediante los métodos anteriores sirven como punto de partida para efectuar el análisis de carga en el segmento del antebrazo y sobre la articulación del codo. En este punto es necesario indicar que para el análisis del segmento del codo se contemplan dos aspectos importantes, el primero de ellos es identificar el componente rotacional, en cinesiología el componente rotacional de un segmento es aquel que lo hace girar o cambiar de posición, en este caso para el segmento del codo se ha identificado al musculo

bíceps como el componente rotacional para el segmento lo que lleva al segundo aspecto de importancia.

El segundo aspecto está relacionado precisamente con la acción del bíceps, siendo este el componente rotacional del segmento del antebrazo es necesario definir su línea de acción, para ello, se identifican tanto la inserción distal como proximal. Sabiendo que las inserción proximal del bíceps está en la apófisis coracoides rodeando la articulación glenohumeral y la inserción distal se encuentra en la tuberosidad del radio, se puede trazar una línea de unión entre ambos puntos, en [6] dicha línea se maneja como paralela al humero, sin embargo, se maneja una distancia constante k entre la articulación del codo y la inserción distal del bíceps, esta distancia se maneja con un valor de 5 centímetros desde la articulación al punto de inserción.

B. Modelado geométrico

Con las medidas antropométricas definidas se construye un modelo estático del segmento en el cual se propone un ángulo θ de posición del segmento antebrazo respecto del segmento del brazo. A partir de la representación en forma de modelo estático se analiza el segmento de acuerdo con las reglas de primera y segunda condición de equilibrio analizando el segmento como un plano inclinado colocando el eje x a lo largo del segmento del antebrazo.

Los valores conocidos para iniciar con el análisis son l_1 , l_2 , W , k , c y θ . Tomando en cuenta que tanto l_2 como W son para el segmento del antebrazo, la c que necesitamos también se estima con los valores de dicho segmento. Para fines de representación gráfica se ha cambiado utilizado la representación l para la talla del segmento representada por en [7] como SL.

Conociendo el valor de W se procede a obtener los valores de sus componentes para el plano inclinado mediante el uso de (6) y (7).

$$W_y = W \sin(\theta) \quad (6)$$

$$W_x = W \cos(\theta) \quad (7)$$

Para obtener las componentes de B es necesario realizar un análisis geométrico obteniendo triángulos que faciliten la obtención de los datos requeridos (Vea Fig. 3). Primera mente en la Fig.3 0), podemos observar la sección donde se encuentra el vector B del bíceps y sus componentes en el plano inclinado B_y y B_x , los cuales dependen del valor del ángulo θ . Como la magnitud B es un valor desconocido, para calcularlo es necesario desglosar el sistema en sistemas menores. En la Fig. 3 1), obtenemos los valores de los catetos a y b a partir del valor de k y θ , los cuales se expresan como muestra (8) y (9).

$$a = k \cos(\theta) \quad (8)$$

$$b = (k^2 - (k \cos(\theta))^2)^{1/2} \quad (9)$$

Para el triángulo 2) (Fig. 3 2)) se obtiene β_1 , conociendo el valor ahora de a y b para completar un nuevo triángulo rectángulo en donde los catetos son $l_1 + a$ y b . Aplicando (10) calculamos el ángulo deseado.

$$\beta_1 = \tan^{-1}(b / l_1 + a) \quad (10)$$

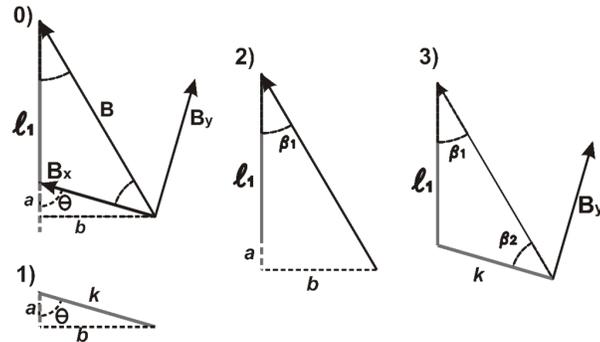


Fig. 3. 0) Modelo de vectores para el bíceps, 1) Primer triángulo auxiliar, 2) Segundo triángulo auxiliar y 3) Tercer triángulo auxiliar.

Finalmente, del triángulo 3) (Fig. 5 3)) se obtiene el valor de β_2 por medio de la ley de senos y acomodando los términos como muestra (11).

$$\beta_2 = \sin^{-1}(l \sin(\beta_1) / k) \quad (11)$$

Con el valor de β_2 se expresan las componentes de B como muestra (12) y (13).

$$B_x = B \cos(\beta_2) \quad (12)$$

$$B_y = B \sin(\beta_2) \quad (13)$$

C. Solución del plano inclinado

La Fig. 4, muestra el diagrama de cuerpo libre sobre el cual se representan los vectores de fuerzas en el segmento del antebrazo. Se utiliza la segunda condición de equilibrio para calcular B_y expresado en (14).

$$\begin{aligned} \sum M_R &= kB_y + cW_y = 0; \\ B_y &= -(cW_y / k) \end{aligned} \quad (14)$$

Despejando B de (12) y (13), igualando los términos y despejando B_x para obtener su valor como muestra (15).

$$B_x = (B_y \cos(\beta_2)) / (\sin(\beta_2)) \quad (15)$$

Con las componentes de B se utiliza la primera condición de equilibrio para calcular las componentes de la fuerza resultante en la articulación. La componente R_y se muestra en (16) y la componente R_x se muestra en (17).

$$\begin{aligned} \sum F_y &= R_y + B_y - W_y = 0; \\ R_y &= W_y - B_y \end{aligned} \quad (16)$$

Para el eje x.

$$\begin{aligned} \sum F_x &= -R_x - B_x + W_x = 0; \\ R_x &= W_x - B_x \end{aligned} \quad (17)$$

El valor de R se conoce aplicando el teorema de Pitágoras como muestra (18) y el ángulo del vector R se calcula según (19).

$$\begin{aligned} R &= (R_x^2 + R_y^2)^{1/2} \quad (18) \\ R_c &= \tan^{-1}(R_y / R_x) \quad (19) \end{aligned}$$

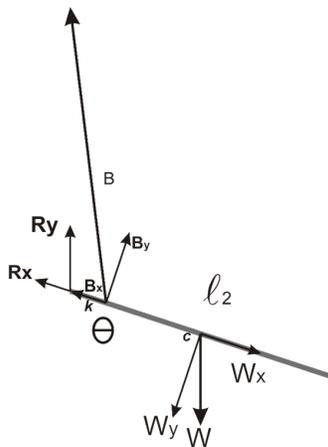


Fig. 4. Diagrama de cuerpo libre de los vectores de fuerza sobre el segmento del antebrazo en una posición conocida.

III. RESULTADOS

Las ecuaciones se utilizaron para realizar una simulación a partir de la muestra mencionada al principio, de dicha muestra se tomaron los valores promedio para ingresar al simulador, los valores para el segmento del antebrazo que se ingresaron son $W = 1.579 \text{ Kg}$, $l = 25.75 \text{ cm}$, $R = 4.556 \text{ cm}$, $RR = 2.865 \text{ cm}$ y $c = 14.799 \text{ cm}$.

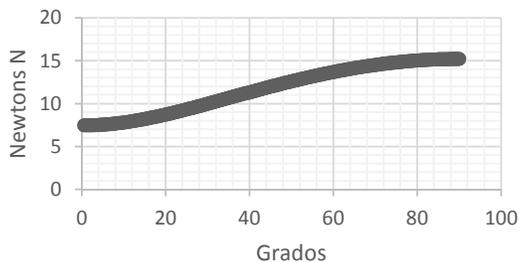


Fig. 5. Fuerza del vector resultante en la articulación del codo para el promedio de la muestra.

La Fig. 5 muestra el valor de la fuerza del vector resultante en la articulación del codo para un barrido de posición de 0 a 90 grados. Se puede apreciar que para la Fig. 5 la magnitud de la fuerza resultante máxima, es decir, cuando el segmento del antebrazo está a 90 grados respecto de la vertical del segmento del brazo, es de 15 Newtons.

IV. DISCUSIÓN

Al inicio se mencionó como parte de la introducción algunas de las técnicas de diseño de sistemas robóticos y exoesqueletos, como el uso de transductores de torque o el monitoreo por sistemas de captura de movimiento, por decir algunos, aunque las técnicas son válidas y han funcionado, actualmente no existe una metodología general para el diseño y específicamente para la selección de los actuadores del exoesqueleto o sistema robótico, así como para la selección de materiales y diseño mecánico.

El hecho de poder visualizar la magnitud de la fuerza que soporta una articulación al mantener una posición es de utilidad al momento del diseño ya que a partir de ese dato se puede seleccionar el tipo y la potencia de los actuadores, así como generar los diseños mecánicos de transmisión de potencia y simularlos para verificar que soportan la fuerza deseada, es decir, como mínimo la fuerza resultante que soporta naturalmente la articulación.

V. CONCLUSIÓN

Como parte del trabajo de diseño, es importante el análisis matemático de todo sistema, para la atención de rehabilitación muscular, es importante garantizar que se están cubriendo las necesidades del paciente con los sistemas diseñados ya sean exoesqueletos o sistemas robóticos de asistencia motriz, la parte teórica siempre estará presente al momento de innovar en algún sistema nuevo, es por eso que a pesar de las diferentes aproximaciones que se han utilizado para el diseño de robots de asistencia motriz o exoesqueletos, ambos utilizados o enfocados den la rehabilitación muscular, en este trabajo se logró desarrollar un método no experimental y no invasivo para partir hacia el diseño.

El estudio se limitó a la articulación del codo, pero el mismo procedimiento es aplicable a diferentes segmentos y articulaciones móviles del cuerpo humano, ya sea para las extremidades superiores o inferiores, pues ambas son las que se ven mayormente involucradas en terapias de rehabilitación asistida.

Se mostro que se es capaz de analizar matemáticamente un segmento de la extremidad superior, con un modelo estático de fuerzas vectoriales, para determinar el torque o fuerza mínima requerida por un sistema de rehabilitación motriz.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] INEGI, «Clasificación de tipo de discapacidad-histórica,» INEGI, México D.F., 2007.
- [2] INEGI , «Estadísticas a proposito del día internacional de las personas con discapacidad,» INEGI, Aguascalientes , 2015.
- [3] H. I. K. N. Hogan, J. Charnnarong, P. Srikrishna y A. Sharon, «MIT-MANUS: a workstation for manual therapy and training,» de *Robot and Human Communication, 1992. Proceedings., IEEE International Workshop on*, Tokyo, 1992.
- [4] T. M. Y. S. Nobuo SAKAI, «A Development of Joint Mechanism of Robot Arm Based on Human Shoulder Mechanism,» de *Memoirs of the Faculty of Engineering, Kyushu University, Vol. 61*, 2001.
- [5] N. a. D. ., C. S.Kousidou, «Assistive Exoskeleton for Task Based Physiotherapy in 3-Dimensional Space,» University of Salford Manchester , Manchester , 2003.
- [6] B. L. Veau, *Biomecánica del movimiento humano*, Trillas, 2001.
- [7] J. E. P. Hanavan, «A MATHEMATICAL MODEL OF THE HUMAN BODY,» AIR FORCE AEROSPACE MEDICAL RESEARCH LAB WRIGHT-PATTERSON AFB OH, 1964.
- [8] R. D. y. R. Contini, «Body Segments Parameters,» N.Y. USA, 1966.
- [9] D. A. Winter, *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, John Wiley & Sons, Inc, 2009.
- [10] R. P.-L. L. R. y. G.-M. E. Avila-Chaurand, «Dimenciones antropométricas, población latinoamericana,» Universidad de Guadalajara, Guadalajara Jalisco, 2001.