

Diseño de prototipo de articulación glenohumeral artificial para la rehabilitación de extremidades superiores

Oliver Granillo Vargas¹, Néstor Ramírez Morales¹, Raul Ñeco Caberta¹, Luis Ricardo Vidal Portilla¹

Resumen

El presente artículo tiene como objetivo presentar los resultados de investigación del diseño de un mecanismo que imite el movimiento de la articulación glenohumeral, para usarse en la rehabilitación de extremidades superiores humanas. El desarrollo de prótesis ha ido en aumento, y en muchos casos se tienen grandes oportunidades de desarrollo y mejora, dentro de las cuales se pueden mencionar: carencia de grados de libertad, gran número de cables, falta de movilidad. Para ello se propone el uso de una metodología con el fin de obtener los datos necesarios para el diseño y que cumpla con los requerimientos óptimos de funcionamiento

Palabras clave: Exoesqueleto, Articulación glenohumeral, Grados de libertad, Flexión.

Introducción

La investigación presenta la propuesta de diseño de un mecanismo que permita la rehabilitación a padecimientos o lesiones del área glenohumeral del cuerpo humano, tal como puede ser una fractura, artritis reumatoide, tejidos dañados u osteoartritis entre otros. Esta rehabilitación está basada en movimientos ligeros de la articulación glenohumeral, y se lleva a cabo mediante el uso de un exoesqueleto para las extremidades superiores del cuerpo, que permitirá movimientos suaves y precisos que faciliten al paciente una pronta recuperación o en caso de perder movilidad en las extremidades, para ayudar en la movilidad motriz de los hombros.

Un exoesqueleto por definición es un esqueleto protector fuera de un objeto, es decir, una estructura que se usa sobre el cuerpo diseñada para ayudar y proteger al usuario. Los exoesqueletos mecánicos o de tipo robótico, son máquinas móviles que

permiten mejorar el rendimiento, aumentar la fuerza y resistencia del usuario. Los sistemas de exoesqueletos robots es una de las áreas más activas de investigación actualmente (Gopura et al., 2011).e tanto los exoesqueletos mecánicos cuentan con varios componentes básicos para su funcionamiento que son el marco exterior, el sistema de energía, sensores biométricos, controlador, actuadores, y un control de balance y paso (Marcial, 2011). La investigación y el desarrollo de estas estructuras robóticas están ramificados en dos direcciones bien definidas como lo son el uso militar y uso médico. En el caso de este último, los usuarios de este tipo de dispositivos son aquellas personas de edad con problemas de motricidad o deficiencia muscular, personas con discapacidades físicas y sujetos con necesidades de trabajos fisioterapéuticos. Son dos áreas de investigación y desarrollo totalmente paradójicamente opuestas, pero que tienen la

¹ | Departamento de Ingeniería Industrial y Manufactura y Departamento de Ingeniería Mecatrónica, del Instituto de Ingeniería y Tecnología. Universidad Autónoma de Ciudad Juárez.

misma finalidad que es optimizar la facultad física humana.

Existen en desarrollo varias investigaciones sobre exoesqueletos para el tratamiento y rehabilitación de extremidades superiores, que van desde 3 grados de libertad (GDL) hasta 7 GDL, pero en su mayoría no cuentan con la capacidad imitar al 100% el movimiento de las extremidades humanas con los grados de libertad necesarios para cada articulación, específicamente en el área de la articulación glenohumeral mejor conocida como hombro (Ball et al., 2007). Además de ello, dichos prototipos tienen un número considerable de elementos que si bien agregan funcionalidades incrementa su costo.

La articulación glenohumeral (Figura 1) es una articulación perteneciente al grupo de las enartrosis, cuyas superficies articulares son la cabeza del húmero y la cavidad glenoidea de la escápula, ambas recubiertas de cartílago articular hialino.



Figura 1. Diagrama de la articulación glenohumeral (Wikipedia, s.f.)

El hombro humano es capaz de realizar dinámicas con múltiples grados de libertad, controlado por un amplio sistema muscular. Biomecánicamente, la articulación glenohumeral tiene el mayor grado de libertad en el cuerpo humano (Terrier, 2010) incluso limitando la

articulación a 3 GDL, los modelos son matemáticamente indeterminados, debido a que tienen más músculos, traducido a incógnitas en el modelo, que grados de libertad, es decir ecuaciones dinámicas. La opción directa es limitar el análisis a la articulación glenohumeral y considerar solamente los grados rotacionales de libertad, es decir, sin tomar en cuenta la elevación escapular, asumiendo que la articulación es una articulación esférica.

La articulación del hombro es difícil de medir ya que permite el movimiento en muchas direcciones diferentes. El rango normal de movimiento incluye mover el brazo horizontalmente frente al individuo (flexión horizontal) a 130 grados y atrás del individuo (extensión horizontal) de 30 a 45 grados. El brazo debe moverse frente al cuerpo (flexión vertical) a 180 grados, arriba detrás del cuerpo y hacia la espalda (extensión vertical) de 45 a 60 grados y arriba a un lado del cuerpo a 180 grados (Castillo González, 2012).

El momento cinético creado en el hombro por el peso del brazo es el producto del peso del mismo por la distancia perpendicular entre el centro de gravedad del brazo y el eje de rotación del hombro, véase Figura 2.

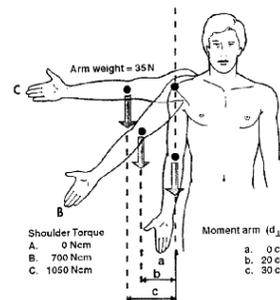


Figura 2. El momento cinético creado en el hombro por el peso del brazo (Martín, 2001).

El momento creado en el hombro al flexionar el codo disminuye al ser menor la distancia entre el centro de gravedad y el eje de rotación, véase Figura 3.

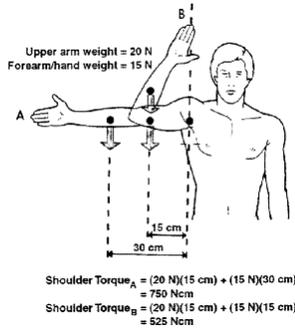


Figura 3. El momento creado en el hombro al flexionar el codo (Martín, 2001).

Para el tratamiento de pacientes con patologías e impedimentos corporales se han presentado varios prototipos de exoesqueletos entre los más avanzados se encuentra HAL 5 (ver Figura 4) de Cyberdyne y la Universidad de Tsukuba de Japón, este es un exoesqueleto de cuerpo completo que es usado en hospitales en Japón; en el 2013 se le otorgó la certificación de seguridad mundial [12]. Funciona con señales microeléctricas originadas en el cerebro que van a los músculos, además utiliza sensores para la estimación de la postura del torso que ayuda a medir la estabilidad del sistema.

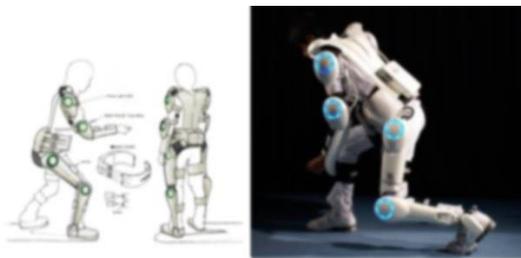


Figura 4. Exoesqueleto HAL 5 (Agence France-Press. (2013).

El exoesqueleto MGA (Maryland-Georgetown-Army) es el primero en tomar en consideración el movimiento del hombro en un exoesqueleto y este fue usando una unión ball-socket y un desplazamiento de 1 grado de libertad (GDL), véase Figura 5, esto causaba una mala alineación en la rotación tanto del robot como del usuario.



Figura 5. Exoesqueleto MGA (Carignan et al., 2008).

El ARMin III (Figura 6) también propuso un mecanismo con 3 GDL, este usaba para su beneficio la mala alineación entre el mecanismo y el paciente para permitir que el centro de la articulación glenohumeral (CAG) hiciera un movimiento circular similar a la articulación real y eso no requería un actuador extra [8].

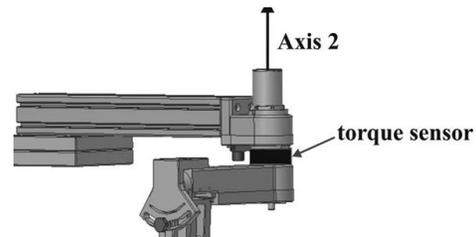


Figura 6. ARMin III (Nef et al., 2007).

En el 2007 se presenta un diseño para una máquina de rehabilitación de 5 GDL, el MEDARM, el cual consta de un mecanismo de poleas para la transmisión de fuerza de 5 motores al hombro y brazo del paciente, este mecanismo cuenta con la desventaja de ser tan pesado, además que el mecanismo del hombro consta de 3 eslabones. Posteriormente se presenta un rediseño (Ball, 2007), véase Figura 7



Figura 7. Exoesqueleto MEDARM (Ball, 2007).

Esta propuesta de diseño tiene como meta, ofrecer una alternativa que represente una fabricación sencilla y pueda ser implementada con el menor número de elementos posible.

Metodología

Después de describir la mayoría de aspectos generales del área glenohumeral se puede empezar con un diseño específico. En este caso se presentará la ingeniería del diseño con el modelo de Morris Asimow (1962) que plantea de la totalidad del proceso de diseño las siguientes fases: análisis, síntesis, evaluación y decisión, optimización, revisión e implementación (Del Carmen, 2006).

Diseño

El sistema cuenta con 2 grados de libertad sin potencia, estos equivalen a un desplazamiento y a rotaciones en X y Y, estos movimientos son complementarios para la movilidad del hombro humano (Terrier, 2010) eso se logra usando secciones con uniones rotatorias. La medida estándar del ser humano de una edad entre 20 a 65 años son las siguientes con un peso máximo de 60 kg. (Henry Dreyfuss Associates, 2001):

- Distancia de centro a centro de los hombros = 31.75 cm
- Separación entre las clavículas = 5.6642 cm
- Radio del hombro = 5.842 cm
- Longitud de la clavícula = 13.0429 cm

- Distancia entre el centro del hombro y la espalda = 10.16 cm

Tomando en cuenta las medidas de Henry Dreyfuss (*ibid.*) se hace un diseño de un área de trabajo para el diseño (Figura 8), el cual es la sección transversal a la altura de la articulación glenohumeral.

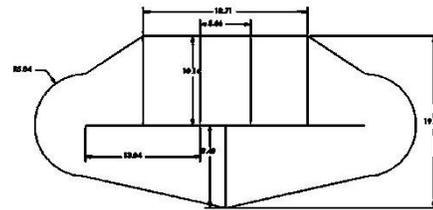


Figura 8. Sección transversal del torso humano a la altura de la articulación glenohumeral.

Teniendo las medidas del torso, así como la medida de la base, se procede a relizar los cálculos de las distancias en los ejes de movimiento para la elevación, depresión, flexión y extensión de la clavícula (Figura 9), ángulos que presenta el Dr. Taylor Craig (Taylor, 1955).

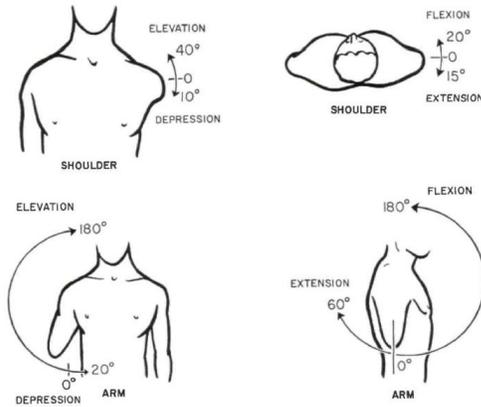


Figura 9. Elevación, depresión, flexión y extensión (*ibid.*).

- Elevación

Longitud de Clavícula = 13.0429 cm

Angulo = 40°

$$X = 13.0429 \cos 40 = 9.9914 \text{ cm}$$

$$Y = 13.0429 \sin 40 = 8.3838 \text{ cm}$$

- Depresión

Longitud de Clavícula = 13.0429 cm

Angulo = 10°

$$X = 13.0429 \cos -10 = -12.8447 \text{ cm}$$

$$Y = 13.0429 \sin -10 = -2.26487 \text{ cm}$$

- Flexión

Longitud de Clavícula = 13.0429 cm

Angulo = 20°

$$X = 13.0429 \cos 20 = 12.2563 \text{ cm}$$

$$Y = 13.0429 \sin 20 = 4.46093 \text{ cm}$$

- Extensión

Longitud de Clavícula = 13.0429 cm

Angulo = 15°

$$X = 13.0429 \cos -15 = -12.5947 \text{ cm}$$

$$Y = 13.0429 \sin -15 = -3.37575 \text{ cm}$$

Estas son las posiciones en el plano cartesiano de la clavícula artificial (elevación y depresión), así como la posición angular al efectuar los movimientos de flexión y extensión. Habiendo determinado lo anterior, se prosigue a diseñar el soporte principal de la articulación glenohumeral, pieza que se localizará centrado en la parte posterior de la espalda alta individuo a la altura de central de los hombros, ocupará el espacio que se encuentra entre los omoplatos en un espacio de 18.71 cm de distancia. Para lograr el eje de rotación para la clavícula en el eje Y se usara un eje de 1 cm de radio y 4 cm de largo, es por esto que la placa base medirá 18.71 cm de centro a centro de los ejes, por 1.5 cm de ancho con un redondeo en los extremos de 0.75 cm de radio y un grosor de 0.5 cm, véase Figura 10

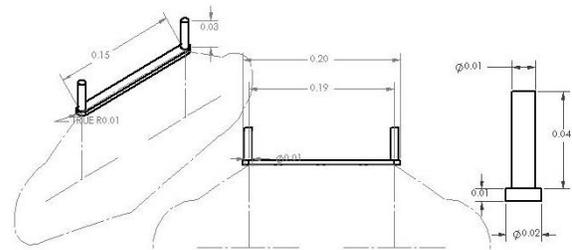


Figura 10. Soporte base de la articulación glenohumeral artificial.

Con los valores de posición para cada uno de los movimientos de la clavícula y el soporte principal se diseñan articulaciones rotacionales para cumplir las necesidades de los movimientos simples del hombro (elevación, depresión, flexión y extensión).

Por medio de los teoremas de senos y cosenos se obtiene esta pieza (Figura 11), la cual permite un ángulo de apertura de 165.75° , ángulo mayor a los 35° de apertura necesarios para los movimientos de flexión y extensión. Esta unión tiene un ancho de 4 cm, mismo ancho que el largo de los ejes de la base principal, de largo 4.25 cm con una perforación central de 0.5 cm de radio, por esta perforación se agregará otra unión rotatoria, en la vista transversal se puede observar un corte de un grosor de 1 cm y un largo de 3 cm es por aquí donde embonara la otra unión además de que tiene el corte cilíndrico equivalente al eje de la base principal, este corte al conectarse con el eje de la base principal, permitirá el movimiento de elevación y depresión con una apertura mucho mayor a los 50 grados necesarios, ya

que esta unión permite una rotación de 82.87 grados en ambas direcciones.

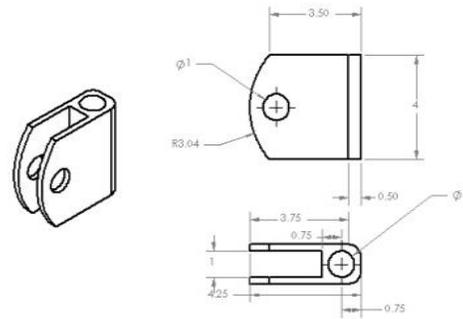


Figura 11. Horquillas de eje X y Y.

La posición global de la unión según la elevación o depresión, tomando como origen centro el eje lateral, es la siguiente:

$$\theta = 40^\circ ; -10^\circ$$

$$P_A = RP_B = \begin{bmatrix} \cos \theta & -\sin \theta & 0 \\ \sin \theta & \cos \theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 4.25 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}$$

$$P_A = \begin{bmatrix} \cos 40 & -\sin 40 & 0 \\ \sin 40 & \cos 40 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 4.25 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 3.2557 \\ 2.73185 \\ 0 \end{bmatrix}$$

$$P_A = \begin{bmatrix} \cos -10 & -\sin -10 & 0 \\ \sin -10 & \cos -10 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 4.25 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 4.1857 \\ -0.7380 \\ 0 \end{bmatrix}$$

Con base a la primera unión rotacional diseñamos su contraparte, figura 12, que a diferencia de la pieza anterior en el corte transversal se observa un relieve de 1 cm de grosor en el centro de la pieza con 0.03 cm largo lo que permite que embone en la pieza antes descrita y así logran una segunda unión rotacional que permitirá los movimientos de flexión y extensión, del extremo contrario a la unión rotacional se encuentra una conexión tubular, para empotrar un eje que funcionara como una

clavícula artificial, de 1 cm de diámetro interior y 3 cm de rosca interna.

El eje que sustituirá a la clavícula es un eje solido de 1 cm de diámetro por 5.11 cm de largo en el eje X, una curvatura en un extremo de 4 cm de diámetro y terminando con 10.66 cm de largo en el eje Y, como lo muestra la Figura 13.

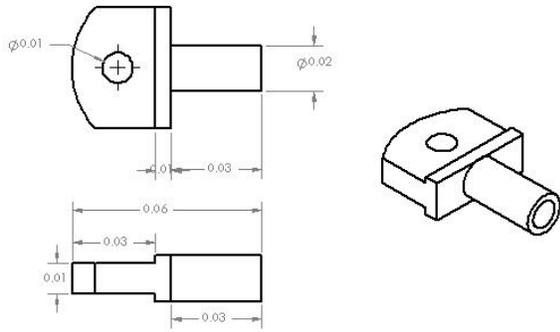


Figura 12. Horquilla de eje Y y soporte de la clavícula artificial.

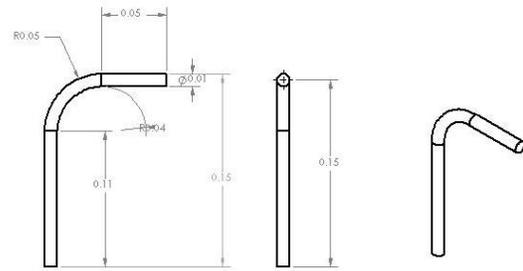


Figura 13. Clavícula artificial

La posición global de la unión según la flexión o extensión, tomando como origen el centro el eje y la clavícula artificial unida, es la siguiente:

$$\theta = 20^\circ ; -15^\circ$$

$$P_A = R P_B = \begin{bmatrix} \cos \theta & -\sin \theta & 0 \\ \sin \theta & \cos \theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 16.91 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}$$

$$P_A = \begin{bmatrix} \cos 20 & -\sin 20 & 0 \\ \sin 20 & \cos 20 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 16.91 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 15.8808 \\ 5.7801 \\ 0 \end{bmatrix}$$

$$P_A = \begin{bmatrix} \cos -15 & -\sin -15 & 0 \\ \sin -15 & \cos -15 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 16.91 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 16.3241 \\ -4.3740 \\ 0 \end{bmatrix}$$

Para el diseño de la base para la rótula se aumentó el diámetro de la cabeza del humero un 10.8225% de 46.2 mm [26] a 5 cm, este aumento se debió a la necesidad de manipular correctamente la superficie de contacto del humero artificial. La unión rotacional no se encuentra centrada, esto debido al factor de elevación y depresión así que se desplazó hasta estar a 2.23 cm de la orilla de una de las bases para los servomotores. Cada torre tiene una separación de 5.57 cm y una separación angular de 120 grados entre cada uno de los 3 soportes, tal como lo muestra la figura 14.

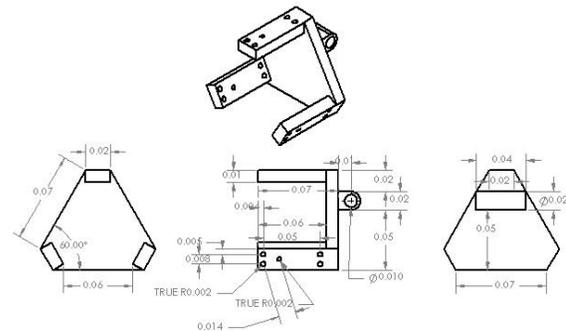


Figura 14. Base para rotula.

Los soportes para el humero artificial, véase Figura 15, tienen una

curvatura que permite que estas abrasen al humero artificial y así no pueda salir de su posición pero si permitir los 3 GDLR. Las medidas se basaron en el contacto que deben tener con una esfera de 5 cm y la distancia entre la esfera y los postes de soporte de los actuadores.

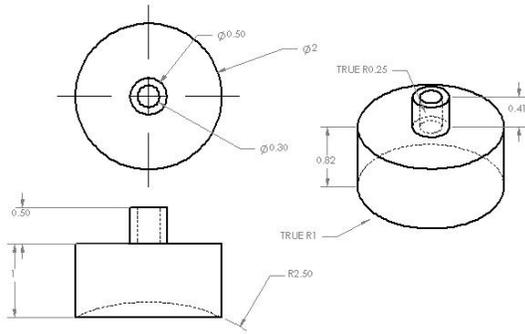


Figura 15 Soporte de hueso humero.

El diseño para el humero, Figura 16, se basó en las medidas obtenidas por Bolieau & Walch (1997), y el largo del hueso artificial se tomó como medida estándar para propósitos de facilitar su implementación.

Estos soportes detendrán y transmitirán el movimiento de los actuadores a un humero artificial, tal como lo muestra la Figura 17.

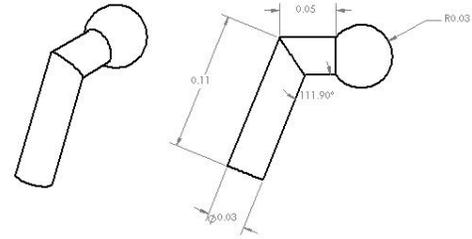


Figura 16 Hueso humero artificial.

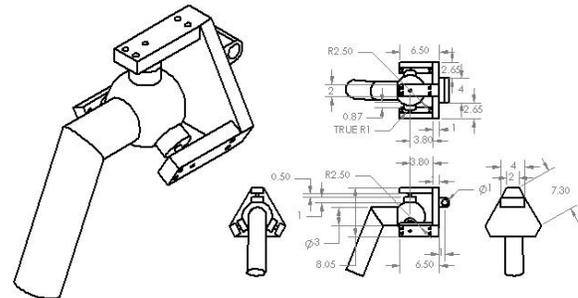


Figura 17. Articulación glenohumeral artificial sin clavícula.

Las ecuaciones de la base de la rótula con los soportes y el humero artificial para los movimientos de PITCH, ROLL y YAW son los siguientes:

$$\phi = 180^\circ; -20^\circ \quad \theta = 0^\circ \quad \alpha = 80^\circ; -60^\circ$$

$$P_A = RP_B$$

$$= \begin{bmatrix} \cos \phi \cos \theta & \sin \phi \sin \alpha - \cos \phi \sin \theta \cos \alpha & \cos \phi \sin \theta \sin \alpha + \sin \phi \cos \alpha \\ \sin \theta & \cos \theta \cos \alpha & -\cos \alpha \\ \sin \phi \cos \theta & \sin \phi \sin \theta \cos \alpha + \cos \phi \sin \alpha & \cos \phi \cos \alpha - \sin \phi \sin \theta \sin \alpha \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ L \end{bmatrix}$$

$$= \begin{bmatrix} \cos \phi & \sin \phi \sin \alpha & \sin \phi \cos \alpha \\ 0 & \cos \alpha & -\cos \alpha \\ \sin \phi & \cos \phi \sin \alpha & \cos \phi \cos \alpha \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ L \end{bmatrix}$$

$$= \begin{bmatrix} L(\sin \phi \cos \alpha) \\ L(-\cos \alpha) \\ L(\cos \phi \cos \alpha) \end{bmatrix}$$

Resultados

Simulación en software CAD

Se procedió a simular la articulación en un software que permite la ver el ensamble y el movimiento del mecanismo, también se realizó un estudio de stress y deformación bajo una fuerza aplicada de 35 Newtons (Martín, 2001), que es la fuerza de un brazo humano promedio para así identificar que posibles deformaciones por estrés de materiales, en la Figura 18 se puede observar los puntos de carga y el área de fijación en el mecanismo.

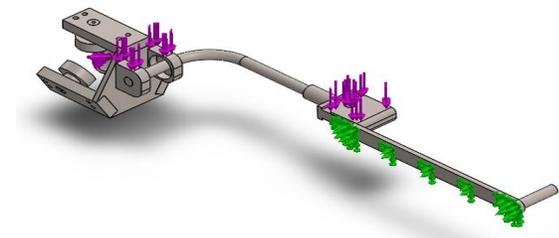


Figura 18. Simulación de la articulación con fuerzas de 35N aplicada.

La simulación mostró que existen dos puntos críticos en el diseño, estos son causados cuando se sobre carga el sistema y fallan los mecanismo de articulación para el movimiento pasivo, como se ve en la Figura 19, uno es en la clavícula la cual puede presentar un esfuerzo cortante y generar una falla en el material, la otra se localiza en la horquilla que conecta el sistema con el exoesqueleto.

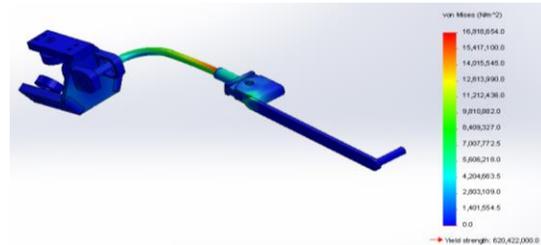


Figura 19. Resultado al estrés por carga aplicada.

Estos resultados fueron encontrados generando una falla en los mecanismos de movimiento de forma deliberada para encontrar puntos de ruptura en el sistema.

Fabricación de prototipo

Para el diseño de los ejes rotatorios para X y Y, se consiguieron horquillas comerciales como la SGS-M6 y SG-M6 (Figura 20) la cual tuvo que ser modificada debido a que no llenaba todas las especificaciones necesarias del diseño, evitando así la fabricación de las piezas para estos desplazamientos y logrando un decremento en los costos de fabricación.

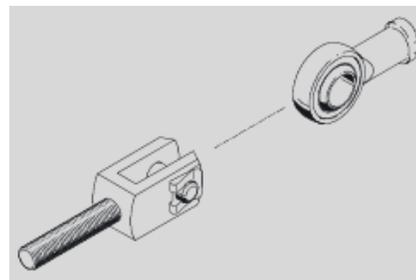


Figura 20. Horquillas SG-M6 y SGS-M6.

El diseño de la rótula no se modificó, únicamente el método de fabricación, ya que se consideró fabricarla de una pieza sólida, decisión que ponía en riesgo el presupuesto del prototipo así como el objetivo de lograr una reducción de precios en el mecanismo. Es por eso que se decide dividir la rótula, como se observa en la Figura 21, en 12 piezas: 3 piezas para el soporte de los servomotores, la base, 3 abrazaderas como 3 ejes y 2 piezas base para una unión rotacional, unión que no se tenía contemplado hasta el diseño final, el cual permitió agregar un grado de libertad extra.



Figura 21. Piezas de la rótula.

Conclusiones

Tras haber realizado las experimentaciones de movimiento con el prototipo, y analizar los resultados, se presentan a continuación las conclusiones de la investigación.

El modelo de Morris Asimow fue un elemento importante para el entendimiento de los temas necesarios para el desarrollo del prototipo, cada fase del modelo permitió visualizar claramente los avances, ayudando a la obtención de los datos estadísticos poblacionales del sector de la población que pudiera ser usuario de dicho diseño, además de permitir concluir las medidas necesarias para el prototipo.

En base al análisis de información de diseño y fabrico una articulación glenohumeral artificial, con 3 grados de libertad rotacionales activos y 2 grados de libertad pasivos, de menor tamaño y bajo peso que asemeja al hombro humano en su movilidad. Durante las pruebas se manipularon los movimientos de la rótula con una palanca de mando, la movilidad del mecanismo fue continua y suave. Siendo un elemento externo al cuerpo humano la comodidad del usuario se pone en

cuestionamiento, ya que cada usuario puede responder de forma diferente al uso de un mecanismo de tipo protético.

Aunque el prototipo mostró un gran avance aún quedan aspectos a mejorar y trabajos en ellos, como lo son:

- Implementación de acelerómetros y sensores para determinar el movimiento exacto del usuario.
- Puntos de sujeción del mecanismo para que pueda ser usado como exoesqueleto.
- Terminación del humero artificial.
- Programación para evitar colisiones del humero con la articulación artificial.

La rotula también tiene diversas aplicaciones además de la médica, para rehabilitación, que se mostró en esta investigación, por su simplicidad y diseño puede ser usado en diferentes áreas de investigación de exoesqueletos, como antecedente para un articulación que permita un mejor desempeño de los usuarios de

exoesqueletos, militares o industriales, en las extremidades superiores. Por eso se debe extender la investigación, y así lograr un

sistema que pueda ser usado para cualquier individuo sin discriminar sexo, raza o edad.

Referencias

Agence France-Presse. (2013, 27 Feb). Japan robot suit gets global safety certificate, En línea:www.industryweek.com

Ball, S. J., Brown, I. E., & Scott, S. H. (2007, September). MEDARM: a rehabilitation robot with 5DOF at the shoulder complex. In *Advanced intelligent mechatronics, 2007 IEEE/ASME international conference on* (pp. 1-6). IEEE.

Bolieau, P., & Walch, G. (1997). The three-dimensional geometry of the proximal humerus implications for surgical technique and prosthetic design from the Medical University Hospital of Nice and Lyon, Franc., 79(5).

Castillo González, F. D. (2012). Nuevo tratamiento para la tendinopatía calcificante del hombro: lavado percutáneo guiado con ecografía (Disertación Doctoral, Universidad Complutense de Madrid).

Carignan, C. R., Naylor, M. P., & Roderick, S. N. (2008, May). Controlling shoulder impedance in a rehabilitation arm exoskeleton. In *Robotics and Automation, 2008. ICRA 2008. IEEE International Conference on* (pp. 2453-2458). IEEE.

Del Carmen, L. (2006). Metodología del diseño. En *Metodología del diseño: fundamentos teóricos*, 3ra. ed., Ed. Claves Latinoamericanas, ch. 4, pp.40-44.

Gopura, R. A. R. C., Kiguchi, K., & Bandara, D. S. V. (2011, August). A brief review on upper extremity robotic exoskeleton systems. In *Industrial and Information Systems (ICIIS), 2011 6th IEEE*

International Conference on (pp. 346-351). IEEE.

Henry Dreyfuss Associates. (2001). *Anthropometry*. En: *The measure of man and woman: human Factors in Design*, John Wiley & Sons Inc, ch. 1, pp. 290-282.

Marcial, F.P. (2011). *Diseño, Análisis y Modelación Cinemático de un Exoesqueleto Pasivo de Extremidad Inferior con Propósito de Rehabilitación*, Departamento de Computación, Electrónica y Mecatrónica, Escuela de Ingeniería, UDLAP, Cholula, Puebla.

Martín, J. A. (2001). Cinética articular del hombro. Revisión de una década de investigaciones. *Fisioterapia*, 23, 9-14.

Nef, T., Mihelj, M., Kiefer, G., Perndl, C., Muller, R., & Riener, R. (2007, June). ARMin-Exoskeleton for arm therapy in stroke patients. In *Rehabilitation Robotics, 2007. ICORR 2007. IEEE 10th International Conference on* (pp. 68-74). IEEE.

Taylor, C. L. (1955). *The biomechanics of control in upper-extremity prostheses*. National Academy of Sciences.

Terrier, A. (2010). "A muscle-skeletal shoulder model based on pseudo-inverse and null-space optimization," *Medical Engineering Phys*, 32(9): 1050-1056.

Wikipedia. (s.f.). *Articulación del hombro*. Licencia Creative Commons

Atribucion Compartir Igual 3.0, 3 de
Febrero del 2014. En línea:

[www.es.wikipedia.org/wiki/Articulaci3n_de
l_hombro](http://www.es.wikipedia.org/wiki/Articulaci3n_de_l_hombro)