

Diseño y Control de una Ortesis Activa de Tobillo para Personas con Problemas de Pie Caído

González Maldonado Fabián Andrés

Institución Universitaria Antonio José Camacho
Grupo de Investigación en Control y Automatización (GICAT)
Avenida 6ta # 28N-102, Santiago de Cali, Colombia
fgonzalez@admon.uniajc.edu.co

Resumen

El presente trabajo muestra los resultados obtenidos en el grupo de investigación GICAT sobre el proyecto de investigación en el cual se está trabajando desde hace dos años, donde el objetivo principal es el diseño y control de una ortesis activa de tobillo de un grado de libertad para personas con problemas de disfunción en el nervio peroneo o más conocido como “pie caído”. Esta enfermedad no permite que la persona tenga un control total sobre los movimientos del tobillo. Actualmente en el mercado colombiano de prótesis y ortesis tan solo se encuentran dispositivos de fijación externa para el tobillo como son las ortesis fijas, las cuales presentan inconvenientes en el proceso de recuperación de la movilidad del tobillo en los pacientes, dado que se presenta una rigidez provocada por el uso continuo de la ortesis. A nivel mundial, este tipo de inconvenientes ya se han solucionado con el uso de las ortesis activas. Estas proporcionan al tobillo un movimiento controlado en el ciclo completo de la marcha humana gracias a la implementación de un actuador.

Palabras clave: Biomecatrónica, Control PID, Elementos Finitos, Ortesis, Pie caído, Solid Works.

1. Introducción

Actualmente, en Colombia el número de personas con problemas de amputación en el miembro inferior viene creciendo considerablemente debido a los problemas de violencia y terrorismo que aqueja al país, tal y como lo demuestran las estadísticas presentadas por el Departamento Administrativo Nacional de Estadísticas (DANE) en el informe sobre la “*identificación de las personas con discapacidad en los territorios desde el rediseño del registro*” [1]. La población colombiana que se vería beneficiada con este tipo de aplicaciones biomédicas, con un enfoque en el control del movimiento, son todas aquellas personas que

requieran de la movilidad en las articulaciones de las extremidades inferiores. Como lo demuestran las estadísticas del DANE [1] en el censo realizado para Colombia en el año 2005, hay un total de 41.174.853 personas encuestadas de las cuales el 6.3% (2.585.224) de ellas poseen alguna dificultad permanente en una parte del cuerpo humano. Desglosando un poco más el panorama de las estadísticas, el 29.3% de estas personas (758.009) poseen dificultad para caminar, correr o saltar.

Las ortesis en general suelen ser utilizadas en muchos casos para prevenir movimientos indeseados o deficientes en una articulación del cuerpo humano, resistir una deformidad o mantener un segmento del cuerpo desviado en posición correcta. Además, son elementos que sirven para soportar y proteger huesos lastimados o tejido blando, reduciendo el calor, la hinchazón y los espasmos musculares. En algunas ocasiones se utilizan para corregir formas de caminar anormales o irregulares generando rigidez en las articulaciones del miembro inferior (cadera, rodilla y tobillo). Las ortesis se diferencian de las prótesis al no sustituir un órgano o miembro con incapacidad física, invalidez o dismetría, o parte del mismo, sino en reemplazar o reforzar, parcial o totalmente, sus funciones motoras.

Las ortesis activas de tobillo son dispositivos que ayudan a mejorar la estabilidad y seguridad en la marcha de pacientes con problemas de pie caído, debido a que eliminan la rigidez de las ortesis pasivas de tobillo ofreciendo beneficios adicionales al momento de caminar o realizar otras actividades que impliquen la articulación parcial o total del tobillo. Este tipo de ortesis se pueden encontrar de 1 grado de libertad (dorsiflexión/plantiflexión) o también de 2 grados de libertad (dorsiflexión/plantiflexión y aducción/abducción).

2. Análisis de la marcha humana

La marcha humana se compone principalmente de dos fases, la fase de apoyo

(correspondiente al 60%) y la fase de balanceo (correspondiente al 40%) [2] [3] [4] [5]. Es de resaltar que para todo el análisis de movimiento en la marcha se utilizó la pierna derecha iniciando en la fase de apoyo con el primer contacto del talón en el suelo, en este momento de la marcha ambos pies se encuentran en contacto directo con el suelo, a este momento se le conoce como la primera subfase de doble apoyo.

Para la caracterización del tobillo en la marcha sobre una superficie plana se tomó como referente lo descrito por [3], donde se identifican tres instantes importantes. El primero se conoce como “plantiflexión controlada” (CP), es cuando el talón hace el primer contacto con el piso hasta cuando el pie se encuentra completamente plano sobre el piso. El segundo instante se conoce como “dorsiflexión controlada” (CD), inicia exactamente cuando finaliza el CP y se prolonga hasta el punto máximo de posición angular en dorsiflexión. El tercer y último instante se conoce como “potencia en la plantiflexión” (PP), se inicia con el final del CD hasta el instante último de la fase de apoyo (60% aproximadamente).

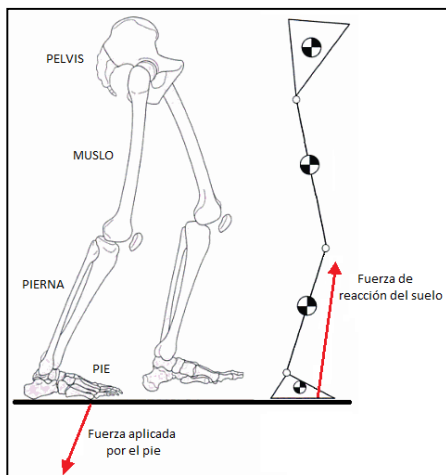


Fig. 1 Modelo de segmentos para la extremidad inferior.

Para el análisis del movimiento se utilizó el método conocido como la *dinámica inversa* [6], donde en primera instancia se desarrolla un modelo visual de segmentos en cadena para representar el cuerpo en términos biomecánicos, donde un segmento del cuerpo humano es una barra o línea y una articulación es una bisagra, y por último se utiliza el diagrama de cuerpo libre (D.C.L) para representar solo una parte del cuerpo humano y visualizar la ubicación de las fuerzas y los momentos.

El primer paso para el análisis del movimiento en el pie es realizar un diagrama de cuerpo libre

donde se representen todas las fuerzas y momentos que se generan con respecto al centro de masa del pie (CDM). Para el caso de análisis del pie derecho, se puede encontrar la fuerza de reacción del suelo (FR), la fuerza articular total en el tobillo (F_{tobillo}), la fuerza de gravedad (G) y el momento articular total generado en el tobillo.

De acuerdo por lo descrito en [6] y [7], para el cálculo de la fuerza de reacción del suelo provocado por una persona con un peso de 70 Kg, se debe tener en cuenta que por ser un sistema dinámico, es de considerarse un factor de servicio de 1.5 tal y como se menciona en [8], por lo tanto:

$$W = 70 \text{ kg} * 1,5 = 105 \text{ kg} \quad (1)$$

$$FR = 105 \text{ kg} * 9,81 \frac{\text{m}}{\text{s}^2} = 1030 \text{ N} \quad (2)$$

Ahora se procede en segunda instancia a analizar las componentes de la fuerza de reacción del suelo (FR):

$$FR_x = 1030 \text{ N} * \text{Cos } 73^\circ = 301,14 \text{ N} \quad (3)$$

$$FR_y = 1030 \text{ N} * \text{Sen } 73^\circ = 985 \text{ N} \quad (4)$$

Con estos datos de las componentes vectoriales en el eje x y en el eje y se continúa con las ecuaciones de equilibrio estático para cada uno de los siguientes ejes:

$$FR_x - F_{\text{tobillo } x} = 0 \quad (5)$$

$$F_{\text{tobillo } x} = 301,14 \text{ N} \quad (6)$$

$$FR_y - F_{\text{tobillo } y} - G = 0 \quad (7)$$

$$F_{\text{tobillo } y} = 975 \text{ N} \quad (8)$$

Con estos datos ahora es posible determinar la fuerza total en la articulación del tobillo mediante la aplicación de la ecuación de Pitágoras.

$$F_{\text{tobillo}} = \sqrt{(F_{\text{tobillo } x})^2 + (F_{\text{tobillo } y})^2} \quad (9)$$

$$F_{\text{tobillo}} = 1020,45 \text{ N} \quad (10)$$

Con el valor de la fuerza total en el tobillo ahora es posible determinar el valor del momento total en el tobillo, cabe resaltar que se calculan los momentos alrededor del centro de masa del tobillo (CDM) y no los momentos correspondientes a la articulación del tobillo. En el caso de análisis, se debe tener en cuenta el momento generado por la fuerza de reacción (M_{FR}), el momento generado por la fuerza del tobillo ($M_{F_{\text{tobillo}}}$) y el momento total generado en el tobillo.

$$M_{FR} + M_{F_{\text{tobillo}}} + M_{\text{tobillo}} = 0 \quad (11)$$

$$(F_R * x_{d_2}) + (F_{\text{tobillo}} * x_{d_1}) + M_{\text{tobillo}} = 0 \quad (12)$$

$$M_{\text{tobillo}} = -122,65 \text{ Nm} \quad (13)$$

Este dato de momento angular en el tobillo puede ser comparado con los datos obtenidos por [4], tan solo es necesario realizar la normalización con el peso de la persona, que en este caso corresponde a 70 kg.

$$M_{\text{tobillo}} = -122,65 \text{ Nm}/70 \text{ kg} \quad (14)$$

$$M_{\text{tobillo}} = -1,75 \text{ Nm/kg} \quad (15)$$

3. Diseño de la ortesis activa de tobillo

Cuando se habla en la ingeniería sobre el diseño de un producto es necesario tener en cuenta todas y cada una de las diferentes etapas con las cuales se compone un dispositivo [9]. En este caso, para el desarrollo de la ortesis activa de tobillo se tuvo en cuenta aspectos de diseño tales como ergonomía, economía, manufactura y funcionalidad.

Como uno de los resultados obtenidos se tiene el diseño virtual de la ortesis activa de tobillo de la figura 2, donde se puede visualizar la forma y los elementos con los cuales se compone físicamente la estructura del producto. Uno de los principales elementos en el diseño de la ortesis es el mecanismo de movimiento angular el cual le proporcionará movilidad controlada al tobillo en todo el ciclo de la marcha humana.

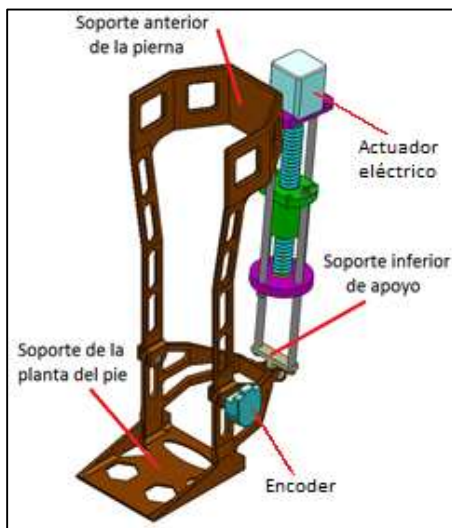


Fig. 2 Ortesis activa de tobillo

Para poder validar la estructura del diseño final de la ortesis de tobillo fue necesario realizar un análisis por elementos finitos, para ello se utilizó como herramienta el software de diseño asistido por computador llamado Solid Works. Este software

permite realizar múltiples simulaciones entre las que se encuentran la verificación de esfuerzos de un material y el desplazamiento que se genera por efectos de la aplicación de una fuerza sobre un punto determinado. Se seleccionaron como elementos de análisis de la ortesis activa de tobillo los siguientes elementos:

- Soporte inferior de apoyo.
- Soporte de la planta del pie.
- Soporte anterior de la pierna.

En la figura 2 se pueden observar la ubicación de estos elementos en el diseño de la ortesis activa de tobillo.

La ortesis activa de tobillo debe estar en la capacidad de generar movimiento rotacional controlado en la articulación, por tal motivo es necesario que se cuente con un actuador tipo eléctrico. Cabe recordar que en el mercado se pueden encontrar varios tipos de motores o actuadores eléctricos, como los motores de corriente alterna y directa, motores paso a paso, motorreductores y servomotores. Todos estos varían en sus características de trabajo de acuerdo al tamaño y a los requerimientos de potencia y velocidad de salida.

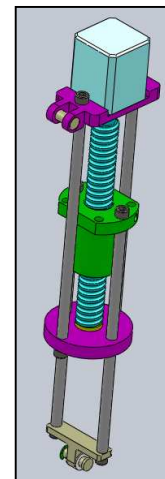


Fig. 3 Mecanismo de movimiento lineal.

El mecanismo diseñado como actuador para generar movimiento lineal es el que se muestra en la figura 3, donde básicamente el sistema se compone de un motor DC acoplado directamente a un tornillo sin fin de potencia por medio del cual se realiza la conversión de movimiento rotacional a movimiento lineal. El actuador debe ser un motor eléctrico que cumpla con los requerimientos de potencia, torque y velocidad establecidos por el diseño del mecanismo

de movimiento lineal. Por tal motivo se seleccionaron los siguientes parámetros:

Como primera medida, el mecanismo de movimiento lineal tendrá una velocidad promedio de 354,33 in/min, esta velocidad corresponde a la velocidad de desplazamiento lineal de la tuerca sobre el tornillo de potencia, ahora es necesario determinar la velocidad angular (V_A) que deberá tener el tornillo de acuerdo al paso seleccionado (5 mm = 0,1968 in/rev).

$$V_A = \frac{354,33 \text{ in/min}}{0,1968 \text{ in/rev}} = 1800 \text{ RPM} \quad (16)$$

Ahora, se procede a determinar el valor de la fuerza ejercida por el tornillo de acuerdo al valor del momento calculado en el tobillo (ecuación 13):

$$F_{\text{Tornillo}} = \frac{122,65 \text{ N*m}}{0,134 \text{ m} \text{ sen}54,38^\circ} = 1126 \text{ N} \quad (17)$$

Por otro lado, el ángulo correspondiente entre la fuerza del tornillo y la distancia al punto de análisis en el tobillo se calculó teniendo en cuenta que la ortesis debe estar ubicada en la fase de postura media del tobillo en el ciclo de la marcha humana.

La potencia mecánica necesaria en el punto de apoyo del tornillo es:

$$P = F * v = 169 \text{ W} \quad (18)$$

Durante la revisión que se realizó en el mercado de los tornillos de bolas (tornillos de potencia), se encontró que los más comunes para este tipo de aplicaciones son los tornillos con un paso de 5 mm (0,1968 in/rev). Con este dato del paso en el tornillo se puede ahora determinar cuál es el torque aplicado al tornillo de potencia con la siguiente fórmula:

$$T_d = \frac{P * F}{2\pi} = 8 \text{ lbf} * \text{in} = 0,91 \text{ Nm} \quad (19)$$

La potencia mecánica que debe ser suministrada por el actuador eléctrico, teniendo en cuenta las pérdidas por fricción en el tornillo $e=0,9$ [10], se pueden determinar por la siguiente fórmula:

$$\text{Potencia} = \frac{T_d * \text{RPM} * 2\pi}{60 * e} = 190,6 \text{ Watt} \quad (20)$$

Revisando el mercado de empresas distribuidoras de motores eléctricos, se encontró que la empresa AMETEK [11] tiene como principal función proveer todo tipo de elementos para la generación de movimiento tales como motores,

servomotores y bombas. Teniendo en cuenta el listado que ofrece esta empresa sobre los diferentes fabricantes de motores DC sin escobillas se seleccionó el motor con los requerimientos de torque, potencia y velocidad necesarios para cumplir con los objetivos de proporcionar movimiento rotacional a la ortesis.

4. Diseño del sistema de control

El sistema automático de control de velocidad y posición angular de la ortesis activa de tobillo representa uno de los puntos más importantes en las etapas de diseño de este proyecto. En este capítulo se encontrará un análisis sobre el modelo matemático que representa la dinámica de la ortesis, y después se presentará el diseño del sistema de control para velocidad y posición angular con su respectiva respuesta ante una entrada de referencia variable en el tiempo.

El modelo dinámico de la ortesis corresponde, de forma general, a la aplicación de la segunda ley de Newton tal y como se puede observar en la figura 4, donde se tiene la suposición que toda la masa de la ortesis y de la persona se encuentra concentrada en el centro de gravedad del elemento y que no se cuenta con rozamiento alguno. Por tanto:

$$\tau - MgL \cos\theta = I \frac{d^2\theta}{dt^2} \quad (21)$$

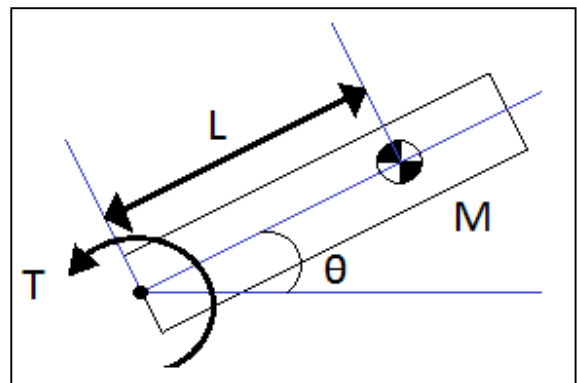


Fig. 4 Mecanismo de movimiento lineal.

Hoy en día se pueden encontrar gran variedad de estrategias de control aplicados a los motores eléctricos, donde lo primordial es controlar la velocidad angular, posición angular y torque sobre el eje de salida. Unas de las aplicaciones de control más utilizadas a nivel industrial son los sistemas de control en cascada, donde se puedan encontrar variables internas (variables de estado) con dinámicas bien diferenciadas. En el caso específico del motor

DC, el subsistema eléctrico es mucho más rápido que el subsistema mecánico, por tal motivo, la dinámica de la velocidad es más sensible a las variaciones de la señal de entrada que la dinámica de la posición.

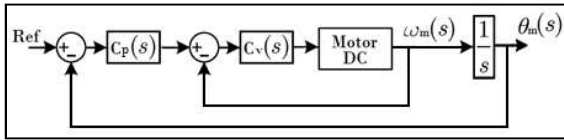


Fig. 5 Sistema de control en cascada

Para realizar el sistema de control en cascada es necesario independizar las variables de posición y velocidad, y de esta forma primero realizar el controlador a la variable más interna (usualmente la más rápida) y luego desarrollar el controlador a la variable externa del lazo de control, en este caso la posición.

En el lazo de control de velocidad se implementó un controlador PD (Proporcional-Derivativo) dado que la acción de control derivativa es también llamada en ocasiones control de velocidad, porque la magnitud de salida del controlador es proporcional a la velocidad de cambio de la señal de error [12] [13]. Para el diseño del controlador fue necesario primero revisar la respuesta de velocidad del sistema sin controlador, de esta manera se pudo establecer que los objetivos de control serían un sobreimpulso máximo del 10% y un error en estado estacionario aproximadamente del 10%. Con estos datos se obtuvieron los siguientes parámetros del controlador: $K_c = 0,04338$ y $T_d = 0,0006763$.

Ahora se procede a desarrollar el control de posición angular del motor DC teniendo en cuenta el controlador de velocidad diseñado en el punto anterior, para ello es necesario retomar el modelado dinámico directo del sistema descrito en la ecuación 21, donde la variable de entrada del sistema es el torque del tobillo y la variable de salida es la posición angular de la ortesis

El sistema representado en la figura 6 muestra la disposición final de cada uno de los bloques que hacen referencia a los componentes del sistema electromecánico de la ortesis. En éste se puede observar que aparecen dos términos constantes llamados K_{m-t} y K_{t-m} , los cuales pertenecen a las constantes de transferencia del torque del motor al tobillo y viceversa.

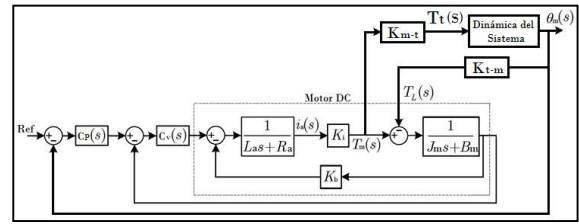


Fig. 6 Sistema de control de la ortesis activa de tobillo

Teniendo el sistema completo de la ortesis activa de tobillo, representado en un diagrama de bloques se puede ver claramente como es la interacción entre cada uno de los elementos. De esta manera también se puede observar cómo se encuentran ubicados los polos y los ceros del sistema en un plano complejo y como se pueden mover de acuerdo a la variación de una constante. A esto se le conoce el lugar geométrico de las raíces.

Con esta ubicación del lugar geométrico de las raíces, se puede empezar a diseñar el controlador PD para el lazo de posición angular, deseando que la respuesta se estabilice en unos 10 ms. Con estos datos se obtuvieron los siguientes parámetros del controlador: $K_c = 3000$ y $T_d = 6$. El resultado del controlador PD para posición angular es el que se puede observar en la siguiente figura.

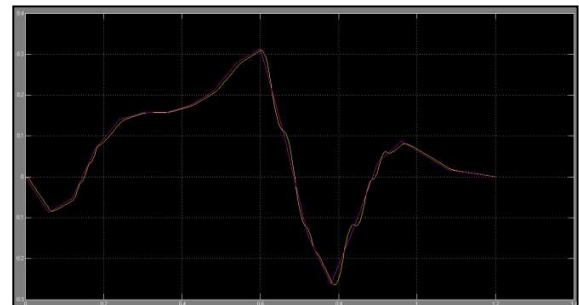


Fig. 7 Respuesta del sistema controlado

La señal de referencia (entrada al sistema) fue tomado de acuerdo a los datos experimentales obtenidos por [3] y [4], donde presentan unas gráficas correspondientes a la posición angular del tobillo y la velocidad de respuesta sobre la articulación.

5. Conclusiones

Revisando el estado del arte a nivel nacional sobre ortesis de miembro inferior se encontró que en Colombia no se ha trabajado sobre este tipo de desarrollos, la gran mayoría de grupos de investigación en biomecánica o bioingeniería se concentran en desarrollar proyectos sobre el área de prótesis tanto de miembro inferior como de miembro superior. En contraste, se tiene que a nivel mundial si

se tienen importantes avances y desarrollos en ortesis de miembro inferior y superior, esto demuestra que Colombia requiere de mayores aportes en este tipo de aplicaciones biomecánicas.

El mecanismo de movimiento lineal que se diseñó para este proyecto presenta unas grandes ventajas en cuanto a potencia y eficiencia, gracias al uso del tornillo de bolas (ball screw). Se realizó un completo análisis matemático para la correcta selección del tornillo de bolas, desde el dimensionamiento hasta la verificación de pandeo, de esta manera el mecanismo transmitirá correctamente toda la potencia requerida por el tobillo durante la marcha.

Se destaca enfáticamente la importancia de que todo proceso de diseño y desarrollo de un producto deba utilizar un software de diseño asistido por computador (CAD) y un software de ingeniería asistida por computador (CAE) que permita diseñar y validar todas y cada una de las piezas. Actualmente en el mercado de software para ingeniería se encuentra gran variedad de proveedores, pero se destaca la herramienta Solid Works dado que incorpora las dos tecnologías CAD+CAE y esto hace que se ahorre tiempo y dinero en este tipo de procesos de diseño y desarrollo.

Referencias

- [1]. **Departamento Administrativo Nacional de Estadísticas.** *Identificación de las personas con discapacidad en los territorios desde el rediseño del registro.* BOGOTÁ : DANE, 2008. pág. 22.
- [2]. **Vaughan, Christopher L., Davis, Brian L. y O'Connor, Jeremy C.** *Dynamics of Human Gait.* Second Edition. Cape Town : Kiboho Publishers, 1999. 0-620-23560-8.
- [3]. **Palmer, Michael Lars.** *Sagittal Plane Characterization of Normal Human Ankle Function Across a Range of Walking Gait Speeds.* Department of Mechanical Engineering, Massachusetts Institute of Technology. Cambridge : s.n., 2002. pág. 72, Tesis de Maestría.
- [4]. **Gates, Deanna Helene.** *Characterizing Ankle Function During Stair Ascent, Descent, and Level Walking for Ankle Prosthesis and Orthosis Design.* College of Engineering, Boston University. Boston : s.n., 2004. pág. 95, Tesis de Maestría.
- [5]. **Hamill, Joseph y Knutsen, Kathlenn M.** *Biomechanical basis of human movement.* Tercera Edición. Philadelphia : Lippincott Williams & Wilkins, 2008. pág. 491. 9780781791281.
- [6]. **Trew, Marion y Everett, Tony.** *Fundamentos del Movimiento Humano.* Quinta Edición. Barcelona : Elsevier Ltda., 2006. 0-443-07446-1.
- [7]. **Winter, David A.** *Biomechanics and Motor Control of Human Movement.* cuarta edición. New Jersey : John Wiley & Sons, 2009. 978-0-470-39818-0.
- [8]. **Norton, Robert L.** *Diseño de Máquinas.* Primera Edición. Madrid : Pearson, 1999. pág. 1066. 978-970-17-0257-4.
- [9]. **Ulrich, Karl T. y Eppinger, Steven D.** *Diseño y Desarrollo de Productos.* Cuarta edición. México, D.F. : Mc Graw-Hill, 2009. 978-970-10-6036-3.
- [10]. **Deutschman, Aaron D., Michels, Walter J. y Wilson, Charles E.** *Diseño de Máquinas, Teoría y Práctica.* Primera Edición. México D.F : Editorial Cecsca, 1991. pág. 973. 968-26-0600-4.
- [11]. **Ametek. Technical and Industrial Products.** [En línea] [Citado el: 25 de Marzo de 2011.] [http://www.ametektip.com/index.php?option=com_catalog&view=sections&which=catalogs&id=5&parentName=Motors.](http://www.ametektip.com/index.php?option=com_catalog&view=sections&which=catalogs&id=5&parentName=Motors)
- [12]. **Kuo, Benjamin C.** *Sistemas de Control Automático.* Séptima Edición. Naucalpan de Juárez : Pearson, 1996. pág. 897. 968-880-723-0.
- [13]. **Ogata, Katsuhico.** *Ingeniería de Control Moderna.* Tercera Edición. Naucalpan de Juárez : Prentice Hall, 1998. pág. 998. 970-17-0048-1.