

Diseño de un prototipo para la estructura motriz de extremidad de miembro superior Ermo

DIRECTOR: GIOVANNI BERMÚDEZ



ÓSCAR ALEXÁNDER GARZÓN GONZÁLEZ

Actualmente es auxiliar de laboratorio en el Centro de Metrología *Medidores –Técnica y Equipo* MTE. Cursa estudios en Tecnología Electrónica en la Universidad Distrital Francisco José de Caldas; técnico electrónico del Instituto Electrónico Juangel. Estudió inglés conversacional en el Instituto Meyer. Sus áreas de interés son la robótica y el control electrónico.



SONIA MILENA VARGAS CASAS

Actualmente es auxiliar de laboratorio en el Centro de Metrología *Medidores –Técnica y Equipo* MTE. Cursa estudios en tecnología electrónica en la Universidad Distrital Francisco José de Caldas. Sus áreas de interés son la robótica y la realidad virtual.

RESUMEN

En este artículo se presenta el diseño de una estructura motriz. Se pretende que su principio de funcionamiento se emplee en un futuro diseño para una prótesis de miembro superior. Con esta investigación se busca iniciar la evolución del diseño de prótesis en Colombia, asimilando nuevas tecnologías en el tema, para mejorar el nivel de vida de las personas con discapacidad de miembro superior. En este documento se entregan los resultados del desarrollo del proyecto de grado en Tecnología en Electrónica, en el que se evalúa el comportamiento del *cabla muscular* en precisión y generación de fuerza en una estructura motriz, caracterizada por imitar el comportamiento de la mano, en cuanto a precisión.

Palabras clave

Nitinol, alambre muscular, prótesis, estructura motriz, pinza

INTRODUCCIÓN

El desarrollo de Ermo¹ se fundamenta en la generación de desplazamientos similares a la motricidad de la mano humana, basado en un desarrollo con cable muscular² que genera movimientos sin la implantación de motores. Se busca la optimización de una prótesis mioelectrónica en el futuro.

La idea de Ermo nace de las carencias y la problemática que viven las personas con amputación de miembro superior, y se fundamenta en la investigación realizada para el proyecto de grado en tecnología, que plantea una solución para el mejoramiento de la estructura motriz de las prótesis actuales. Con base en las prótesis mioeléctricas se busca que tengan mayor flexibilidad y menos peso, y sean menos costosas. Ermo, inspirado en la anatomía de la mano humana, logra generar tres tipos de rutina de movimientos: terminal superior, inferior y de pinza. Ermo es controlado por un programa desarrollado con un lenguaje de programación gráfica, plataforma interactiva entre el usuario y la estructura motriz, que permite operar esta en diferentes modos, tanto para movimientos individuales como conjuntos. Una imagen de su aspecto final, se presenta en la figura 1.

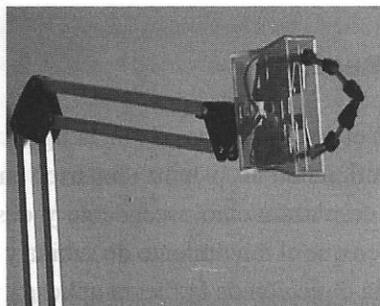


Figura 1. Estructura motriz Ermo.

MARCO TEÓRICO

Alambre muscular

El nitinol [1], fabricado sobre la base de metales con memoria de forma, tiene la propiedad de cambiar de apariencia según la temperatura. Esta propiedad depende de la cantidad cristalina que se encuentre en una de las dos

fases. La estructura molecular de los materiales con memoria de forma se caracteriza por dos fases cristalinas, que dependen de la temperatura o la fatiga del material: la *martensite*³ y *austenite*⁴.

Los alambres musculares están fabricados para generar movimientos *cortos y rápidos*, gracias a su aleación de *níquel y titanio* al 50%.

La gráfica de histéresis del nitinol (deformación en función de temperatura) estará en 100% del estado *austenite* hasta que llegue a la temperatura de inicio (MS) del estado *martensite*. Cuando la temperatura baja hasta el estado *martensite* (MF), todos los metales del material estarán en estado *martensite*. La forma del material no será alterada por este proceso. En la fase *martensite* el material puede ser deformado con facilidad por fuerzas externas gracias a su estructura molecular. El material no volverá a la forma original debido a que se encuentra a una temperatura menor que MF. Al elevar la temperatura, el material comenzará a recuperar su forma original cuando alcance la temperatura inicial del estado *austenite* (AS), y tendrá la forma original cuando llegue a la temperatura final del estado *austenite* (AF).

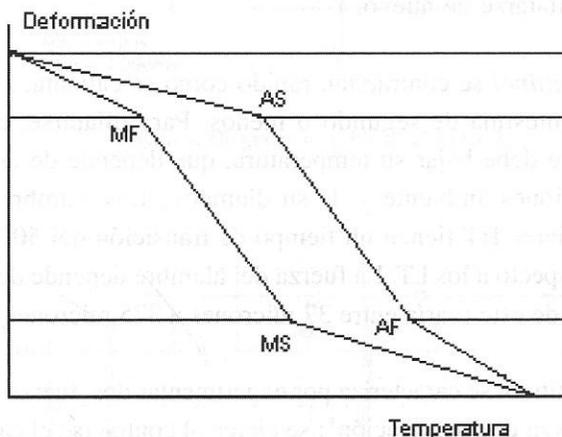


Figura 2. Histéresis Nitinol.

- 1 Estructura motriz de extremidad de miembro superior.
- 2 Nitinol. Alambre metálico delgado que al conducir corriente eléctrica se contrae, y al dejar de conducir corriente se relaja, de forma muy parecida a como lo hace un músculo.
- 3 Martensite: fase cristalina generada a baja temperatura, que se analiza en la histéresis del nitinol.
- 4 Austenite: fase cristalina generada a alta temperatura, que se analiza en la histéresis del nitinol.

Cuando la aleación está por debajo de la “temperatura de transición”, se le puede deformar y tensionar sin causar daño permanente, más que a otros metales. Después de haber deformado la aleación, si se la calienta (eléctricamente o por una fuente de calor externa) por encima de su “temperatura de transición”, la aleación “recupera” la forma anterior y desaparece por completo la deformación previa.

Los dos tipos más comerciales de cable son los que requieren temperaturas de 70 y 90 grados centígrados para activarse. Los de 90 grados tienen la terminación HT (*High Temperature*) y los de 70 grados terminan en LT (*Low temperature*).

El alambre puede trabajar en rangos extremos, de hasta un 8% o un 10% de su longitud, pero se recomienda no exceder el rango de 5% para que la aleación no sufra fatiga. Si se usan dentro del rango del 5%, pueden trabajar por millones de ciclos. La velocidad de respuesta del *nitinol* es variable, dependiendo de valores predefinidos de fabricante, que varían de acuerdo con el diámetro del alambre. Como regla general, las aleaciones con memoria de forma se contraen muy rápidamente, pero suelen tomarse el doble o triple de tiempo para dilatarse de nuevo.

El *nitinol* se contrae tan rápido como se calienta, en una centésima de segundo o menos. Para dilatarse, el alambre debe bajar su temperatura, que depende de las condiciones ambiente y de su diámetro. Los alambres musculares HT tienen un tiempo de transición del 50% con respecto a los LT. La fuerza del alambre depende del grosor de éste (varía entre 37 micrones a 375 micrones).

El *nitinol* se caracteriza por experimentar dos fuerzas:

1. Fuerza de recuperación⁵: se ejerce al contraerse el cable. Puede ir de 5 gramos, para el hilo de 50 micrómetros, hasta 930 gramos (casi un kilo) para el hilo de 150 micrómetros.
2. Fuerza de deformación: se ocupa de estirar otra vez el alambre, cuando ya se ha enfriado. Esta fuerza equivale casi siempre a casi una sexta parte de la fuerza que ejerce el alambre cuando se contrae.

METODOLOGÍA EMPLEADA

El desarrollo de *Ermo* se inició asumiendo la problemática y los requisitos del trabajo de investigación para la propuesta de proyecto de grado en tecnología. De esta forma se planteó la problemática del funcionamiento de las prótesis actuales en Colombia, viendo la necesidad de buscar un material que se comportara de manera parecida al sistema muscular humano. Encontrado el material o el mecanismo, se afianzaron y reconocieron las propiedades y características del material. Después de saber utilizar el material o mecanismo y conociendo su comportamiento, se buscó la forma de generar desplazamientos similares a los de la mano.

Se partió de la proyección a futuro, de utilizar el principio de funcionamiento de *Ermo* para el desarrollo de una futura prótesis mioelectrónica, y se generó un sistema de control, por medio de un programa que logró reemplazar, en cierto nivel, la estructura de las señales EMG⁶. Luego, partiendo de una estructura que generara movimientos controlados y un sistema de control, se debió crear una interfaz de conexión que logró un óptimo funcionamiento.

FUNDAMENTO MATEMÁTICO

Estructura mecánica

Con base en el diseño presentado en la figura 3, el análisis se inicia definiendo un sistema simétrico en el mecanismo para el desplazamiento ascendente y descendente de la terminal, en que el movimiento de subida y bajada se diferencia por la dirección de la fuerza aplicada por el cable a las poleas 1a y 1b. El desplazamiento es transmitido a los piñones que se encuentran en el mismo eje.

Se asume que el sistema de palancas de la figura 3 se comporta como una sola palanca de longitud 0,14 m; despreciando el margen de error que se genera por la apreciación.

⁵ Datos obtenidos en hoja de características del material.

⁶ Señales EMG. Encargadas de controlar los movimientos de las prótesis mioelectrónicas, las cuales son generadas por el sistema nervioso.

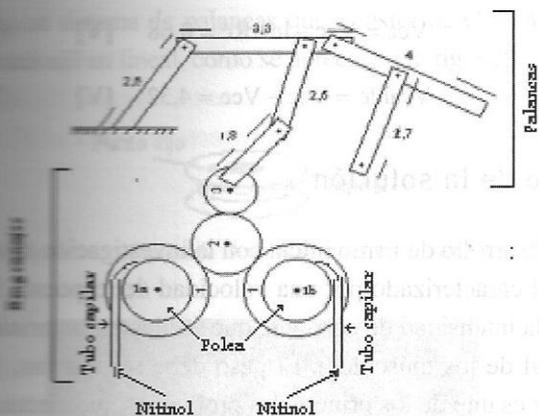


Figura 3. Estructura motriz de Ermo.

El análisis del mecanismo se inicia midiendo la fuerza de la palanca (Fp) del sistema, con un resorte que tiene constante de deformación (k) de 0,12, de acuerdo con la ley de Hooke.

$$F = K * \Delta L \tag{1}$$

Con la fuerza fina continúa el análisis en forma descendente, con base en la ley de conservación de energía y la relación de transmisión. El análisis concluye con la determinación de la fuerza generada por el cable, la cual se puede apreciar en la tabla 1.

$$f_n * l_n = f_{n1} * l_{n1} \tag{2}$$

$$N = \frac{n1}{n2} \tag{3}$$

Tabla 1. Análisis mecánico de la fibra utilizada.

Ubicación de piñón según figura 3	1	2	3
Dientes piñón (n)	53	38	27
Fuerza (mN)	0,8	1,26	1,78
CABLE MUSCULAR			
Fuerza (mN)	0,8	Longitud m	0,05
Fuerza palanca Fp 7 (mN)		Longitud m	0,14

Teniendo en cuenta que el piñón 1 y la polea 1a y 1b están sobre el mismo eje, la fuerza que actúa en ellos es la misma, y ésta es la generada por el cable.

Análisis de etapa de potencia

La etapa de potencia está conformada por cuatro Tip122. Cada uno de éstos se encarga de excitar un cable muscular. Los transistores son Darlington que pueden manejar grandes corrientes en sus salidas. Como se mencionó, Ermo cuenta con dos velocidades. El programa envía un dato que es procesado por el microcontrolador y, dependiendo de cuál velocidad sea, éste varía el ancho de pulso de la señal que se aplica al cable muscular.

Los diagramas para las velocidades 1 y 2, con sus respectivas simulaciones, se muestran a continuación:

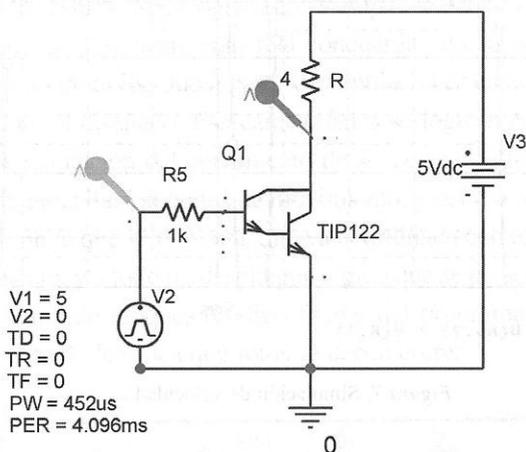


Figura 4. Diagrama de cable a velocidad 1.

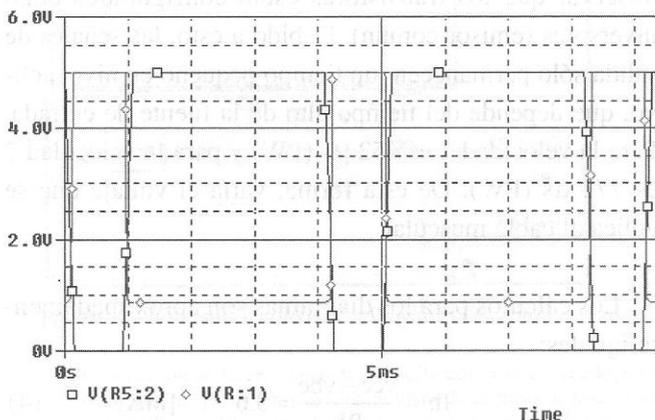


Figura 5. Simulación de velocidad 1.

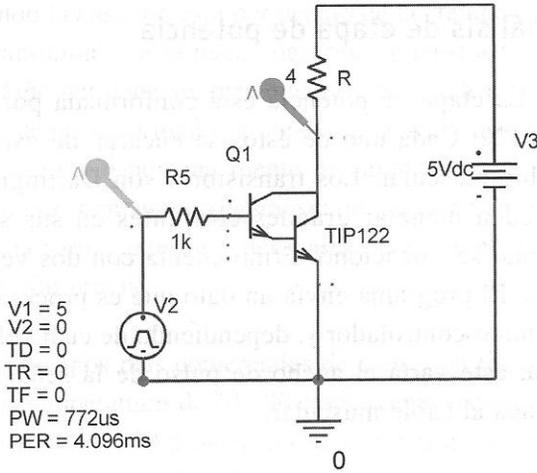


Figura 6. Diagrama de cable a velocidad 2.



Figura 7. Simulación de velocidad 2.

En las gráficas de simulaciones aparecen la señal de la fuente, que en este caso sería la del microcontrolador, con un periodo de 4,096 ms, y la señal de salida. Se puede observar que los transistores están configurados como inversores (emisor común). Debido a esto, las señales de salida sólo permanecen un tiempo pequeño en nivel activo, que depende del tiempo alto de la fuente de entrada. Para la velocidad 1 es 452 μs (PW) y para la velocidad 2 es 772 μs (PW). De esta forma, varía el voltaje que se aplica al cable muscular.

Los cálculos para los diagramas son aproximadamente iguales:

$$I_b = \frac{V_{cc} - V_{be}}{R_b} = 3,6 \quad [mA] \quad (4)$$

$$I_c = h_{fe} * I_b = 1,08 \quad [A] \quad (5)$$

$$V_{ce} = V_{cc} - I_c * R_c = 0,68 \quad [V] \quad (6)$$

$$V_{cable} = V_{cc} - V_{ce} = 4,32 \quad [V] \quad (7)$$

Diseño de la solución

El desarrollo de Ermo inicia con la investigación de un material caracterizado por una velocidad de respuesta, ligada a la intensidad de corriente que reciba (característica principal de los músculos). El peso debe ser mínimo, ya que éste es uno de los principales problemas que afectan a las personas con amputación de miembro superior. Además debe ser un material de tecnología de punta. Esta indagación que dio como resultado el *cable muscular*.

Partiendo del material, con el que se generará el desarrollo, se inició reconociendo, afianzando, manejando y aprendiendo características y principios de comportamiento, con base en los materiales con memoria de forma, su generación de fuerza, optimización de su contracción, la cual depende en la forma de su alimentación, y el comportamiento, de acuerdo con su entrenamiento.

Con base en el proceso anterior, se logra ver la desventaja que presenta el nitinol en el desarrollo de la fuerza, directamente proporcional a la longitud. Por esta razón se decide emplear el cable con técnica de trenzado dos⁷; que aumenta la fuerza en razón de 0,5, lo cual implica un aumento de corriente de 0,25 A. Aquí es necesario diseñar e implementar una estructura que logre corregir las deficiencias del material para nuestro propósito, para demostrar las ventajas que se obtendrían en la implantación de prótesis.

Para aumentar la fuerza generada por el cable, se produce un movimiento rotacional con una polea (figura 8). Este dispositivo basa su funcionamiento en la fuerza tangencial ejercida en el perímetro de la polea; gracias a que uno de los extremos del nitinol se encuentra fijo. Al recibir éste un estímulo, se contraerá y hará girar la polea. Este desplazamiento es directamente proporcional al radio de la polea y a la longitud del cable. Se utiliza también una caja de engranaje que se puede apreciar en la figura 9. Se hace necesario un sistema que aumente el desplazamiento del cable, para lo cual se uti-

⁷ Técnica trenzado dos: se entrelazan cables de nitinol de la misma longitud, características y sin entrenamiento.

El control de Ermo se basa en la generación de un código ASCII, determinado por el programa que se presenta en la tabla 2. Los datos que se transmiten por el puerto serial contienen la información de la velocidad a la que va a operar la estructura, el modo de funcionamiento (terminal a mover) y el sentido de movimiento.

Tabla 2. Control de Ermo.

	Dato	Veloc.	Despla.	ASCII
Dedo 1	11000001	1	Up	Atl. 181
	11110001	2		Atl. 241
	11000010	1	Down	Atl. 182
	11110010	2		Atl. 242
Dedo 2	11000101	1	Up	Atl. 143
	11110101	2		Atl. 245
	11000110	1	Down	Atl. 146
	11110110	2		Atl. 246
Pinza	11001001	1	Up	Atl. 144
	11111001	2		Atl. 249
	11001010	1	Down	Atl. 145
	11111010	2		Atl. 250

A cada terminal (dedo 1, 2 y pinza) corresponden cuatro posiciones de tabla, gracias a que se tienen dos tipos de desplazamiento (*up* - *down*) y, a la vez, dos velocidades para cada uno.

El equivalente binario del código ASCII, seleccionado en el programa, representa determinada información de acuerdo con la ubicación del bit.

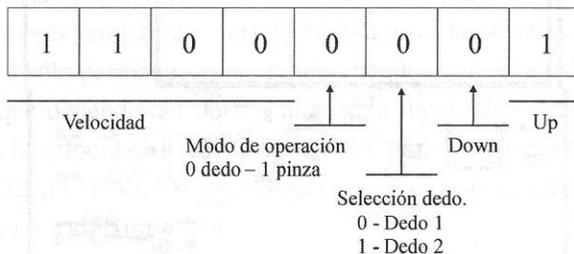


Figura 12. Información por bit transmitido.

El secreto de control de Ermo se basa en que los cuatro bit más significativos no varían para la misma velocidad, lo cual indica que la generación del ciclo útil en el pulso de excitación del nitinol tendrá una variación mínima. Esto garantiza la motricidad coordinada en los desplazamientos.

Constituido Ermo por sus dos bloques principales (software y estructura motriz), es necesario generar una interfaz de conexión que permita el funcionamiento óptimo. Se debe tomar las medidas de protección necesarias, para el PC y para el cable.

La interfaz de conexión está constituida por tres subpartes, presentes en el diagrama esquemático de la figura 13.

1. *Acople*: etapa constituida por el integrado MAX232, encargado de cambiar el nivel de voltaje serial (+9 V, -9 V) a uno TTL (0 V y 5 V).
2. *Control y recepción*: encargada de recibir y procesar la información capturada por medio de un microcontrolador (PIC16F873), que genera el pulso de excitación adecuado para lograr el desplazamiento en la estructura mecánica. La recepción se basa en el manejo de la USART [4] a una velocidad de 9.600 baudios asíncrona. La USART se encarga de capturar la información generada por el programa de control y almacenarla en un registro de uso general, denominado TEMPO.

Este periférico está configurado para realizar recepción continua. Al finalizar, produce una interrupción en la cual se identifica el modo de operación, la velocidad y el sentido de desplazamiento de la estructura motriz.

Según el estado en que se encuentre el bit dos de TEMPO, se carga en CCPR2L, si maneja el dedo 1, o en CCPR1L, si maneja el dedo 2. El valor cargado determina el ancho de pulso en los módulos PWM (procedimiento que se debe seguir cuando se opera en modo de un solo dedo). Si el bit tres se encuentra activo, el valor se carga en ambos registros, ya que se va a operar en modo de pinza.

El dato capturado se muestra en el puerto PB que, con los dos bit menos significativos de la trama, realiza la multiplexación a la señal encargada de seleccionar el cable que se debe excitar¹⁰ por medio del *buffer* 74LS244, gracias a que tiene pin de activación.

¹⁰ Por dedo se manejan dos cables, que se pueden apreciar en la figura 3. El 1 genera el desplazamiento y el otro, el retroceso.

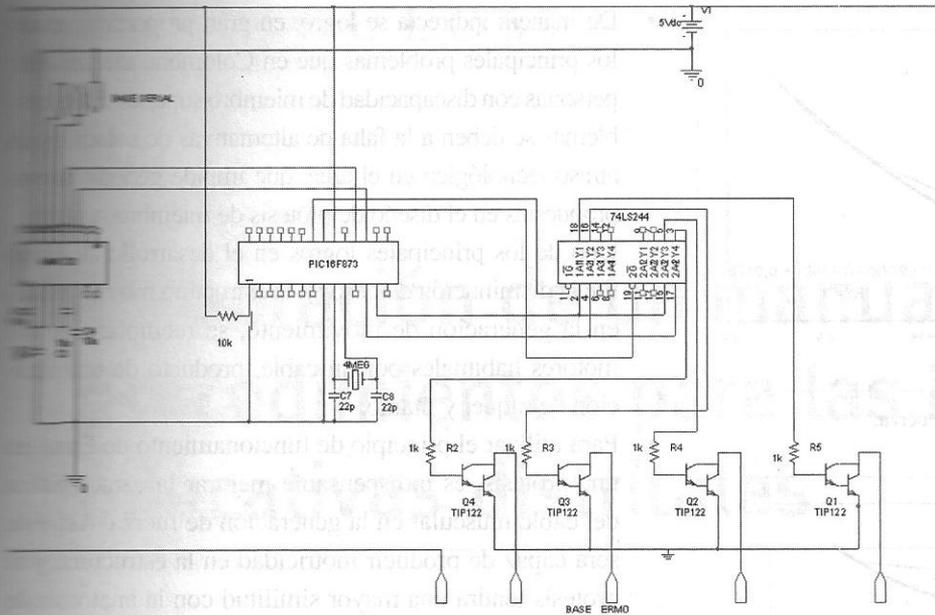


Figura 13 Etapa de interfaz.

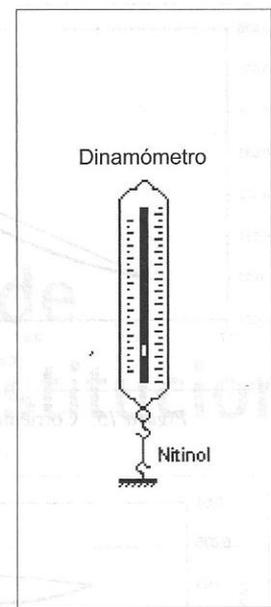


Figura 14. Prueba de fuerza.

3. *De corriente:* conformada por cuatro transistores (TIP 122) encargados de suministrar la corriente necesaria para excitar el cable. Los TIP se encuentran en configuración de saturación (emisor común). El comportamiento de la etapa de potencia depende de la señal enviada por el microcontrolador a los TIP, simulación que se encuentra en la fundamentación matemática, en el análisis de la etapa de potencia.

RESULTADOS

El desarrollo de Ermo se inició con el afianzamiento del cable muscular, junto con la práctica de una serie de pruebas que sirvieron para evaluar el comportamiento del nitinol.

La principal deficiencia radica en que la fuerza desarrollada por el cable es proporcional a su longitud. Este dato se obtuvo al analizar los resultados en la prueba de determinación de fuerza¹¹, de donde se obtuvo la tabla 3.

Una de las dificultades en la realización de la prueba es que los datos tomados no son muy exactos, debido a que los instrumentos utilizados no tienen la suficiente pre-

visión para este tipo de análisis. Por esta razón, la prueba de fuerza presenta un margen de error grande.

Para determinar el comportamiento del cable, se compara la fuerza que éste genera con el suministro de voltaje y corriente, figuras 15 y 16.

Por la mínima cantidad de datos obtenidos en la prueba no se puede analizar las gráficas; por esta razón, fue necesario utilizar un programa¹². El resultado, que se aprecia en las figuras 15 y 16, muestra que el cable presenta un comportamiento polinomial de grado dos.

De la prueba de fuerza se concluye que el material (nitinol) no genera suficiente fuerza ni desplazamiento para utilizarlo como estructura motriz directa. Por tanto fue necesario diseñar e implementar una estructura que corrigiera las deficiencias del material (figura 3). De esta manera, se apreciarían las ventajas de la implantación de prótesis.

Tabla 3. Prueba de fuerza.

Cable de 2,5 cm.		
Voltaje	Corriente	Fuerza
2,93	0,74 A	0,03 N
3,71	0,93 A	0,035 N
3,64	0,88 A	0,033 N
Cable entrelazado 2		
3,25	1,18 A	0,045 N

¹¹ Prueba de fuerza. Consiste en fijar un extremo del cable a una superficie fija y el otro, en la terminal del dinamómetro (figura 14).
¹² Excel. Análisis por tendencia de comportamiento.

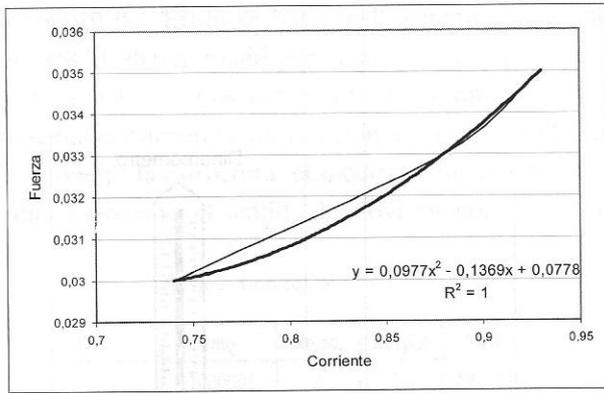


Figura 15. Corriente vs. Fuerza.

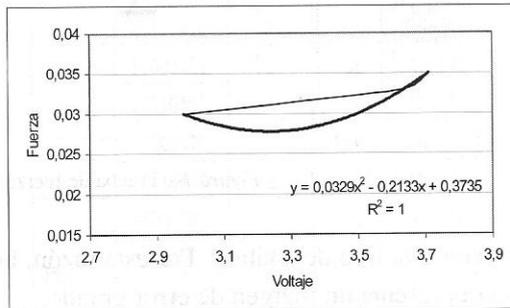


Figura 16. Voltaje vs. Fuerza.

PERSPECTIVA

Se pretende dar continuidad al proyecto Diseño de prototipo de estructura motriz, de extremidad de miembro superior Ermo (propuesta de grado en Tecnología), introduciendo mejoramientos, que superen la deficiencia de fuerza que presenta el principio de funcionamiento.

Como perspectiva a futuro, partiendo de haber logrado optimizar la fuerza en la estructura motriz de Ermo, se pretende que está sea la base motriz de una prótesis mioeléctrica que proporcionaría mejor nivel de vida para las personas discapacitadas, ya que presentaría mejor anatomía, y sus características físicas se acercarían a las de un miembro superior normal.

CONCLUSIONES

- Se logró iniciar un desarrollo tecnológico en la generación de desplazamientos con base en el comportamiento del cable muscular. Este reemplazó los motores tradicionales.

- De manera indirecta se logró, en gran proporción, atacar los principales problemas que en Colombia, afectan a las personas con discapacidad de miembro superior. Estos problemas se deben a la falta de alternativas de solución y al atraso tecnológico en el área, que impide generar nuevas propuestas en el diseño de prótesis de miembro superior.
- Uno de los principales logros en el desarrollo de Ermo fue la disminución de peso en la estructura motriz ya que, en la generación de movimiento, se reemplazaron los motores habituales por un cable, producto de una aleación de níquel y titanio.
- Para utilizar el principio de funcionamiento de Ermo en una prótesis, es indispensable mejorar la característica del cable muscular en la generación de fuerza. Así, éste será capaz de producir motricidad en la estructura, y la prótesis tendrá una mayor similitud con la anatomía de la mano (músculos, tendones y sistema neuronal).
- Con las características actuales del cable, se lograría un excelente comportamiento en el uso de la biomedicina, enfocada en el movimiento de músculos muertos donde no se requiera mayor fuerza.
- Otra de las ventajas de la estructura Ermo, es controlar la velocidad del movimiento, y tener diferentes opciones para realizar desplazamientos. Si este beneficio se implementa en una prótesis, se superaría la limitación de motricidad de las personas discapacitadas, ya que la mayoría de las prótesis utilizadas en Colombia sólo tienen la opción de abrir o cerrar.

Uno de los principales problemas hallados en el proceso de diseño y desarrollo de Ermo son los temas interdisciplinarios, pues es fundamental conocer medicina, mecánica, y electrónica, entre otras ramas para lograr una excelente propuesta. Por esta razón se recomienda, para un futuro trabajo, conocer conceptos de mecánica y electrónica.

REFERENCIAS

[1] Alambres musculares. SCM International. 1999. www.SCMStore.com.
 [2] LABVIEW Manual del Curso Básico I y II. Junio de 2000. National Instruments Corporation.
 [3] Usategui, José A. 2000. *Microcontroladores <PIC>. Diseño práctico de aplicaciones*. Segunda parte: PIC 16F87X. Segunda edición. Volumen 2. Bogotá: McGraw – Hill.