

## Propuesta para el control del movimiento de una prótesis trans-humeral de tres grados de libertad, con actuadores en paralelo

G. Díaz, L. Leija, R. Muñoz, Ja. Álvarez, Z. Escudero  
Centro de Investigación y de Estudios Avanzados del I.P.N.  
Sección de Bioelectrónica. Departamento de Ingeniería Eléctrica  
Av. I.P.N. #2508 C.P.07360, México D.F.  
Tel. 50 61 38 00 Ext. 6212 Fax 57 47 70 80  
Email: [lleija@mail.cinvestav.mx](mailto:lleija@mail.cinvestav.mx)

### RESUMEN

Actualmente en la sección de Bioelectrónica del CINVESTAV-México, se cuenta con prótesis en prototipo para el reemplazo de brazo en corte por arriba de codo (Fig. 1) con una topología mecánica en paralelo. Las articulaciones activas que posee corresponden a prensión, prono-supinación, flexión-extensión de codo y rotación humeral; en donde los movimientos de pronación y supinación son a nivel de codo, mientras que en las prótesis comerciales estos movimientos son a nivel de muñeca; El movimiento de Rotación Humeral es una nueva adición, ya que todas las prótesis comerciales solo reportan los movimientos de prensión, flexión-extensión, y prono-supinación.

El diseño de esta prótesis proporciona varias características con respecto a la de las prótesis reportadas; En la comparación de dichas características, esta prótesis cuenta con ventajas considerablemente favorables en algunas características, y similitudes aceptables en el resto de las características.

### I. INTRODUCCIÓN

Prótesis es un dispositivo diseñado y desarrollado para sustituir un miembro del cuerpo humano, tanto estructuralmente como funcionalmente [1].

En este trabajo se propone el diseño y construcción de un control para la operación de una prótesis trans-humeral con 3 grados de libertad en el codo, con topología en paralelo de los actuadores. La topología en paralelo permite que por lo menos dos actuadores participen simultáneamente en cada uno de los tres movimientos activos del codo, mientras que los actuadores que no participan en cada movimiento permanecerán rígidos dando soporte a la estructura.

Existe una gran variedad de mecanismos paralelos concebidos, pero muy pocos han sido analizados, modelados o llevados a la práctica [2].



Fig. 1. Prótesis de 3 grados de libertad en el codo, con actuadores en paralelo

El diseño de los actuadores en paralelo es de gran importancia, porque los actuadores operan al mismo tiempo, para así añadir la suma de su fuerza con las de los demás actuadores [3]. Por otra parte, en los trabajos reportados sobre prótesis, éstas primero mueven una articulación y luego otra (operación en serie), lo que no permite un control de movimientos parecidos a los naturales en un ser humano [3].

El mecanismo paralelo de la prótesis requiere de un sistema coordinador, que determine cuáles son los actuadores que deben ser energizados para producir el movimiento deseado y en qué cantidad deben moverse. De ahí la importancia del Modelo Cinemático del mecanismo del codo: Un Modelo Cinemático es un conjunto de ecuaciones que permiten determinar la posición del efector final cuando se conoce la posición de sus actuadores.

Luego entonces la importancia del Modelo Cinemático Inverso del mecanismo del codo; Ya que nos permite determinar la posición de los actuadores cuando se conoce la posición del efector final.

Como el usuario solamente le interesa hacer flexiones de codo, prono-supinaciones y rotaciones humerales, se debe, por regla general, que en un sistema paralelo se intercale un sistema coordinador que active a cada motor con la fuerza y en el momento apropiado.

En la Fig. 2, se puede observar el esquema del codo mecánico en paralelo, donde al contraerse los actuadores BI y CF se produce la rotación humeral interna. El movimiento simultáneo y en el mismo sentido de los actuadores DE y CF producen la flexión del codo conservándose constantes las otras variables del mecanismo. Si los actuadores DE y CF se mueven simultáneamente, pero ahora en sentidos opuestos, entonces se obtiene la prono-supinación.

El control debe estar compuesto por varias etapas que incluyan desde el microcontrolador, los sensores, los actuadores, comandos del usuario, monitoreo de las variables de estado y el algoritmo de control.

## II. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Actualmente se cuenta con prótesis para extremidad superior por amputación por arriba de codo, en las cuales la operación de sus actuadores es en forma serial, es decir, primero mueven una articulación y luego otra, este tipo de operación hace que los movimientos de las prótesis se asemejen a los de un brazo robot y no permiten reproducir los movimientos naturales de un hombre común.

### Propuesta de control del movimiento de la prótesis trans-humeral.

Todos los análisis y algoritmos de control de prótesis para extremidad superior, están hechos para controlar operaciones con actuadores en serie; Este tipo de control hace que los movimientos de las articulaciones de las prótesis se asemejen a los movimientos de un brazo robot, esto conlleva a una no-total aceptación de la prótesis por el usuario.

Se propone construir un algoritmo de control para la prótesis trans-humeral descrita en párrafos anteriores, basándose en las ecuaciones 1, 7, 8, y 9 que se verán más adelante; Estas ecuaciones fueron hechas a partir del análisis cinemático de las articulaciones de la prótesis trans-humeral.

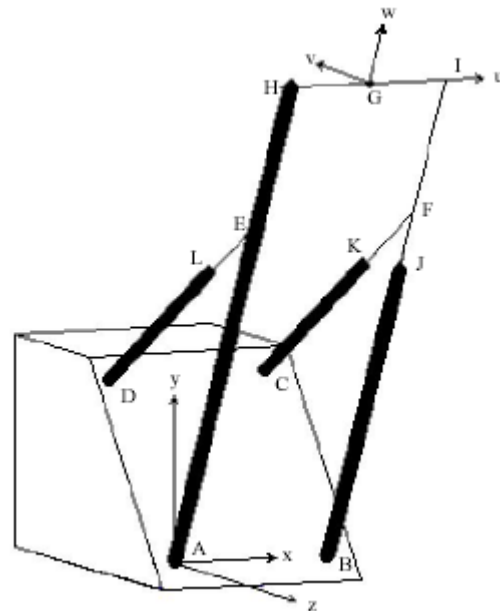


Fig. 2. Esquema de codo mecánico en paralelo. Se muestran la base fija, los actuadores, las uniones y los ejes coordenados.

## III. PROPUESTA DE SOLUCION Y RESULTADOS OBTENIDOS DEL PROTOTIPO

Los componentes de la primera aproximación del sistema de control de la prótesis y la relación que guardan entre ellos están descritos en el diagrama a bloques de la Fig. 3.

### Características técnicas de la prótesis trans-humeral

Tabla 1  
Características principales determinadas en el modelo de los actuadores empleados en la prótesis.

Peso	110 g
Longitud retraído	162 mm
Longitud extendido	234 mm
Carrera	72 mm
Diámetro nominal	18 mm
Diámetro máximo	20 mm
Fuerza máxima Vs. Voltaje nominal	22 kgf
Corriente a plena carga	0.8 A
Potencia máxima de salida	5.8 W
Eficiencia máxima	54 %
Velocidad de contracción máxima	72 mm/s

La eficiencia máxima fue del 54 % y se presenta con una carga de 7 kgf. Los actuadores trabajarán en su región de eficiencia máxima en la mayoría de las tareas cotidianas, donde se espera que el actuador desarrolle una fuerza de 6 a 7 Kg.

Cuando se trabaja en máxima eficiencia el motor se calienta menos, hace menos ruido y se desgasta menos.

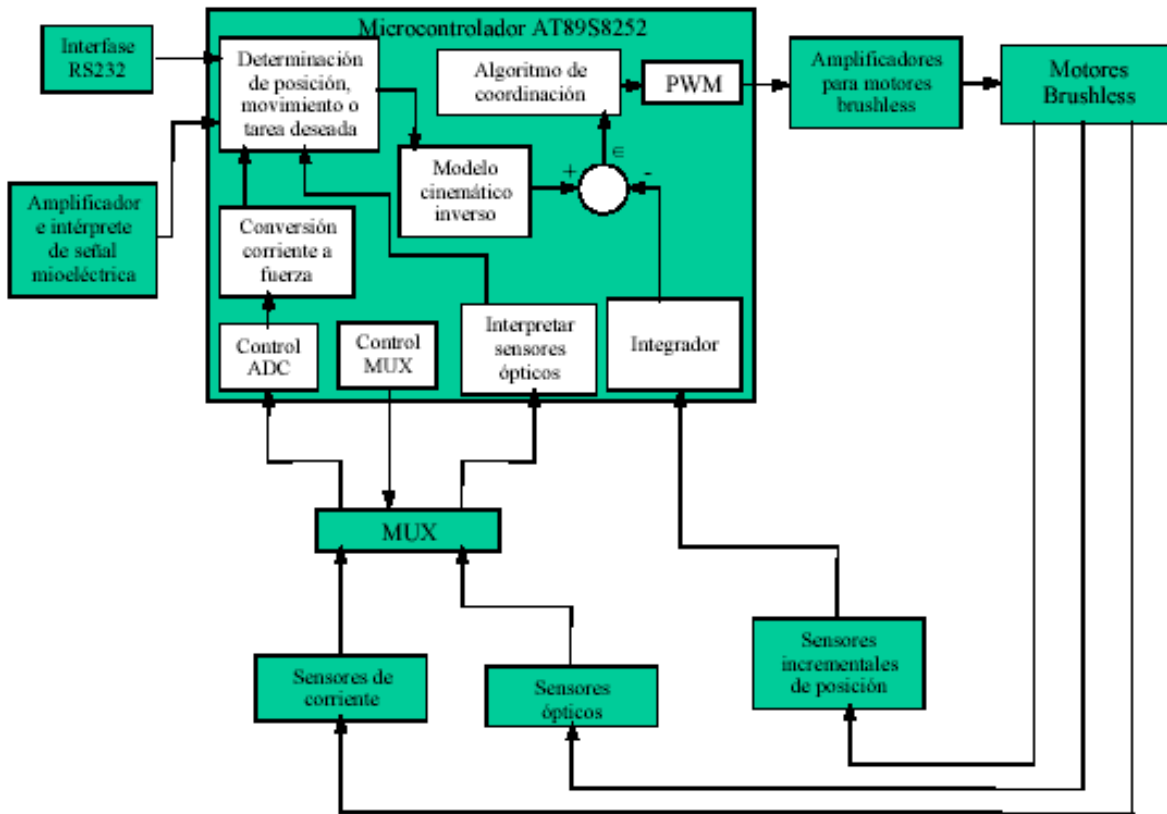


Fig. 3. Diagrama a bloques de los principales elementos de la primera aproximación del control de la prótesis y la relación entre ellos.

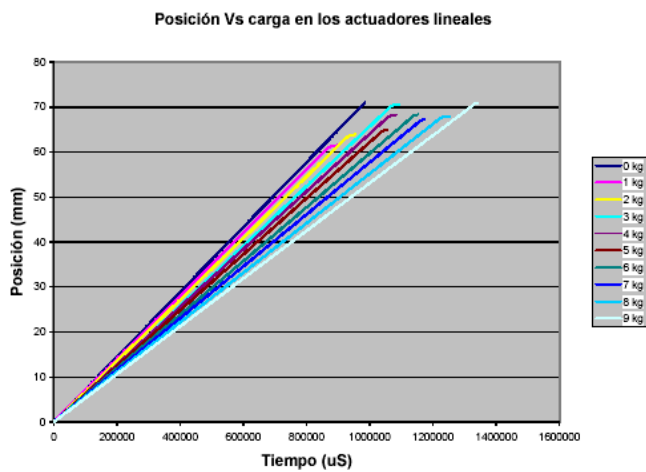


Fig. 4. Contracción de los actuadores con respecto al tiempo. La pendiente de cada línea corresponde a la velocidad. Las curvas son de izquierda a derecha de 0 a 9 kg de carga en la palma de la mano.

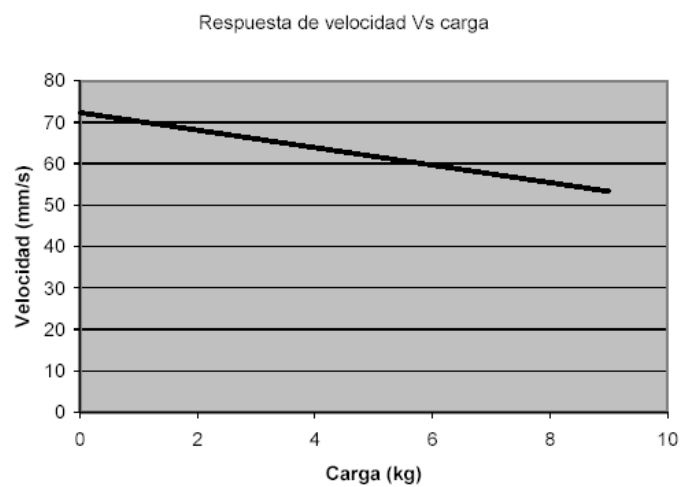


Fig. 5. Respuesta de velocidad de contracción de un actuador lineal con respecto a la carga.

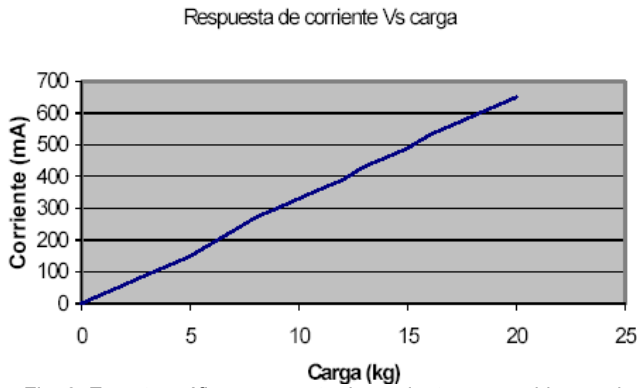


Fig. 6. En esta gráfica se muestra la corriente consumida por el actuador lineal cuando se hace una variación en la carga que se opone a su contracción.

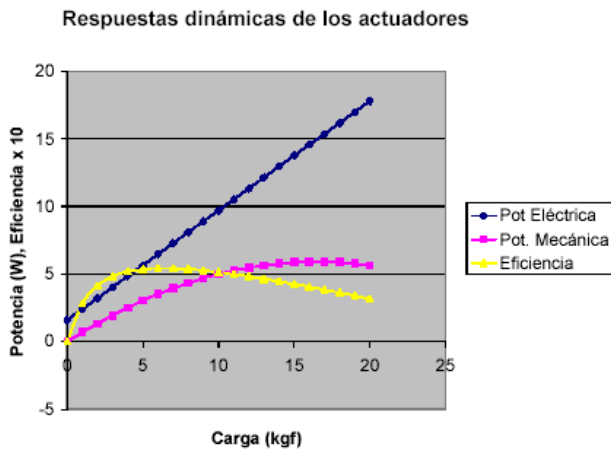


Fig. 7. Esta gráfica muestra la potencia eléctrica total consumida por el motor y su electrónica (primera aproximación) de control.

Tabla 2

Fuerza medida experimentalmente de los 2 actuadores sumados para mantener un peso de 1 kg colocado en la palma de la mano con el codo flexionado en diferentes ángulos.

Angulo del codo (grados)	Fuerza del actuador (Kgf)
15	2
20	2.8
25	3.4
30	4
35	4.4
38	4.6
40	4.7
45	4.9
50	5.2
60	6.3
70	7.3
75	8.4

La potencia según la figura 7, fue calculada utilizando directamente  $P=FV$ , donde  $P$  es la potencia en watts,  $F$  es la fuerza en newtons y  $V$  es la velocidad en metros por segundo. La Eficiencia es la relación entre potencia mecánica de salida sobre la potencia eléctrica de entrada. Debe notarse que es la eficiencia real del sistema, considerando no sólo la corriente del motor sino también la corriente que consume la electrónica asociada.

Esta prótesis junto con la mano, los cuatro actuadores, la electrónica de control y el socket tuvo un peso total de 1050 g.

Fuerza medida experimentalmente en los músculos flexores con carga en la mano de 1 kg

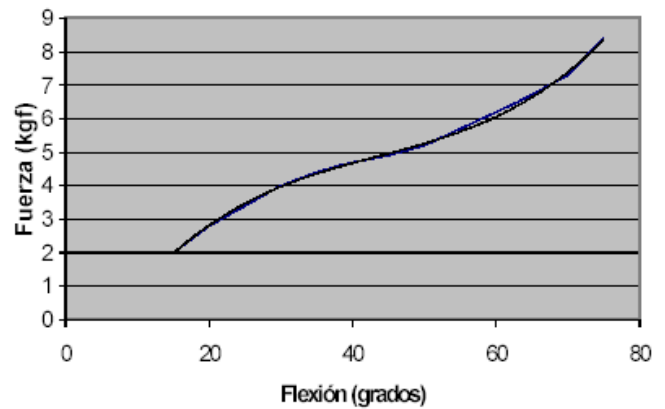


Fig. 8. Fuerza medida en los actuadores responsables de realizar la flexión. La línea suavizada indica la tendencia de la curva.

### Resumiendo tenemos los resultados siguientes:

Esta prótesis cuenta con varias novedades en el área de las prótesis.

- Más ligera que las que hay de su tipo en el mercado.
- Más ejes activos que las prótesis en el mercado.
- Esta propuesta es la primera prótesis reportada con actuadores en paralelo.
- Esta propuesta es la primera prótesis reportada con rotación humeral activa.
- Se proponen actuadores lineales novedosos que cumplen con necesidades de volumen, peso y eficiencia para ser usados en protésica.

La prótesis en cuestión tiene las características siguientes:

- Cuenta con un *socket* con suficiente espacio para contener aun muñones largos como los de desarticulación de codo.
- Es suficientemente ligero ya que pesa 1 kg siendo la recomendación no superar 1.5 kg para una prótesis de codo para adulto.
- Cuenta con 4 ejes activos y con un rango de movilidad suficiente para la ejecución de las actividades de la vida diaria
- La corriente consumida es suficientemente baja para ser operado mediante baterías, 400 mA con una carga de 1 kgf.
- La fuerza desarrollada es suficiente para realizar actividades de la vida cotidiana; responder el teléfono, aproximarse un objeto, beber líquido, etc.

**Propuesta del modelo cinemático de la prótesis trans-humeral obtenido por medio del método de la transformación homogénea**

La ecuación de transformación con correspondencia anatómica [3], está dada por

$${}^G P_A(\gamma, \beta, \theta, a, d) = {}^G R_A(w, \theta) \cdot {}^G R_A(u, \gamma) \cdot {}^G R_A(w, \beta) \cdot {}^G T_A(q) \tag{1}$$

Donde:

Una rotación humeral de  $\theta$  grados está dada por

$${}^G R_A(w, \theta) = \begin{bmatrix} c\theta & -s\theta & 0 & 0 \\ s\theta & c\theta & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \tag{2}$$

La flexión del codo de  $\alpha$  grados está dada por

$${}^G R_A(u, \alpha) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & c\alpha & -s\alpha & 0 \\ 0 & s\alpha & c\alpha & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \tag{3}$$

Una pronosupinación de  $\beta$  grados está dada por

$${}^G R_A(w, \beta) = \begin{bmatrix} c\beta & -s\beta & 0 & 0 \\ s\beta & c\beta & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \tag{4}$$

Una traslación de  $a$  unidades a lo largo del eje  $u$  y de  $d$  unidades a lo largo del eje  $W$  está dada por

$${}^G T_A(q) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & a \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & d \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \tag{5}$$

Desarrollando se obtiene la siguiente matriz de transformación.

$${}^G P_A(\gamma, \beta, \theta, a, d) = \begin{bmatrix} c\theta c\beta - c\gamma s\theta s\beta & -c\gamma c\theta c\beta - c\theta s\beta & -s\gamma s\theta & a(c\theta c\beta - c\gamma s\theta s\beta) - ds\gamma s\theta \\ c\gamma c\theta s\beta + s\theta c\beta & c\gamma c\theta c\beta - s\theta s\beta & s\gamma c\theta & a(c\gamma c\theta s\beta + s\theta c\beta) + ds\gamma c\theta \\ -s\gamma s\beta & -s\gamma c\beta & c\gamma & dc\gamma - as\gamma s\beta \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \tag{6}$$

donde  $s\gamma$  representa el seno de  $\gamma$ , y  $c\gamma$  representa el coseno de  $\gamma$ .

**Propuesta para el cálculo de las longitudes de los músculos mecánicos**

De acuerdo con la disposición de los actuadores en la figura 2, para el cálculo de las longitudes de los actuadores BI, DE Y FC se tienen las siguientes ecuaciones.

Para calcular la longitud del actuador BI [3], se tiene la siguiente ecuación:

$$\|BI\| = \sqrt{(B_{xyz} - I_{xyz})^T (B_{xyz} - I_{xyz})} \tag{7}$$

Para calcular la longitud del actuador DE [3], se tiene la siguiente ecuación:

$$\|DE\| = \sqrt{(D_{xyz} - E_{xyz})^T (D_{xyz} - E_{xyz})} \tag{8)}$$

Para calcular la longitud del actuador FC [3], se tiene la siguiente ecuación:

$$\|FC\| = \sqrt{(F_{xyz} - C_{xyz})^T (F_{xyz} - C_{xyz})} \tag{9)}$$

Tabla 3

Valores calculados de las longitudes de los músculos artificiales referenciados a la figura 2, y la posición anatómica que mantiene el codo protésico. Basándonos en las ecuaciones 7, 8 y 9.

Posición (grados)			Longitud (cm)		
Flexión	Prono-Supinación	Rotación Humeral	DE	FC	DI
0	0	0	21.3	21.3	22
10	0	0	20.7	20.7	22
20	0	0	20	20	22
30	0	0	19.2	19.2	22
40	0	0	18.4	18.4	22
50	0	0	17.5	17.5	22
60	0	0	16.5	16.5	22
70	0	0	15.5	15.5	22
80	0	0	14.6	14.6	22
90	0	0	13.7	13.7	22
0	0	0	21.3	21.3	22
0	10	0	21.3	21.2	22
0	20	0	21.3	21.2	22
0	30	0	21.3	21.1	22
0	40	0	21.3	21.1	22.1
0	50	0	21.3	21.1	22.2
0	60	0	21.3	21.1	22.3
45	0	0	17.9	17.9	22
45	10	0	17.9	17.8	22
45	20	0	17.9	17.6	22
45	30	0	17.9	17.6	22
45	40	0	17.9	17.5	22.1
45	50	0	17.9	17.4	22.2
45	60	0	17.9	17.4	22.3
45	45	0	17.9	17.4	22.3
45	45	10	18	17.9	22.8
45	45	20	18.1	18.5	23.3
45	45	30	18.3	19.1	23.7
45	45	40	18.5	19.8	24.2

## CONCLUSIONES

En el trabajo de control de la prótesis trans-humeral se puede decir que se cuenta con una primera aproximación del control que se quiere obtener, el cual es controlar los movimientos del brazo trans-humeral para que opere emulando los movimientos naturales de la extremidad superior de un ser humano. En estos momentos se cuenta con la validación de las características técnicas de los actuadores empleados, como son:

Peso, longitud, carrera, potencia, eficiencia, etc.; Posición contra la carga; Respuesta de la velocidad contra la carga; Respuesta de la corriente contra la carga; Respuestas dinámicas de los actuadores; etc.

También se cuenta con un algoritmo de control integrado en un circuito de control (figura 3), el cual puede reproducir los movimientos básicos como son la flexión-extensión, la prono-supinación, la rotación humeral interna-externa, y la apertura y cierre de mano.

En este trabajo resta integrar al algoritmo de control subrutinas de programación que reproduzcan las tareas cotidianas más comunes de un ser humano; Este control será integrado basándose en el modelo cinemático de la prótesis obtenido por el método de transformaciones homogéneas.

Se puede decir que este trabajo va por buen camino, al tener nuestra primera aproximación de una prótesis trans-humeral que emula los movimientos naturales de la extremidad superior del ser humano, la cual estará comandada por señales mioeléctricas.

## REFERENCIAS

- [1] Jiménez, Omar. "Desarrollo de una mano articulada de tres dedos funcionales con dos grados de libertad activos". Tesis de maestría, CINVESTAV, Ingeniería Eléctrica, Bioelectrónica, 2001.
- [2] Tsai, L. W. Robot Analysis. John Wiley & Sons, Inc. New York. 1999
- [3] Escudero, Z. "Desarrollo de una prótesis con cuatro grados de libertad activos para reemplazo por arriba del codo". Tesis de doctorado. CINVESTAV, Ingeniería Eléctrica, Bioelectrónica, 2002.