

SISTEMAS ELECTRONICOS DE CONTROL
PARA PROTESIS MIOELECTRICAS DE MANO

L. BRICENO A.¹, H. GONZÁLEZ R.²

RESUMEN. El trabajo describe, tipos de sistemas electrónicos empleados para el control de prótesis artificiales de mano, para un grado de libertad, utilizando para ello, señales electromiográficas captadas con electrodos de superficie, desde un par de músculos antagónicos.

Los sistemas presentados, utilizan el mismo tipo de registro de señales, consistente en dos etapas de amplificación y filtraje.

El 1er sistema emplea un CI como comparador de señales pre via rectificación e integración-average. Este comparador, selecciona el sentido de giro de un servomotor mediante 2 microrelay.

El 2do. sistema en vez de un comparador, utiliza circuitos lógicos y generador de pulsos que regulan velocidad y sentido de giro del servomotor.

El 3er sistema consiste en un control que reemplaza a los microrelay, por elementos electrónicos tales como CI, tran sistores. Este sistema posee además, mecanismos electrónicos que protegen a los transistores de potencia y regulan la corriente de alimentación del servomotor.

INTRODUCCION

En relación al diseño de prótesis mioeléctricas para amputaciones de extremidades superiores, se destacan actualmente el brazo de Utah (1982-84), de costos elevados para países como el nuestro, en el cual aún son más usadas las prótesis mecánicas con vencionales.

El objetivo de este trabajo, consiste en estudiar alternativas de sistemas electrónicos para control mioeléctrico de próte sis, mediante procesamiento analógico, para ser construido con elementos disponibles en el mercado nacional y de costos más reducidos que los importados, capaces de cumplir con las funciones mínimas, y que sean estéticamente superiores a las prótesis mecá nica s.

DESCRIPCION DE LOS SISTEMAS

Los tres sistemas poseen las mismas etapas de adquisición de señales electromiográficas, constituidas por dos amplificado-

-
- (1) Jefe Area de Física Médica Facultad de Odontología U.de Chile
(2) Estudiante 3er año Ing. Mecánica U. de Santiago de Chile
Dirección: Física Médica Fac. de Odontología Univ. de Chile.
Miraflores 579 Casilla 1903 . Santiago de Chile.

// Trabalho recebido em 30/05/87 e aceito em 30/03/89 //

res diferenciales de instrumentación y sus respectivos filtros pa
sa banda. (Briceño 1984. Figura N°1).

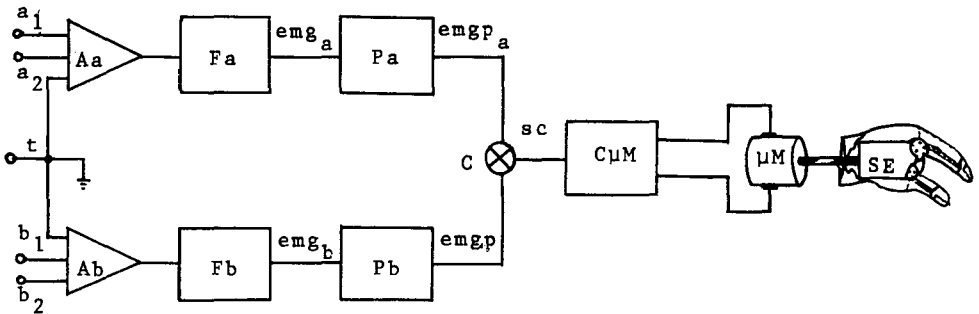


Fig. 1. Diagrama de bloques del sistema de control mioeléctrico para prótesis de mano.

AMPLIFICADORES ELECTROMIOGRAFICOS

CAPTACION: La captación de los emgs se realizó mediante electrodos de plata de 10 mm de diámetro.

AMPLIFICADORES: Los amplificadores utilizados (Figura 2), poseen una ganancia dada por:

Instrumentación Inversor Integ. Averag.

$$G = G_1 * G_2 * G_3 * G_4 \quad (\text{Ec.6}) \quad (1)$$

$$G = (1 + 2 \frac{R_3}{R_2}) * (\frac{R_4}{R_5}) * (\frac{R_8}{R_7}) * \underbrace{(\frac{R_9}{R_{10}})}_{156} \quad (2)$$

$$G = 37 * 156 = 5760 \text{ veces} \quad (3)$$

CI - LM 324 / 4

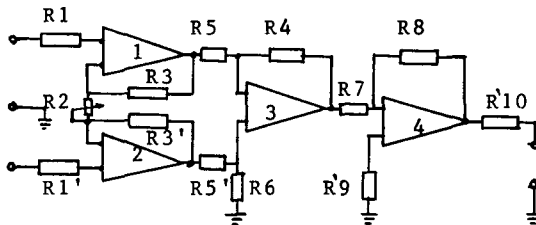


Fig. 2. Circuito del Amplificador de Instrumentación.

El amplificador posee un factor de rechazo en modo común (CMRR) de 86 dB, en la frecuencia de 50 Hz. La respuesta de frecuencia fue plana entre 0.5 Hz y 10 KHz. Las etapas de instrumentación e inversores se diseñaron en base al CI LM 324.

FILTRO PASA BANDA: El filtro de la figura 3, está diseñado en base a dos filtros, un pasa altos y un pasa bajos tipo Sallen-Key de 4to orden con frecuencias de corte de 100 Hz y 1kHz respectivamente (en -3 dB en 50 Hz). El sistema fue diseñado en base al circuito integrado LM 324. En cada etapa se usó ganancia 1.

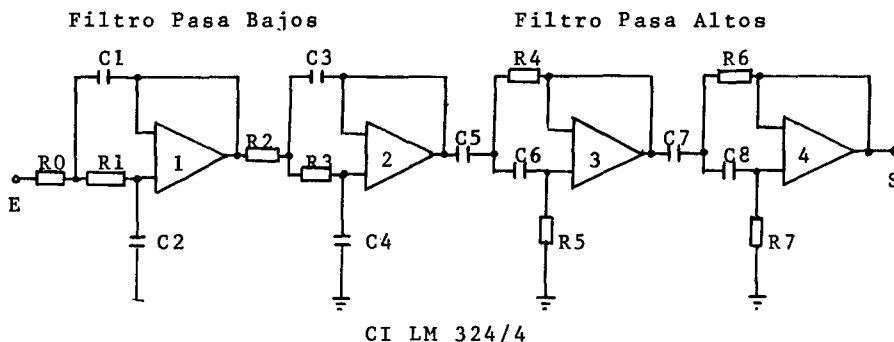


Fig. 3. Circuito del Filtro Pasa Banda.

SISTEMA I

Después de filtradas las señales, se procedió a diseñar una etapa rectificadora en onda completa e integradora-average, que genera el nivel de contracción muscular (compresión del EMG). El rectificador emplea diodos 1N-914. Todas las resistencias de esta etapa son de 220 K. La ganancia por lo tanto es de 1.

El integrador-average de la figura N°4, posee una constante de tiempo de integración τ , definida por:

$$\tau = R * C \tag{4}$$

Para $R = 39 \text{ K}$ y $C = 0.22 \mu\text{F}$, entonces :

$$\tau \approx 86 \text{ ms} \tag{5}$$

valor considerado óptimo por Miyano(1980), para integración de EMG. Ambos circuitos, rectificador e integrador, se diseñaron en base al CI 1458. La etapa integradora genera la ganancia $G4 = R9/R10$, tal que:

$$G4 = 156 \text{ veces} \tag{6}$$

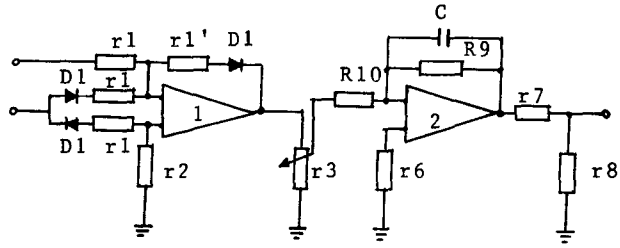


Fig. 4. Circuito del Procesador de EMG formado Rectificador y Filtro Pasa Bajos.

CIRCUITO COMPARADOR

Cada integrador-average fue acoplado a la entrada de un CI 741 que actúa como comparador, el cual ha sido polarizado en ± 3.5 volts, para funcionar saturado y proteger los microrelay del sistema de control. (Briceño 1983).

CIRCUITO DE CONTROL

Posee dos microrelay tipo W 171 Dip 21, para acción antagónica, que permiten invertir la polarización de un servomotor, el cual posee una alimentación de ± 9 volt. Los diodos de protección de los microrelay son del tipo 1N 914 (Figura N°5).

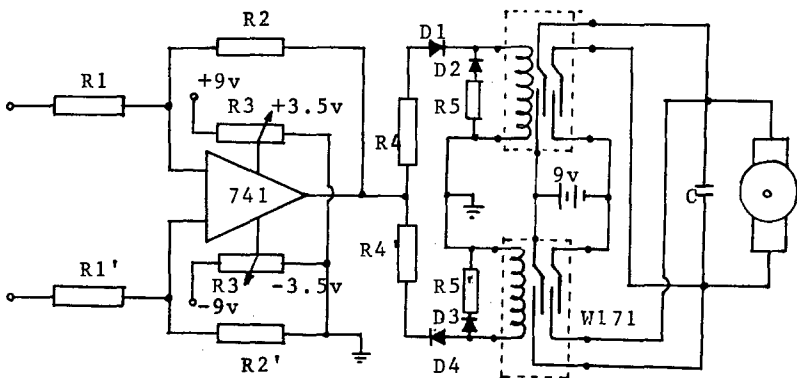


Fig. 5. Circuito Comparador y Sistema de Control del Micromotor.

SISTEMA II

Este sistema fue diseñado empleando circuitos lógicos y generadores de pulso para el control de giro y velocidad del servomotor de la prótesis. (Briceño, González 1986).

Después de la etapa de amplificación y filtraje, se utilizó el rectificador en onda completa y el integrador-average en ambos canales.

CIRCUITOS LOGICOS

La salida de cada integrador se acopló a los circuitos lógicos SCL 4069 y DM 7408 (CMOS Negador y AND respectivamente).

La figura N°6 representa la configuración de un OR exclusivo. Las salidas 8 y 11 de la puerta AND, se conectan a las entradas N°s 5 de cada generador de pulsos CI 555. Las entradas 9 y 13, permiten producir un feedback para discriminar en un nivel de presión.

La configuración de puertas lógicas, funciona como comparador de señales, permitiendo alimentar sólo a uno de los generadores de pulso, según la acción muscular (agonista o antagonista).

Cada generador cuando recibe una señal, envía un tren de pulsos hacia el sistema de microrelay, quienes permiten la polarización del servomotor y su giro en un sentido. La velocidad del servomotor, puede variar en función de la frecuencia del tren de pulsos generado por cada CI 555.

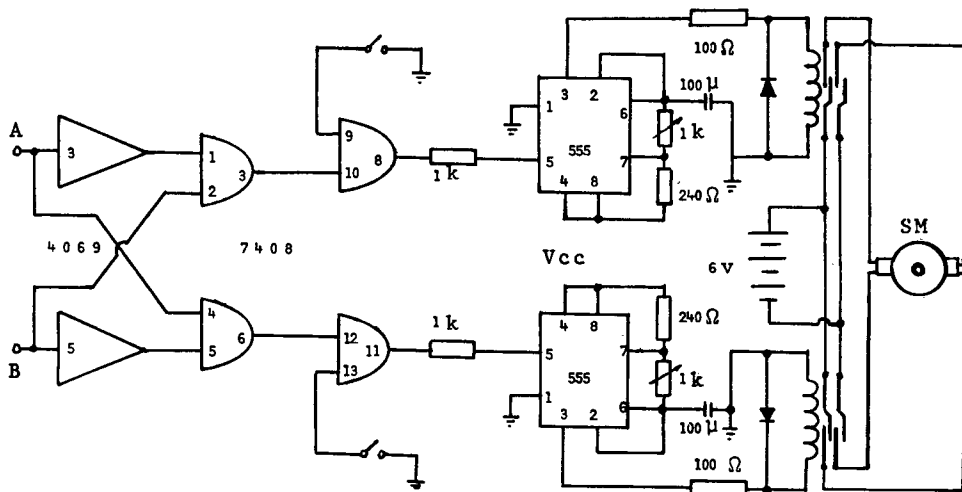


Fig. 6. Configuración OR Exclusiva, en base a los circuitos lógicos 4069 y 7408.

SISTEMA III

El 3er sistema contiene un comparador que recibe a la actividad mioeléctrica, la cual ya ha sido amplificada y filtrada. Este comparador, fue diseñado usando un CI LM 339 (Ver figura 7). Posee un mecanismo que permite ajustarlo para distintos niveles umbrales de actividad mioeléctrica, discriminando entre dos niveles de tensión, relativos al encendido y apagado del motor.

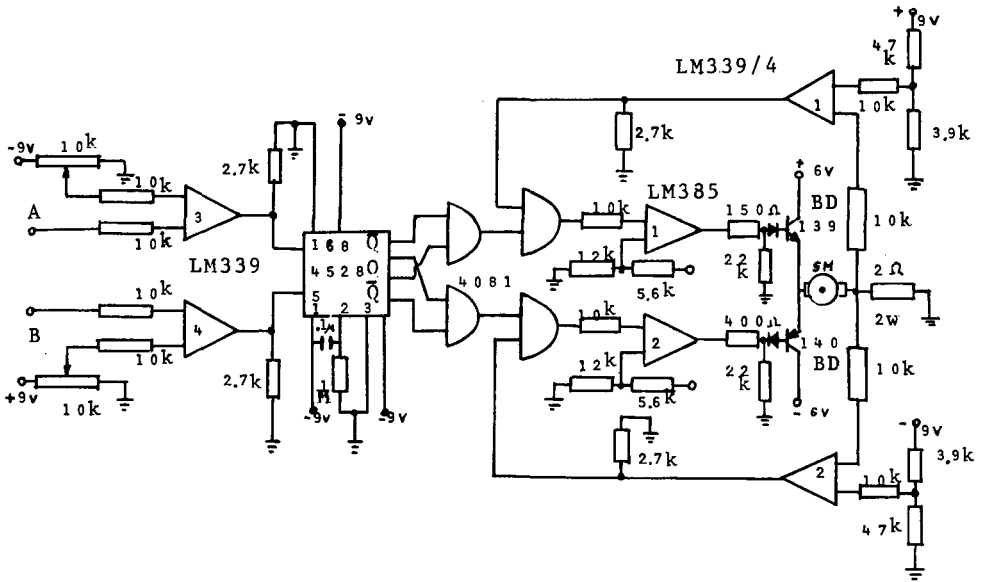


Fig. 7. Sistema III de control electrónico de un servomotor.

La salida del comparador, alimenta a las entradas de un circuito monoestable regatillable, de período igual a 0.1 seg, basado en el CI 4528 MOS. De este modo se logra una pseudo integración que permite actuar como filtro pasa bajos. Las salidas Q y Q de este monoestable, se acoplan a un par de compuertas AND, tipo CI 4081, configurando de este modo, una OR exclusiva, la cual permite proteger los transistores de salida BD 139 y BD 140.

La salida de esta compuerta, está controlada por dos puertas AND, las que reciben una realimentación desde el motor. Esta realimentación se realiza para controlar la corriente que circula por el inducido del motor, a través de dos comparadores de voltaje basados en el CI LM 339. A su vez, estas dos puertas AND, permiten excitar a los dos amplificadores CI LM 385, que saturan a los transistores de salida.

Ambos transistores se saturan en forma antagónica, dependiendo del músculo que genere su señal electromiográfica. Esta acción permitirá que el servomotor gire en uno u otro sentido.

PROYECTO BIOMECANICO DE UNA PROTESIS DE MANO

La primera etapa de este proyecto ha consistido, en el diseño y construcción de un dedo articulado, para visualizarlo en acción, junto a los sistemas electrónicos presentados (Figura 8), interesando solamente probar la factibilidad del sistema como conjunto, sin considerar parámetros mecánicos fundamentales, que deben ser analizados en una prótesis definitiva.

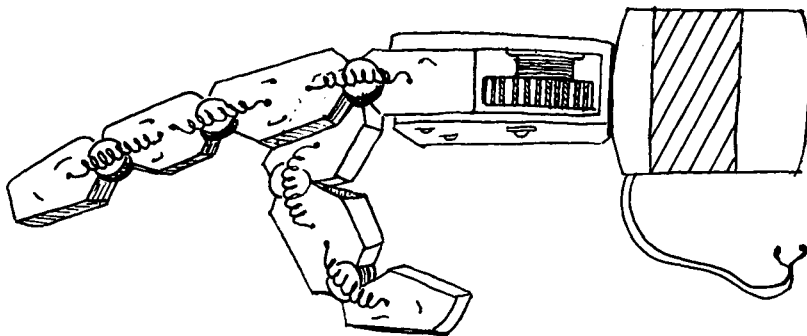


Fig. 8. Dedos articulados

El dedo (índice), está compuesto de 3 falanges, las que se mueven en forma linealmente dependiente a partir de un tendón, el que es controlado por una corona/sinfín. Las rotaciones de este sistema, son generadas por un servomotor de corriente continua, alimentado con 6 volts.

RESULTADOS

La figura 9, representa las salidas de cada etapa del sistema I. EMGP1 y EMGP2 representan los electromiogramas procesados, es decir, los niveles de contracción muscular antagónicos (Electromiograma comprimido por medio de rectificación e integración).

La señal SC corresponde a la respuesta del comparador, la cual es saturada en ± 3.5 volts, para proteger los microrelay.

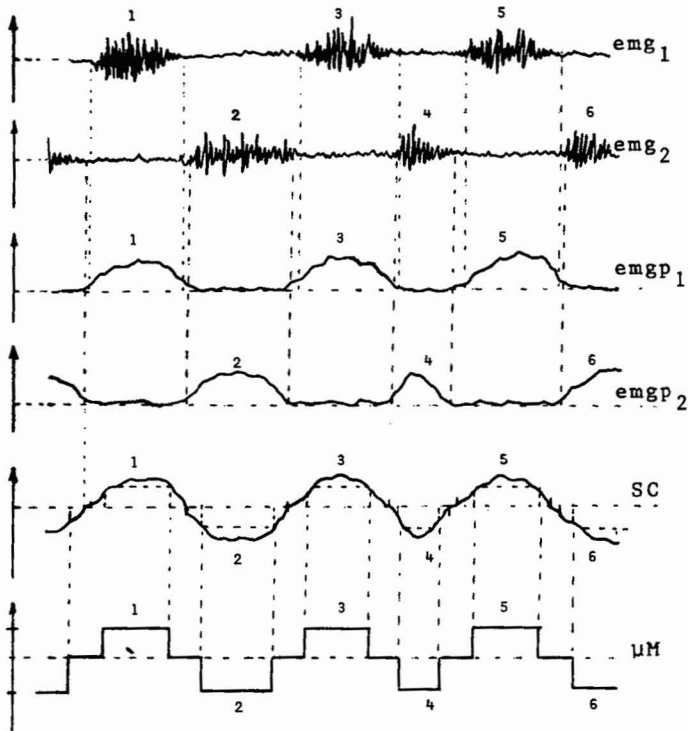


Fig. 9. Señales de salida del sistema I.

La figura 10 representa las salidas de cada etapa del sistema II. La diferencia sólo se establece en la salida de las señales antagónicas, a partir de los generadores de pulsos CI 555, las que actúan sobre el sistema de microrelay, con trenes de pulsos que permiten regular la velocidad del servomotor, graduando la frecuencia del tren de pulsos.

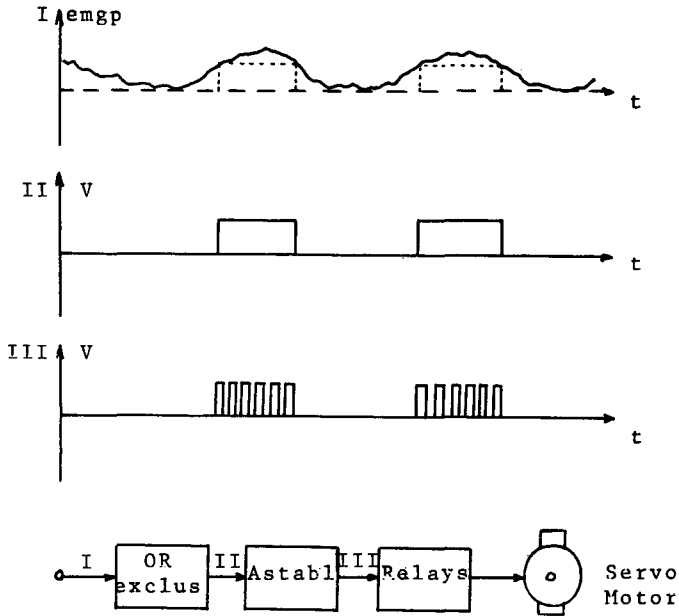


Fig. 10. Señales de salidas del sistema II.

La figura 11 representa las salidas de las unidades que constituyen el sistema III.

La señal emg (1), es comparada con un cierto nivel de voltaje regulable a voluntad (según el tipo de músculo). El comparador LM 339 (3 y 4 de fig. 7), entrega pulsos rectangulares (II), que son seudo integrados por el CI 4528 (III).

El nivel de potencia máxima definido al servomotor es controlado por el LM 339 (1 y 2), que discriminan intensidades de corriente del servomotor para proteger su inducido.

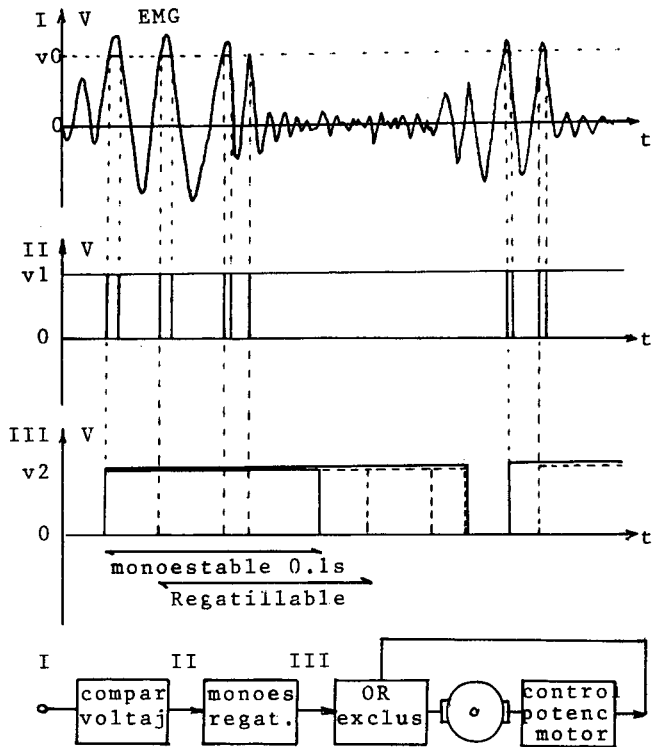


Fig. 11. Señales de salidas del sistema III.

DISCUSION Y CONCLUSIONES

Los tres sistemas presentados ofrecen algunas ventajas y desventajas de funcionamiento y de diseño.

Los sistemas I y II tienen la desventaja de emplear micro-relay, los que generan ruido al ser accionados, el que desaparece con el uso de transistores.

El costo de cada una de las etapas es reducido y factible de ser realizado en nuestro país, con los componentes existentes en el mercado actual.

Los tres sistemas han sido implementados para funcionar solamente con un par de músculos antagonicos y por lo tanto, para accionar un servomotor (un grado de libertad). Para lograr mayor número de grados de libertad, deben implementarse tantos sistemas analógicos similares a los presentados para accionar la cantidad de servomotores que se deseen.

Existen otros sistemas de procesamiento digital, que permiten accionar simultáneamente más de un servomotor, mediante el uso de microprocesadores (Vásquez, Briceño, Téllez, 1984), (Vásquez, Téllez, Briceño, 1985).

REFERENCIAS

- AGNEW, P.J., SHANNON, G.F., (1981), "Training Program for a Myo-Electrically controlled prosthesis with sensory feedback System". The American Journal of Occupational Therapy, Vol.35, núm 11, páginas 722-727.
- ALMADA, L. A., (1978), "Prototipo de mano artificial eléctrica con sistema de control electrónico". Tesis M.Sc. Ingeniería Biomédica, 128 páginas. COPPE/UFRJ.
- BRICEÑO, A. L., (1983), "Sistema analógico de control mioeléctrico para accionamiento de prótesis de mano". X Congreso Médico Latinoamericano de Rehabilitación, página 8, Santiago-Chile.
- BRICEÑO, A. L., (1984), "Procesamiento de señales Electromiográficas, útiles en el control de prótesis mioeléctricas". 6to. Congreso de la Asociación Chilena de Control Automático, páginas 139-144, Santiago-Chile.
- BRICEÑO, A. L., CACERES, C.M., (1983), "Sistema analógico de control mioeléctrico para accionamiento de prótesis de mano". 8vo. Congreso Brasileiro de Ingeniería Biomédica, página 30, S.C. Florianópolis, Brasil.
- BRICEÑO, A. L., GONZALEZ, R. H., (1986), "Aplicación de circuitos lógicos, en sistemas de control mioeléctrico, para prótesis de mano". 5to. Congreso Argentino de Bioingeniería. II Encuentro Latinoamericano de Ingeniería Biomédica, página 28, Paraná Entre Ríos, República Argentina.
- JACOBSEN, S. C., KNUTTI, D.F., JOHNSON, R.T., SEARS, H.H., (1982), "Development of the Utah Artificial Arm". IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. BME 29, núm.4, páginas 249-269.
- JACOBSEN, S. C., WOOD, J.E., KNUTTI, D.F., BIGGERS, K.B., (1984), "The Utah/M.I.T. Dextrous Hand: World in Progress". The International Journal of Robotics Research, Vol.3, núm.4, páginas 21-50.
- MIYANO, H., MASUDA, T., SADOYAMA, T., (1980), "A note on the time constant in low-pass filtering of rectified surface EMG". IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. BME. 27, núm. 5, páginas 274-279.
- SIMPSON, B. C., SMITH, J.G., (1977), "An externally powered controlled complete arm prosthesis". Journal of Medical Engineering and Technology, páginas 275-277.
- VASQUEZ, G.J., TELLEZ, F.G., BRICEÑO, A. L., (1985), "Control micro-computarizado para prótesis mioeléctrica". 9no. Congreso Brasileiro de Ingeniería Biomédica, Universidad Estatal de Campinas, páginas 43-48, S.P. Brasil.
- VASQUEZ, G. J., BRICEÑO, A.L., TELLEZ, F.G., (1984), "Procesamiento digital de señales electromiográficas, útiles en el control de prótesis artificiales". Conferencia Iberoamericana de Bioingeniería, página 82, Gijón, Asturias, España.

**THE ELECTRONIC CONTROL SYSTEMS FOR THE MYOELECTRIC
ARTIFICIAL HAND.**

ABSTRACT -- This work describe electronic control systems used for the prosthetic artificial hand. The control is done with myoelectrical signal obtained from a pair of antagonics muscles.

The systems presented use the same type of signal register that consist in a two stages amplification and filter.

The first system use a integrate comparison signal circuit previous rectification average. This comparison system by two microrelays select the rotation sense of a servomotor.

The second system replace the comparison system with a logical circuit and a pulse generator that regules speed and sense of servomotor rotation.

The third system consist in a control that replace the microrelay by electronic components like integrate circuit and transystor. This system also have electronic mechanism that proteges the power transystor and regulate the current flow of the servomotor alimentation source.