

SISTEMA DE CONTROL DIGITAL PARA EL MUSCULO ESQUELETICO

AUTORES

JORGE ORLANDO CASTRO NOVA
MANUEL VICENTE PARRADO LOZANO

DIRECCION

CII 37s # 57-53

0. INTRODUCCION

Algunas veces puede haber en el individuo pérdida de la movilidad de alguno de sus miembros, no obstante conservar las características fisiológicas intactas, al no existir un control motor.

La presente investigación involucra un desarrollo teórico-experimental que consta de varias etapas. La parte experimental comprende tanto la determinación de las características de estimulación para el desarrollo de fuerza en el músculo gastrocnemio de sapos "bufos", como la obtención de un modelo matemático representativo del comportamiento del músculo basado en el análisis de la respuesta del mismo a entradas senosoidales en diferentes frecuencias.

El modelo matemático obtenido caracteriza el comportamiento dinámico del músculo y permite la aplicación de técnicas de control. Este modelo se representa por medio de una función de transferencia la cual fué sometida a pruebas de simulación en el computador, contrastando su comportamiento con el mostrado por el sistema real, para verificar su validez.

Con el modelo del músculo se plantea y diseña un sistema de control digital para regular el nivel de fuerza desarrollado. El esquema obtenido se simula en el computador para obtener sus características de operación y verificar que cumple con las especificaciones de respuesta propuestas.

Se pretende que el trabajo realizado en esta investigación sirva de base en el desarrollo de diversos sistemas que pretendan compensar la pérdida del control motor de los músculos periféricos en los humanos. Aunque se hace necesario la realización de estudios adicionales, esta forma de ejercer un control sobre la actividad muscular es altamente promisorio tanto en los procesos de rehabilitación, como en tratamientos de los diversos tipos de parálisis en los cuales son necesarios un cierto grado de exactitud y estabilidad.

1. FUNDAMENTOS DE ACTIVACION MUSCULAR

1.1 MECANISMOS DE CONTROL

El movimiento es un proceso que involucra múltiples niveles motor-sensoriales dispuestos jerárquicamente de acuerdo con su función (Figura 1).

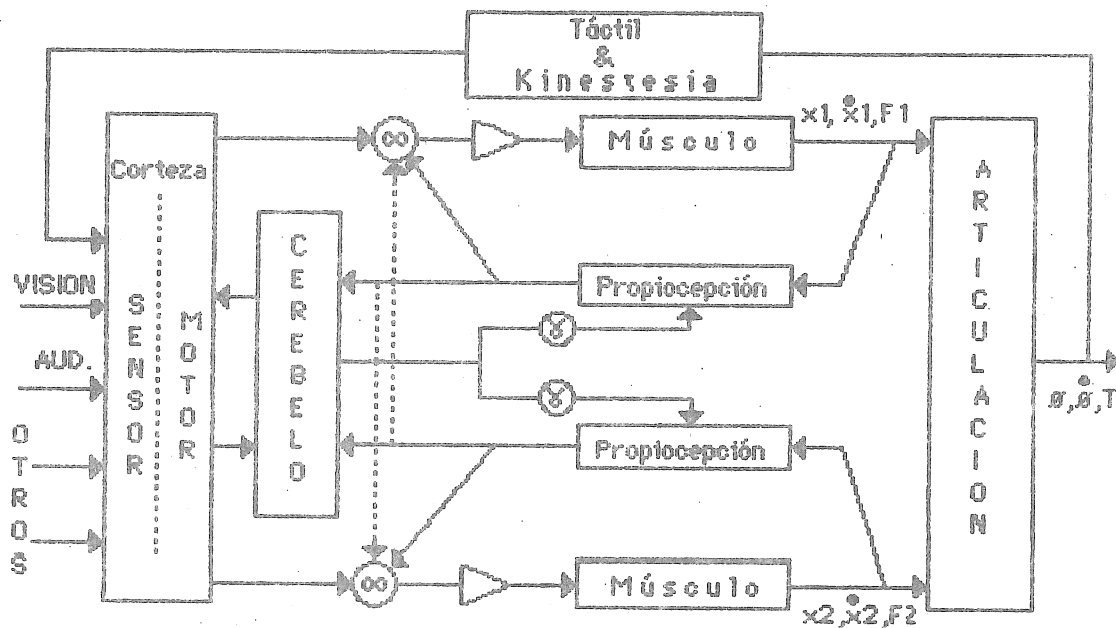


FIGURA 1 Representación esquemática simplificada de los componentes motor-sensoriales del Sistema del Movimiento.

Anatómicamente, es en la corteza cerebral donde la integración de diversas entradas sensoriales conforma la base de la decisión para disparar un movimiento. La señal desciende a través de la médula espinal hasta las motoneuronas alfa y los músculos asociados, mientras simultáneamente, se activan diversos ciclos sensoriales en el cerebelo, tallo cerebral y médula espinal.

En el ciclo de más bajo nivel, que se compone de una unidad motora y receptores propioceptivos¹, el huso muscular y el órgano tendinoso de Golgi realimentan respectivamente con la información de la longitud y fuerza del músculo a las motoneuronas alfa (2).

Un ciclo de más alto nivel, consta de la proyección ascendente de la misma información propioceptiva de longitud y fuerza al cerebelo. Este ciclo reflejo es capaz de iniciar o modificar el movimiento sin interferencia voluntaria directa desde la corteza motora (4).

El nivel más alto está constituido por la información táctil y kinestésica² que va a la corteza sensorial vía tallo cerebral y tálamo para la percepción, integración y posible modificación voluntaria del estado actual de un miembro.

¹ Terminales nerviosas sensoriales que suministran información concerniente a los movimientos y posición del cuerpo.

² Da la noción del movimiento ejecutado, del esfuerzo, de la situación ocupada a cada instante por los miembros.

Fisiológicamente se distinguen cinco procesos interactivos, activados al iniciarse y durante el movimiento, que se desarrollan en dos niveles; en la articulación y en el músculo.

A nivel de la articulación, el movimiento caracterizado por el desplazamiento angular y el torque (ambos regulados bajo condiciones de carga variables) es controlado por:

- La Sinergia³ del par muscular agonista-antagonista.
- La Realimentación táctil y kinestésica.

A nivel del músculo, las características de longitud y fuerza son gobernadas por:

- La tasa excitatoria del potencial de acción, APFR⁴ (Action Potencial Firing Rate), a nivel de unidad motora.
- El reclutamiento⁵ de unidades motoras.
- La realimentación propioceptiva.

De los procesos de movimiento anteriormente mencionados, excluyendo la realimentación propioceptiva, el APFR y el reclutamiento son los dos únicos activos en el control y graduación de la fuerza muscular. Diferentes autores (2), (4), (20), (24) han demostrado la efectividad del proceso de Reclutamiento en el ajuste de nivel de fuerza muscular, tanto así, que se considera funcionalmente necesario para la ejecución de un movimiento.

1.2 ESTIMULACION DE ALTA FRECUENCIA

En un músculo bajo condiciones fisiológicas normales, el control se ejerce mediante la graduación uniforme de la fuerza contráctil. La explicación generalmente aceptada es que una tasa variable de pulsos en los axones nerviosos individuales, ocurre en combinación con el reclutamiento de los axones múltiples que inervan los grupos musculares rápidos y/o lentos (4).

En un músculo intacto pero desconectado del sistema central, el control motor puede ser restaurado parcialmente mediante la estimulación externa del nervio. Las técnicas de mayor difusión que utilizan señales eléctricas son:

- Estimulación mediante un electrodo (17). La señal proporcionada lleva a un nivel de tetanización al músculo, el cual muestra un perfil de fuerza contráctil uniforme y lineal. La frecuencia crítica de la señal está en el rango de 40-70 Hertz (baja frecuencia); y nos da un control aceptable entre el 90-100% de la fuerza máxima disponible. Niveles de fuerza más bajos no son posibles; por tanto, se tiene un control ON-OFF.
- Estimulación mediante un conjunto de electrodos (22). Los electrodos son colocados en un grupo muscular de tal manera que al ser estimulados secuencialmente se generan diferentes niveles de fuerza, lo cual es análogo a la producción de fuerza digital o discreta. Esta técnica nos provee de un control uniforme y continuo pero aún tosco e insuficiente. Fisiológicamente es probable un daño en el tejido muscular.

³ Acción combinada y simultánea de dos o más factores (músculo), para realizar un trabajo común.

⁴ Proceso que inicialmente fija el límite de fuerza máxima que se dispone de un músculo, y tiene efecto minúsculo en la graduación de la fuerza a través de dicho rango.

⁵ Activación secuencial de unidades motoras de acuerdo con su tamaño, iniciando con las más pequeñas y sumando sucesivamente las más grandes.

Un principio diferente para tener un control gradual y continuo de la fuerza es introducido por la llamada **Estimulación de alta frecuencia**. El principio en mención induce primero un fondo de fuerza, que se atenúa mediante un proceso directo sobre el nervio, proporcionando una replica artificial del reclutamiento concomitante con el APFR; para así obtener una perfecta resolución de fuerza contráctil. Este tipo de estimulación se ajusta más al proceso fisiológico en condiciones normales (2), pues como se menciono anteriormente, el reclutamiento y el APFR son los dos únicos procesos que gobiernan la activación muscular.

El reclutamiento se logra mediante la variación en amplitud de la señal bloqueadora (Figura 2); a mayor amplitud menor sera la fuerza resultante y viceversa. Esta forma de estimular el músculo permite que las unidades motoras pequeñas hagan su mayor contribución en una contracción débil, como sucede bajo condiciones fisiológicas normales.

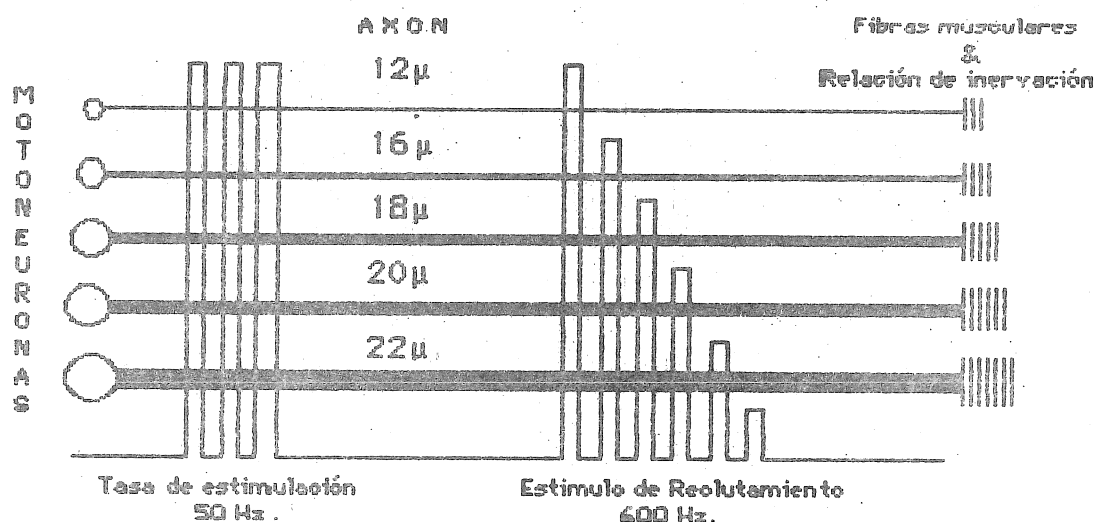


FIGURA 2 Representación esquemática del Reclutamiento por estimulación de alta frecuencia en conjunción con la tasa de estimulación.

Como la tetanización (APFR) es obviamente no lineal; el concepto de estimulación de alta frecuencia consigue aislar completamente el proceso de reclutamiento manteniendo constante el APFR. Este aislamiento conduce a la linealización de dicho proceso condición necesaria y suficiente para lograr graduar externamente el nivel de fuerza.

La estimulación de alta frecuencia utiliza dos estímulos independientes suministrados a las motoneuronas. La señal que produce el fondo de fuerza provee impulsos que provocan una contracción tetánica, la llamaremos **SEÑAL MANEJADORA** (proceso APFR). La segunda señal suministra impulsos de alta frecuencia (más de doscientos Hertz) que ocasionan una disminución en el perfil de fuerza; la denominaremos **SEÑAL BLOQUEADORA** (proceso de reclutamiento).

Se define efectividad de bloqueo (EB) como la relación porcentual entre la caída de fuerza durante la estimulación de alta frecuencia y la fuerza obtenida durante la tensión tetánica precedente (Figura 3). Durante el período de bloqueo no se puede lograr una atenuación completa de la fuerza disponible; siempre permanece alguna tensión residual, por tanto una EB del 100% es una hipótesis, aunque prácticamente inobtenible pérdida completa en la fuerza muscular.

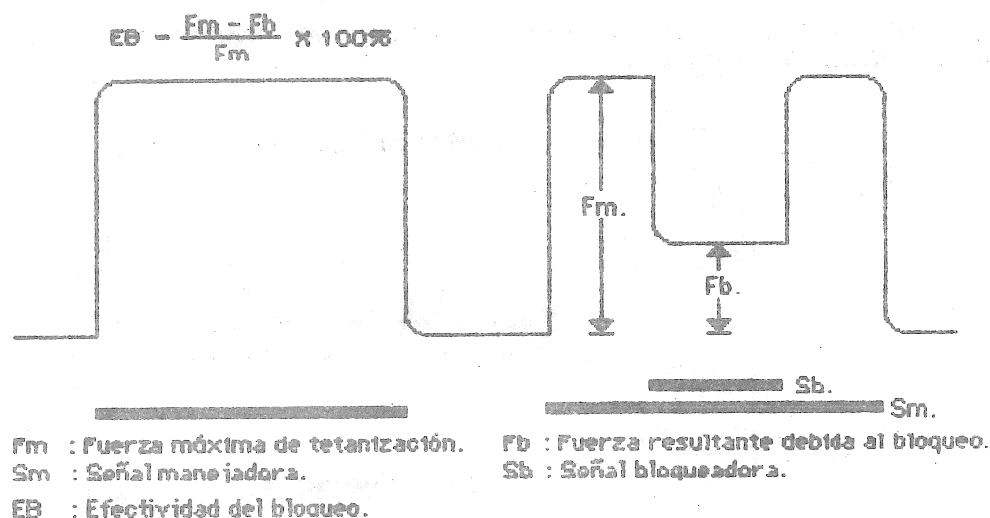


FIGURA 3 Esquema de la respuesta en fuerza a una secuencia de estimulación de alta frecuencia.

Respecto al bloqueo, existen dos hipótesis⁶ que pretenden explicar la atenuación en la fuerza al aplicar estimulación de alta frecuencia. La primera de ellas (21), (25), habla de la inhabilidad temporal en la conducción nerviosa debido a una rápida depleción de la acetilcolina (ACH). La segunda hipótesis (18), más reciente, asume que el bloqueo se debe al almacenamiento de iones calcio en los túbulos transversos.

2. DESARROLLO EXPERIMENTAL

2.1 MONTAJE

Se emplearon sapos "bufos" en los cuales el músculo gastrocnemio se usó para medir la fuerza isométrica desarrollada. En el animal previamente descerebrado, se procede a cortar el tendón correspondiente. La parte libre se sujetará posteriormente al transductor de fuerza; realizada esta operación, se corta la piel en la parte posterior del animal encima del orificio urinario.

A sus costados y abriendo un poco, aparecieron los dos nervios ciáticos los cuales se limpian de tejido conectivo en una distancia de varios centímetros. Luego se evita la conducción vía aferente cortándose las raíces de dicho nervio. Una vez lista la preparación nervio-músculo, el animal se ubica en una tablilla y se fija la parte posterior de la pata tal que el músculo al sujetarse al transductor forme un ángulo recto con el resto del cuerpo, o sea el músculo sobre el que se medirá la fuerza debe estar sobre el eje vertical, evitándose así la formación de componentes del vector fuerza. El par de electrodos manejadores se sitúan aproximadamente en la parte media de la longitud descubierta del nervio, y de 1-2 cm. distalmente se ubican los electrodos de bloqueo. En ambos casos el electrodo más próximo al músculo debe estar conectado al terminal negativo del correspondiente estimulador.

2.2 FASES

El esquema utilizado para demostrar la factibilidad de la contracción muscular proporcional, involucra básicamente dos fases bien definidas aunque relacionadas una con la otra.

⁶ Los autores no pretenden profundizar en este tema y dejan a consideración del lector la validez de estas.

2.2.1 Fase uno. Se consideran dos estímulos; el manejador y el bloqueador como se observa en la Figura 4.

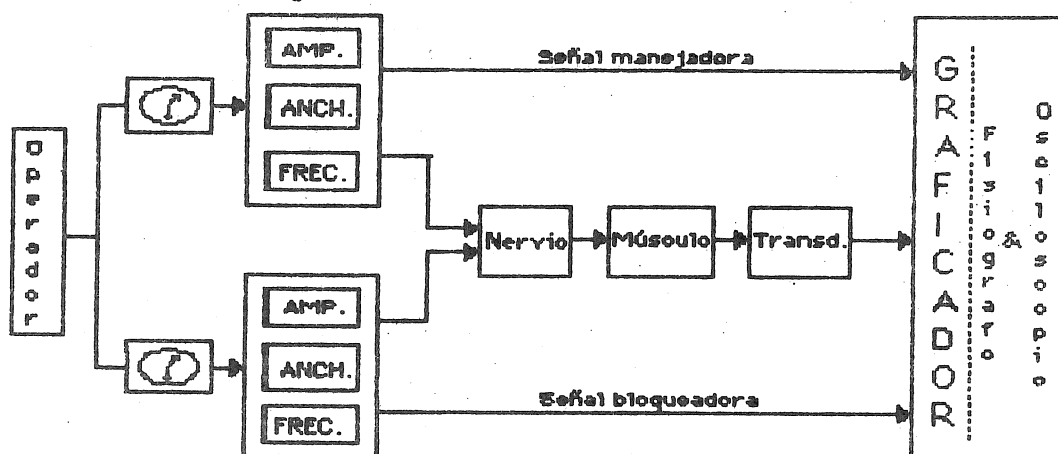


FIGURA 4 Diagrama de bloques de la fase 1.

La secuencia de estimulación que se emplea es similar a la utilizada por McNeal (23), con la aplicación primero del estímulo manejador. Después que la fuerza muscular alcanza su fase lineal (en aproximadamente dos segundos), el estímulo de bloqueo es aplicado durante dos segundos (Figura 5). Una vez que se recupera la fuerza tetánica, dos segundos más tarde, el estímulo manejador se remueve.

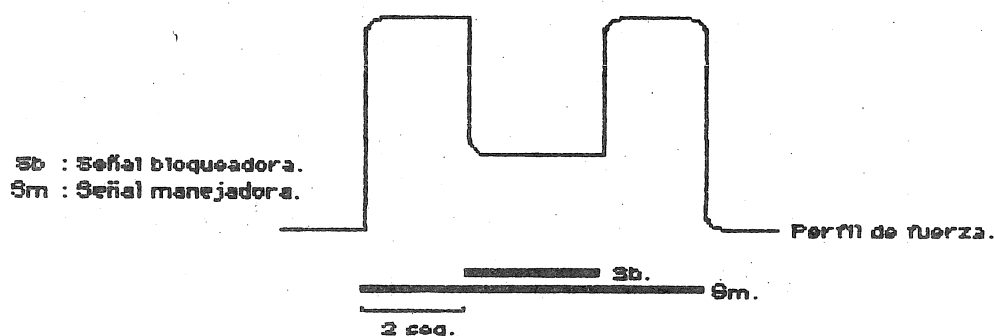


FIGURA 5 Secuencia de estimulación aplicada al nervio ciático.

Los parámetros del estímulo manejador, fijados de tal manera que minimizan la fatiga (14), son:

- ancho de pulso : 0,1 msg.
- frecuencia : 50 hertz.
- amplitud : dos veces el voltaje requerido para conseguir el umbral de excitación.

Los parámetros del estímulo de bloqueo, consistente en un tren de pulsos de alta frecuencia para la primera fase, son la variable experimental. Se determina para esta señal los correspondientes valores de amplitud, ancho de pulso y frecuencia, tales que minimicen la fatiga y se obtenga una efectividad de bloqueo aceptable.

Teniendo en cuenta la hipótesis propuesta por Solomonow (13) y considerando trabajos realizados por Tanner (16), Solomonow (12), (14), (15) donde se definen rangos de interés para la frecuencia y ancho de pulso (0,2-20 KHz y 25-250 useg respectivamente); se diseñan experimentos que provean valores óptimos de los parámetros que permitan lograr características de bloqueo

apropiadas.

Los experimentos se dividen en tres partes; cada una de las cuales fijara un valor para el parámetro en estudio. El protocolo utilizado involucra que se mantengan constantes dos parámetros mientras se varia el restante con miras a establecer un valor óptimo del mismo.

En conclusión, valores aceptables en los parámetros de la señal bloqueadora proporcionados por esta fase son:

- ancho de pulso : 70 μ seg.
- frecuencia : 600 Hertz.
- amplitud : 2 voltios.

2.2.2 Fase dos. Al igual que en la fase uno se involucran dos estímulos; el manejador y el bloqueador (Figura 6).

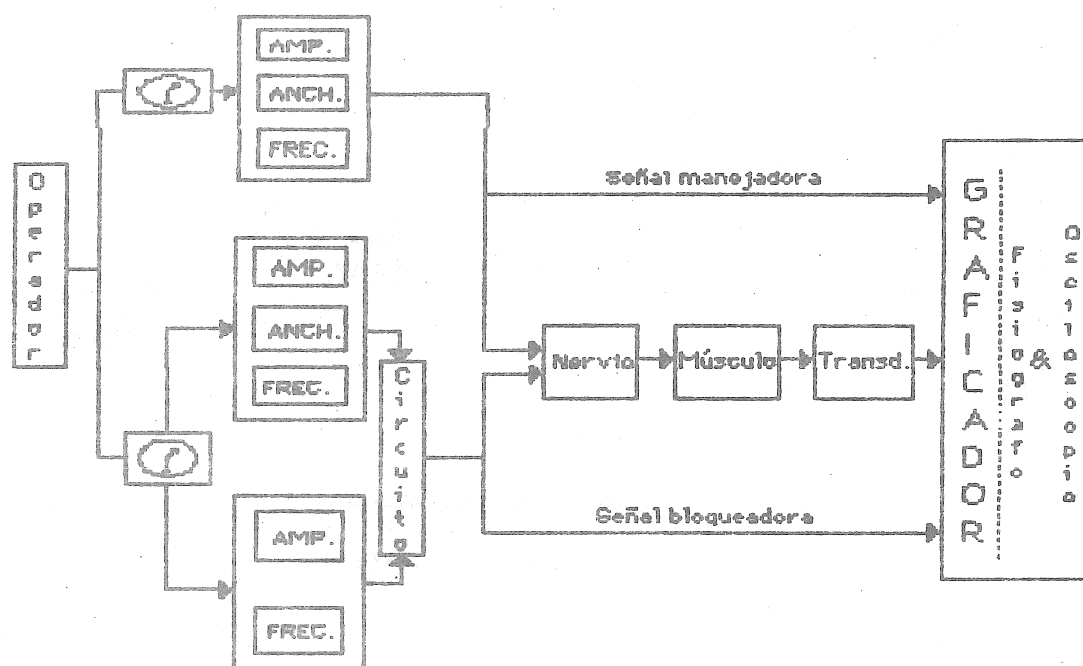


FIGURA 18 Diagrama de bloques de la fase 2.

Los valores de los parámetros para el estímulo manejador (APFR) son los mismos determinados en la fase uno. Respecto al estímulo bloqueador ahora no consiste solo en un tren de impulsos rectangulares como sucedía en la fase uno, sino que consta de una envolvente senoidal superpuesta en un nivel DC (Figura 7).

El nivel DC se ajusta para obtener una EB del 50%. La amplitud pico a pico de la senoidal también se ajustó experimentalmente para obtener fluctuaciones en el rango de 12,5-87,5% de la fuerza máxima.

Esta señal se logra implementando el circuito de la Figura 8, que es básicamente un sumador de las dos señales que tiene como entrada; un tren de pulsos rectangulares y una señal senoidal.

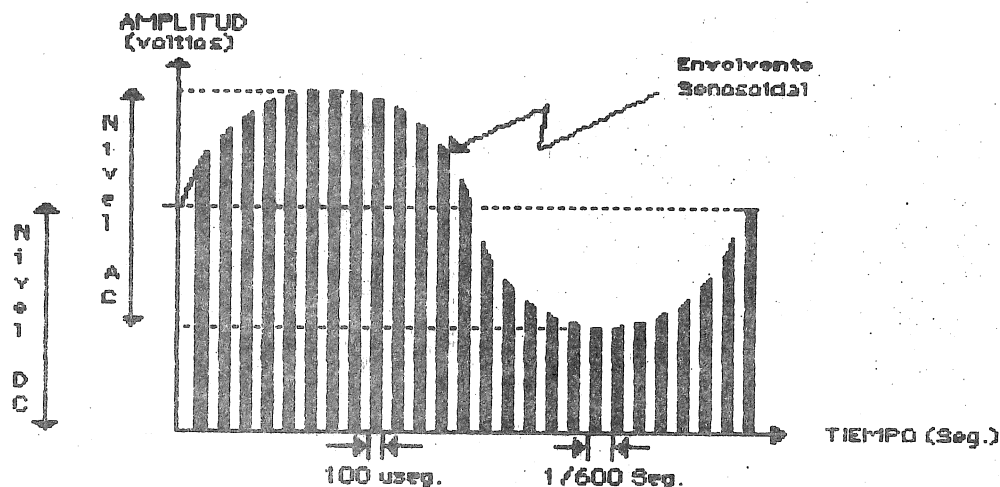


FIGURA 7 Señal bloqueadora de la fase 2.

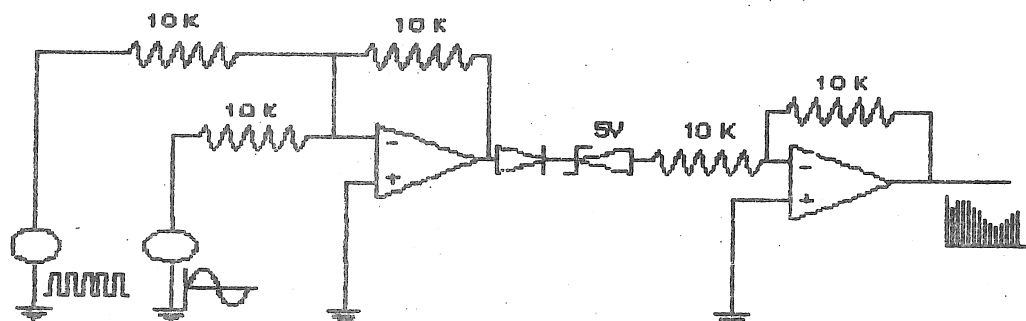


FIGURA 8 Esquema del circuito que modula la señal senosoidal mediante impulsos rectangulares.

La señal que se obtiene como salida del anterior circuito, tiene como parámetros:

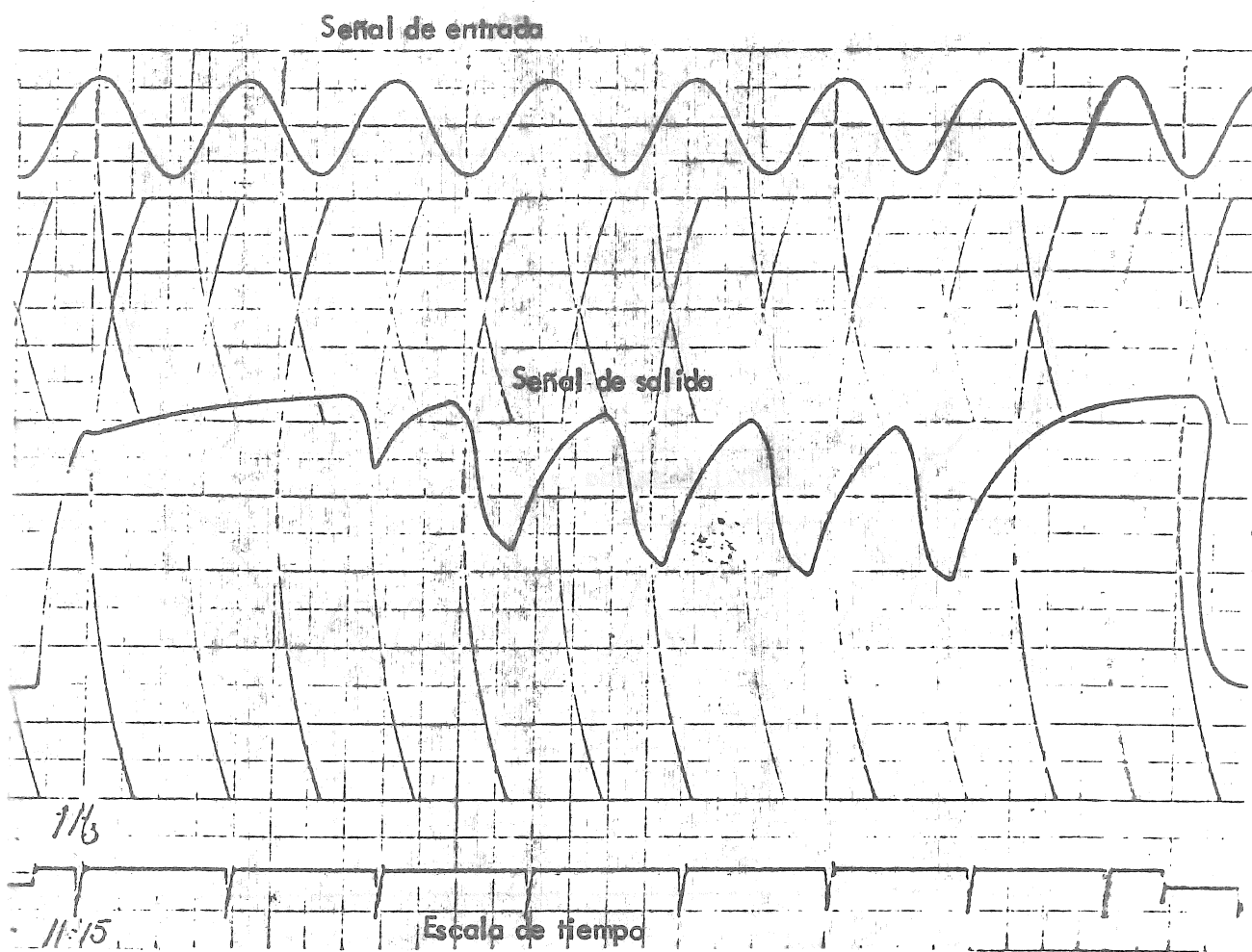
- | | |
|--|---------------|
| - Amplitud del pulso | 2 voltios. |
| - Ancho del pulso | 70 μ sg. |
| - Frecuencia del tren de pulsos | 600 Hertz. |
| - Amplitud pico a pico de la senosoidal | 3 voltios. |
| - Frecuencia de la envolvente senosoidal | 0,4-15 Hertz. |

2.3 RESULTADOS

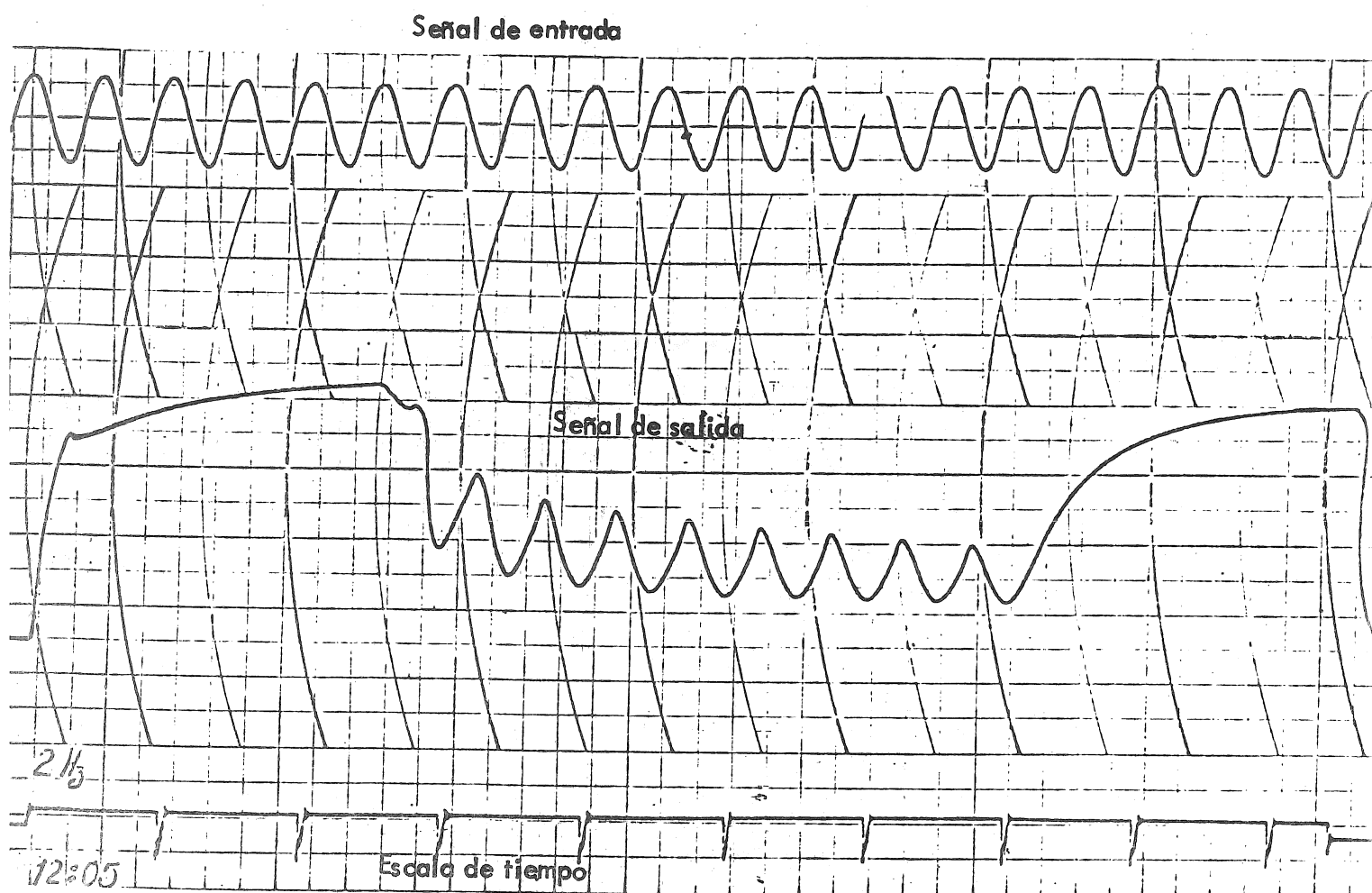
El sistema considerado consta de una entrada (amplitud de la señal bloqueadora) y una salida (fuerza ejercida por el músculo). El modelo matemático relaciona linealmente estas variables y se representa mediante una Función de Transferencia obtenida a partir del análisis de la respuesta en frecuencia del músculo (1), (3), (5).

Puesto que se utilizan los Diagramas de Bode como herramienta gráfica para la determinación del modelo, se debe tener en cuenta tanto la relación de amplitud pico a pico, como el desfase que se presenta entre la señal de entrada (medida en Voltios) y la señal de salida (medida en Kgf).

Los datos requeridos para la configuración de los diagramas, de magnitud y fase, son proporcionados por la fase dos del experimento. Algunos de los resultados que se obtuvieron son mostrados a continuación.

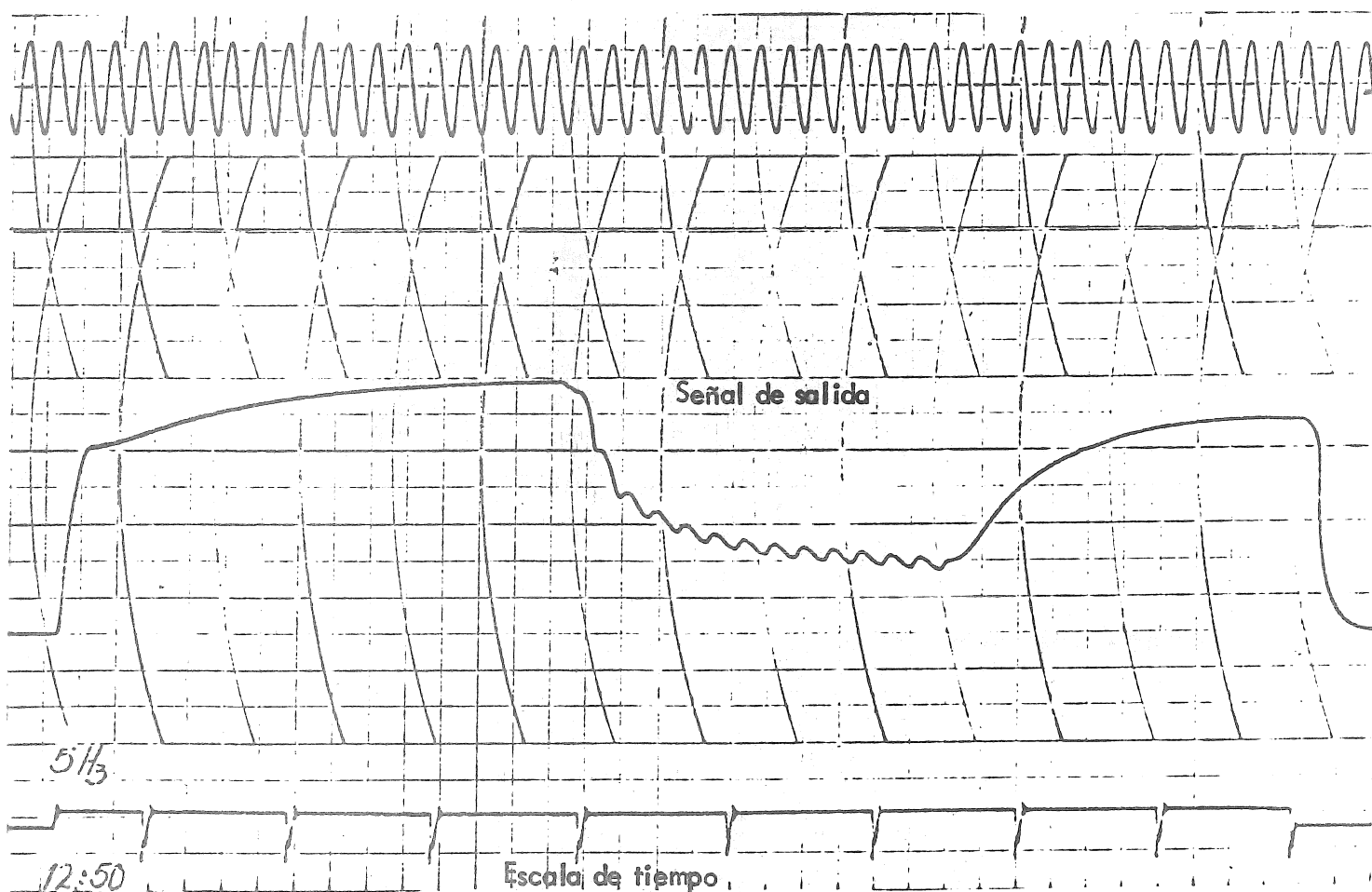


Respuesta en fuerza de un envolvente de un (1Hz)



Respuesta en fuerza de un envolvente de dos (2Hz)

Señal de entrada



Respuesta en fuerza de un envolvente de arco (5 Hz)

3. FUNCION DE TRANSFERENCIA

Los datos obtenidos en la fase dos (respuesta en frecuencia); permiten hallar un modelo, logrado mediante la linealización del proceso de reclutamiento, que responde a los requerimientos de graduación de fuerza.

Se define ganancia, como el cociente entre la fuerza pico a pico (medida de los datos obtenidos en la fase dos del experimento) y la amplitud pico a pico de la señal de entrada (magnitud del nivel AC medida en voltios).

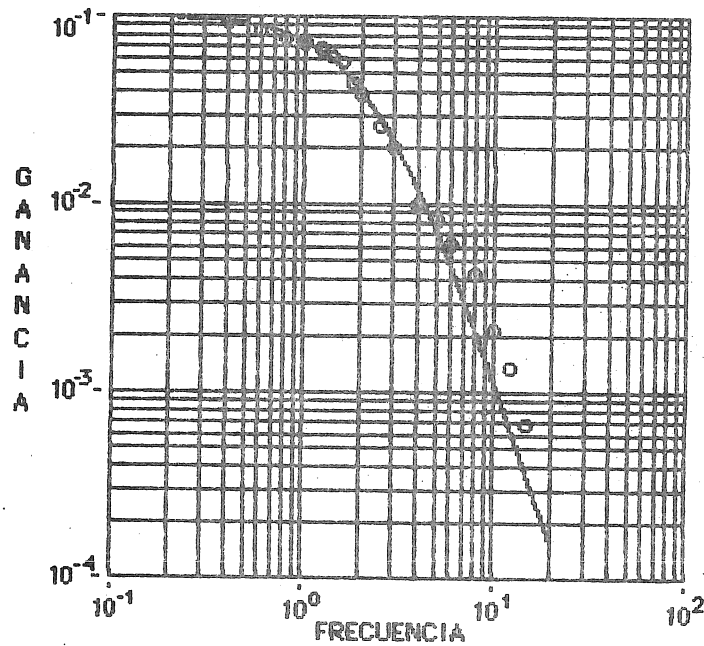


FIGURA 9 Diagrama de magnitud. La frecuencia esta en Hertz.

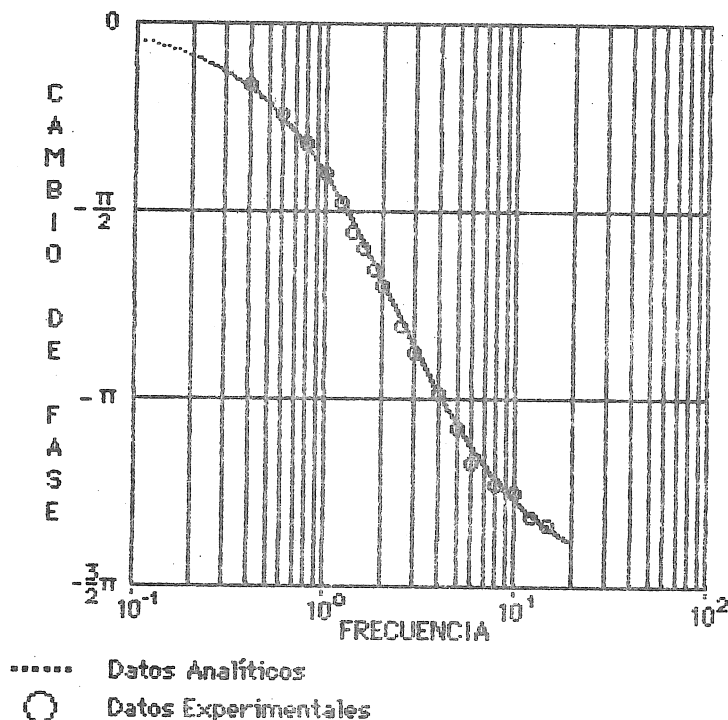


FIGURA 10 Diagrama de fase.

El diagrama de fase, especifica que la planta es de tercer orden puesto que el cambio de fase tiende a doscientos setenta grados (270°), como se muestra en la Figura 10.

El comportamiento muscular semejante a un filtro se había detectado anteriormente (6), (12). Es importante notar que los experimentos llevados a cabo conducen a la determinación de un modelo de tercer orden; a diferencia de otras investigaciones donde se proponían modelos de segundo (6) y cuarto orden (12).

Para encontrar las frecuencias de corte se empleo el criterio de la mínima suma de los cuadrados del error con base en un ajuste mayor en el diagrama de fase, pues en últimas es éste quien juega un papel preponderante.

La respuesta obtenida fué un polo doble en 1,79 Hertz y un polo sencillo en 3,94 Hertz. Por lo anterior, la función de transferencia se puede plantear como :

$$G(s) = \frac{0.1}{\left(\frac{s}{11.25} + 1\right)^2 \left(\frac{s}{24.75} + 1\right)}$$

Simplificando :

$$G_s(s) = \frac{313.3}{(s+11.25)^2 (s+24.75)}$$

El modelo se simulo en computador para probarlo y verificarlo. Si la entrada se hace de tipo senosoidal con una amplitud de 1.5 voltios y empleando el rango de frecuencias experimentales, se obtienen las Figuras 11 y 12, que al ser contrastadas con las obtenidas en laboratorio se observa que el error es de menos del diez porciento (10%); tanto en el nivel de fuerza, como en el comportamiento en el tiempo.

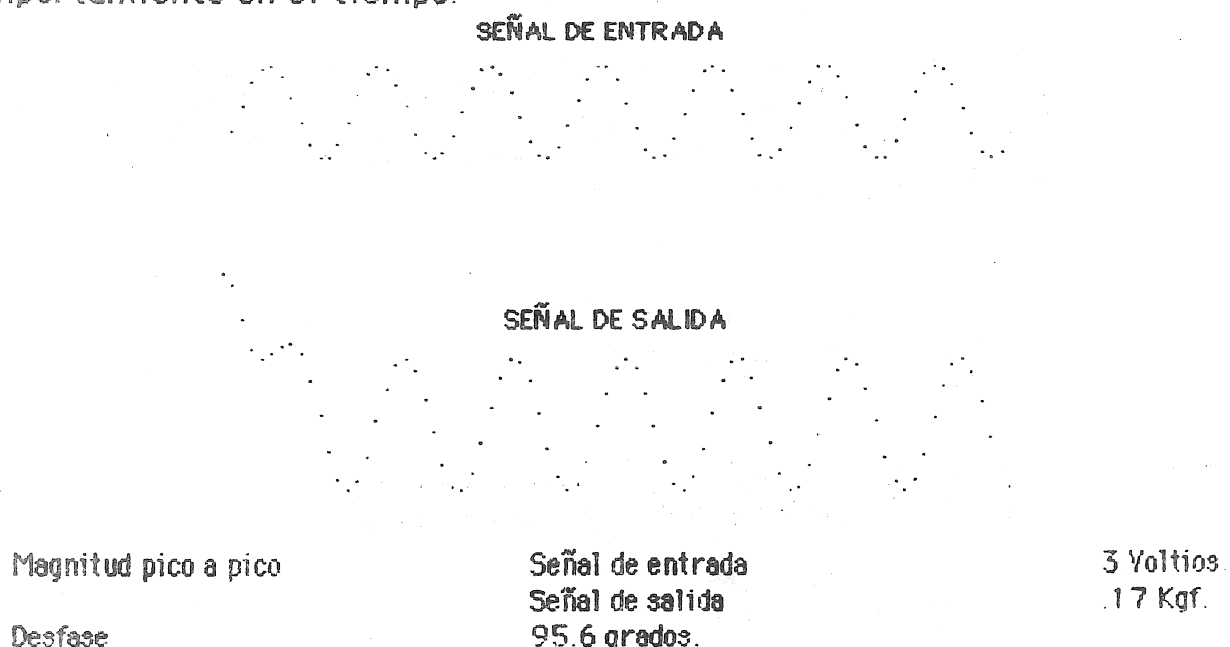


FIGURA 11. Simulación de la respuesta a 1.4 Hertz

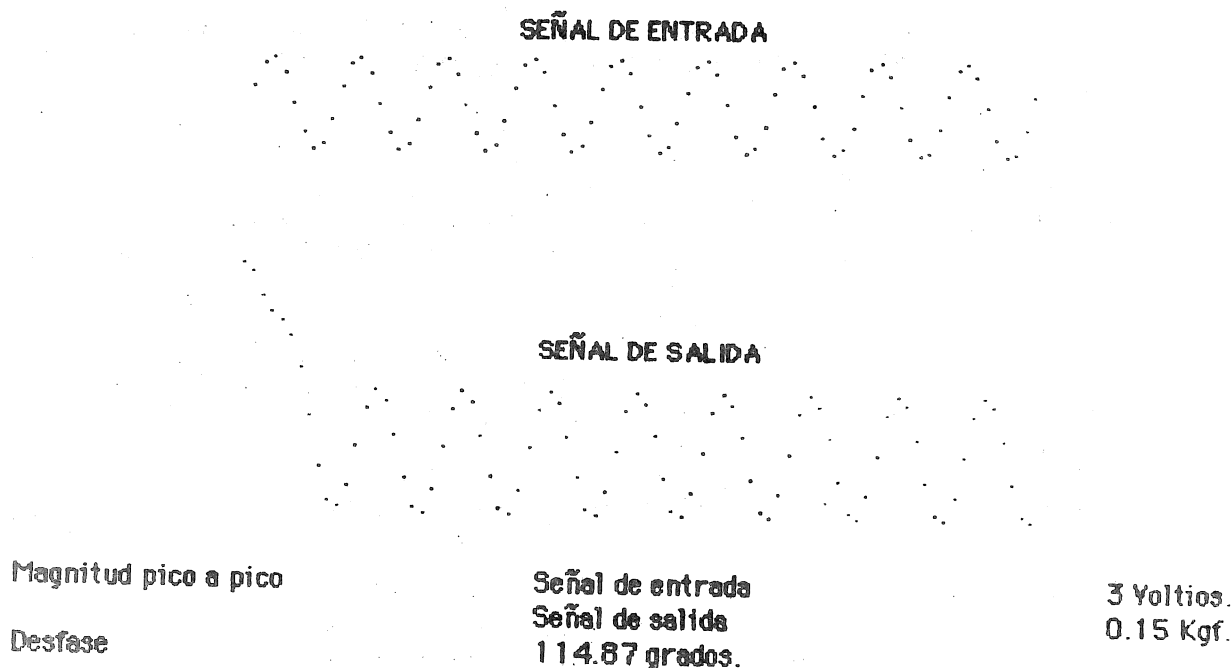


FIGURA 12. Simulación de la respuesta a 1.8 Hertz

4. SISTEMA DE CONTROL

4.1 INTRODUCCION

Las características de todo sistema de control son estabilidad, exactitud y rapidez en la respuesta; las cuales se pueden representar mediante sus especificaciones temporales de error en estado estable, tiempo de asentamiento, porcentaje de sobrepico, etc.

En el diseño de un sistema de control se plantea un compromiso entre los diferentes requerimientos, de tal manera que se establezca la relación más eficiente (9).

Cuando un sistema no cumple con los requerimientos funcionales y debido a la imposibilidad física de reestructurarlo, se hace necesario diseñar un sistema de control para él que permita obtener dichos requerimientos. El sistema considerado tendrá una función de transferencia particular, que alterará favorablemente el sistema general.

4.2 DISEÑO

Para el músculo Gastrocnemio, que se contrae con rapidez moderada y ajuste no tan fino, se tienen las siguientes especificaciones de control que se determinan experimentalmente.

- Tiempo de Asentamiento (t_{ss}) igual a 0,3 segundos. Bajo estimulación externa el músculo se tetaniza en aproximadamente 0,3 segundos. Se considera que el tiempo de asentamiento es el mismo.
- Intervalo de confiabilidad (∞) del 5%. El ajuste no tan fino del músculo nos lleva a tomar este valor.
- Error en estado estable (e_{ss}) igual a cero. Es deseable un seguimiento en estado estable igual a cero.

- Porcentaje de sobrepico (PO) menor o igual al cinco por ciento. La respuesta transitoria no debe tener un sobrepico mayor del estipulado.
- Para evitar daños físicos en el nervio, la amplitud de la señal de control no debe exceder los diez voltios; puesto que a valores altos la respuesta del músculo se altera de tal forma que no hace confiable los valores obtenidos (experimentalmente se comprobó lo anterior).

El sistema de control real se podría representar como se muestra en la Figura 13.

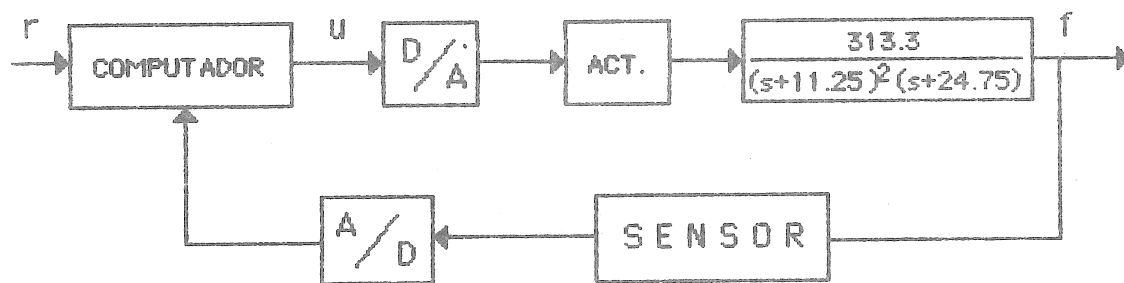


FIGURA 13 Un esquema de implementación digital.

La función de control que desempeña el computador en el esquema considerado, se representa mediante una función de transferencia, $G_c(z)$.

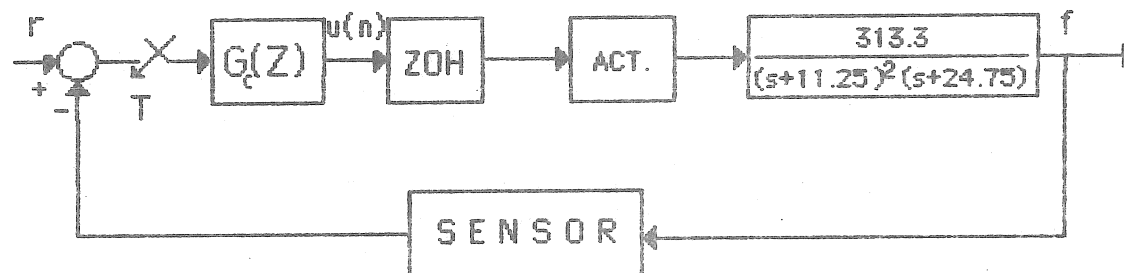


FIGURA 14 Analogía del sistema de control.

Como el sensor convierte 0,1 kilogramo-fuerza en 0,4 voltios, su función de transferencia es cuatro ($G_t(s) = 4$). El esquema anterior se transforma mediante el álgebra de los diagramas de bloques en la siguiente figura.

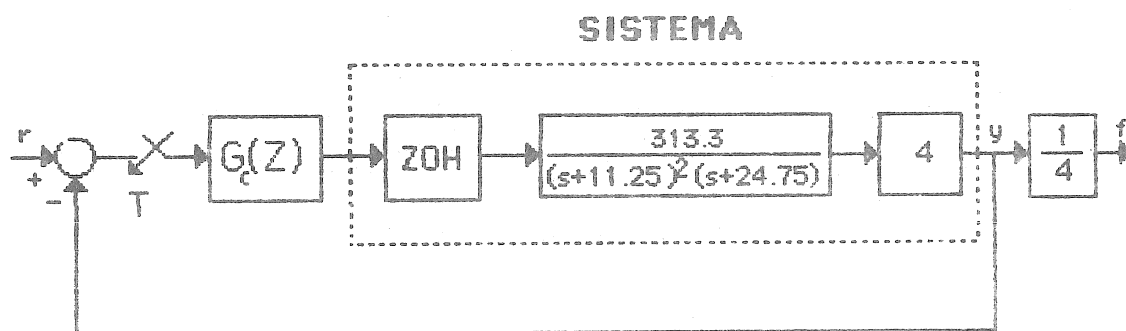


FIGURA 15 Sistema de control realimentado, donde el compensador se encuentran en serie.

Con las especificaciones y un factor de amortiguamiento de 0,7, se escoge un

período de muestreo de 0,06 seg.

Discretizando la planta mediante la técnica del ZOH:

$$G_p(Z) = \frac{Z-1}{Z} Z \left\{ \frac{G_p(S)}{s} \right\}$$

Se tiene

$$G_p(Z) = \frac{0.024337(Z+0.12515)(Z+1.862339)}{(Z-0.217303)(Z-0.4996)^2}$$

El sistema discreto es mostrado a continuación.

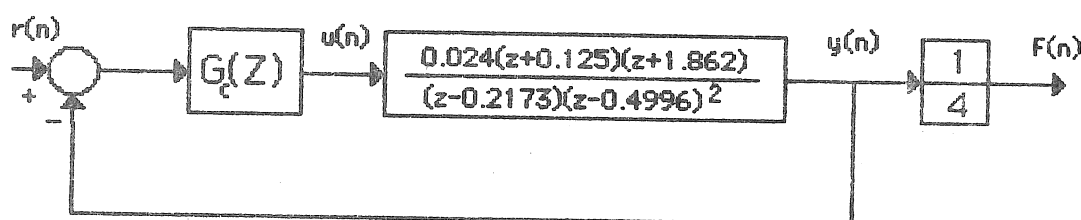


FIGURA 16. Sistema de control discreto.

Si se asume $G_c(z) = 1$, el sistema por si solo no cumple con los requerimientos estipulados con antelación.

El sistema en lazo cerrado se debe asemejar a un sistema de segundo orden, donde la ubicación de los polos dominantes en el círculo unitario del plano z , se ve afectada por el cero de la planta que se encuentra fuera de él.

Observando la respuesta de un sistema de dos polos en el círculo unitario y un cero fuera de él, se determino que los polos conjugados dominantes deben estar situados aproximadamente en $0,3 \pm j0,3$, lo que asegura el cumplimiento de los requerimientos.

Para que a un paso el error en estado estable sea cero ($e_{ss} = 0$), el compensador debe ser de tipo uno o sea tener un polo en uno. Igualmente, manipulando el Root-Locus, se especifica que el compensador tendrá tres ceros y un polo que cancelan los polos y el cero (ubicado en el círculo unitario) de la planta. Estas cancelaciones se basan en la exactitud de las mediciones.

El otro polo del compensador se localiza de tal manera que el Root-Locus pase por el punto deseado, para ello debe cumplir con la regla del ángulo que dice "la suma de los ángulos en lazo abierto debe ser igual a $(2n+1)\pi$ si $k \geq 0$ donde n es entero". De esta manera el polo se situa en $-0,344964$ ($z+0,344964$).

Por consiguiente $G_c(z)$ es un sistema de tercer orden con tres polos y tres ceros en:

$$G_c(Z) = \frac{9(z-0.217303)(z-0.4996)^2}{(z+0.12515)(z+0.344964)(z-1)}$$

Por tanto, el sistema discreto de control en lazo cerrado propuesto es

mostrado en la Figura 17

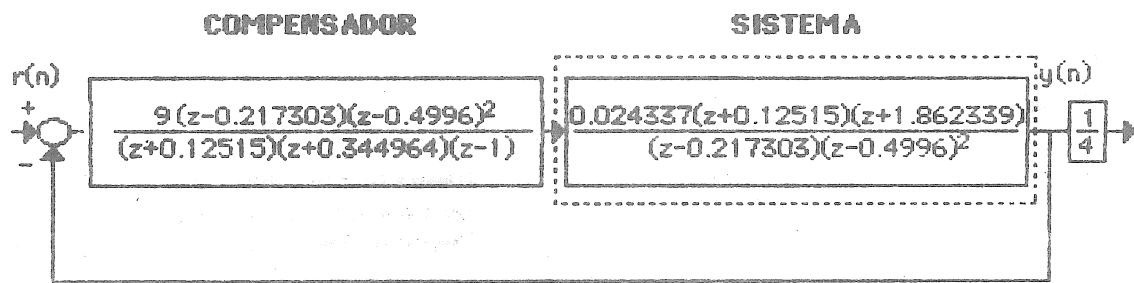
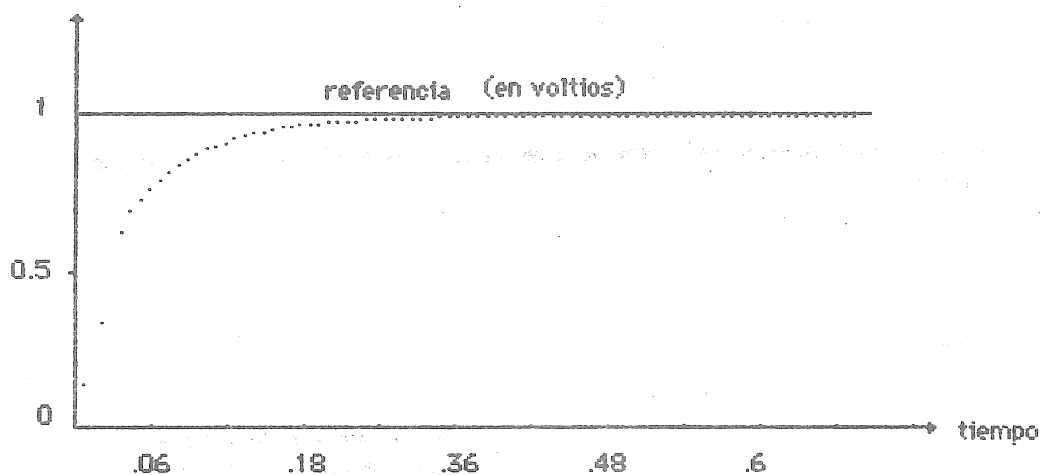


FIGURA 17. Sistema de control discreto para el músculo esquelético.

La respuesta en tiempo es mostrada en la Figuras 18. El análisis de esta gráfica muestra que el sistema responde a los requerimientos y las entremuestras corroboran el comportamiento del sistema en mención.



TIEMPO DE ASENTAMIENTO : 0.18 Seg.
PORCENTAJE DE SOBREPICO : 0

FIGURA 18. Respuesta en tiempo del sistema de control.

5. SIMULACION

Para comprobar que el sistema de control digital cumple a cabalidad los requerimientos para los que fue diseñado, se simuló en computador su comportamiento y los resultados se contrastaron con los obtenidos experimentalmente para probar su validez.

La simulación se basa en la representación del sistema por medio de las variables de estado discretas. La función de control discreta se pasó a una ecuación de diferencia, que se implementa posteriormente a nivel de software.

Los resultados obtenidos por dicha simulación son mostrados en las Figuras 19, 20 y 21.

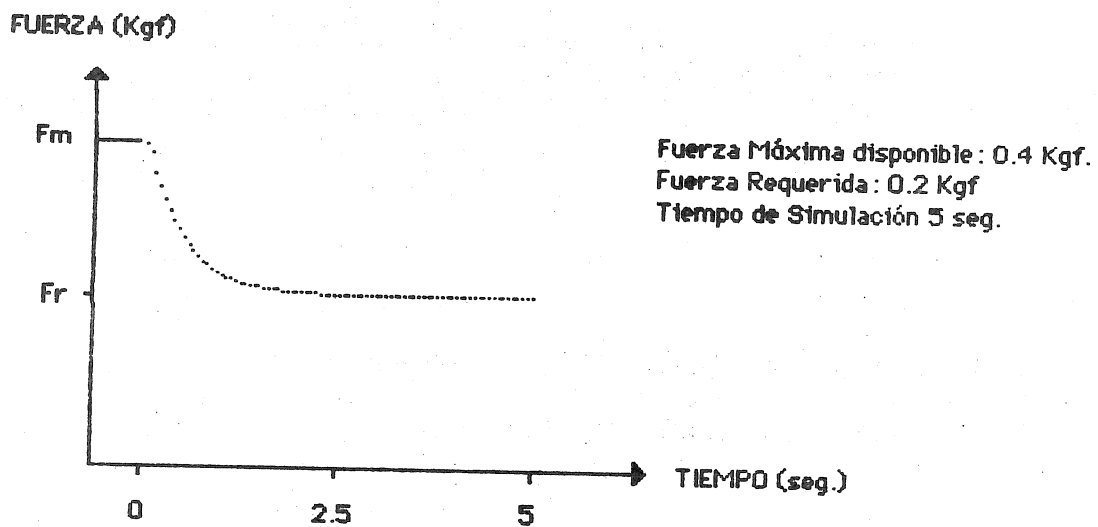


FIGURA 37. Simulación de la respuesta del sistema a un control ejercido por el computador. La fuerza requerida es 0,2 Kgf.

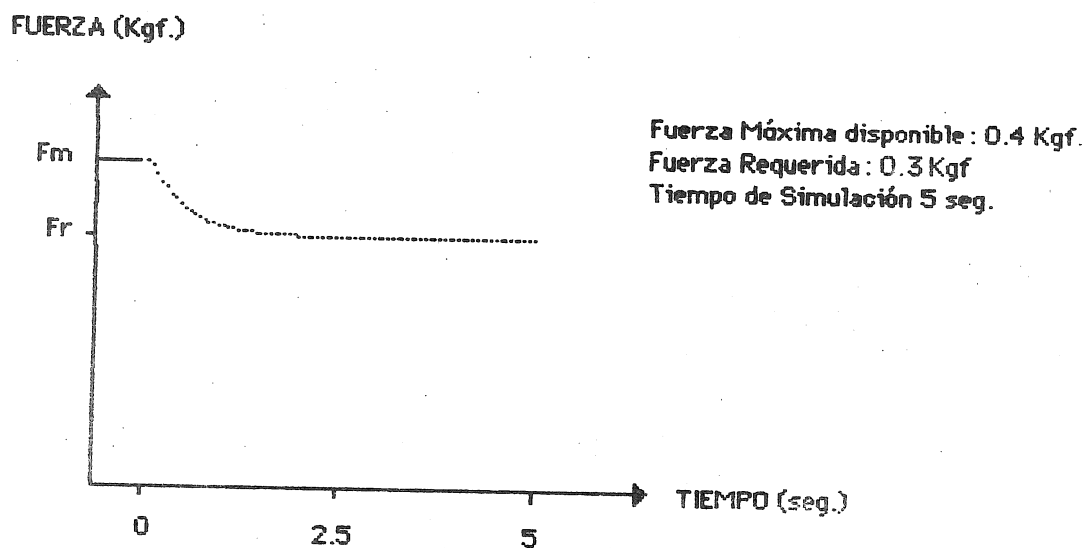


FIGURA 38. Simulación de la respuesta del sistema a un control ejercido por el computador. La fuerza requerida es 0,3 Kgf.

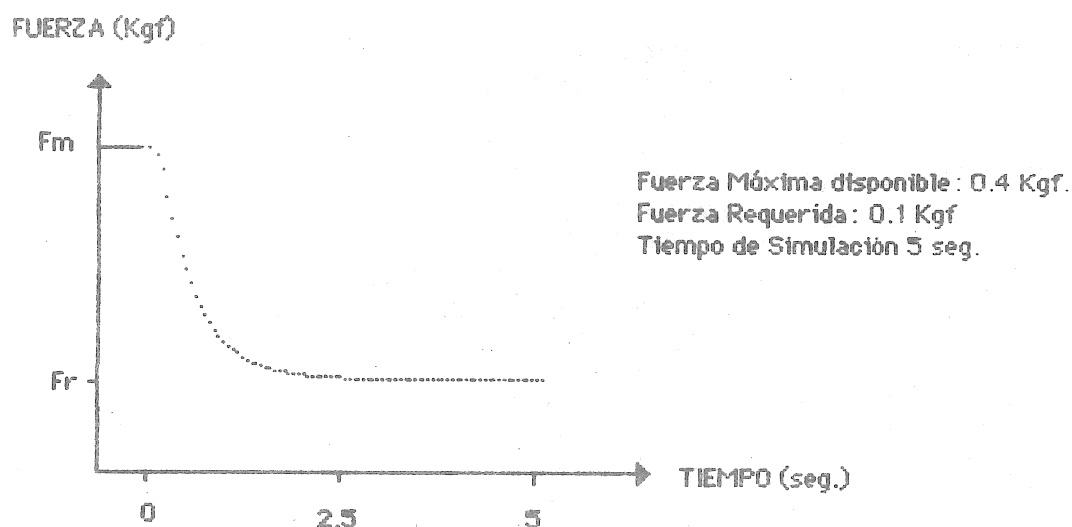


FIGURA 39. Simulación de la respuesta del sistema a un control ejercido por el computador. La fuerza requerida es cero.

Es esencial el conocimiento previo del máximo nivel de fuerza que pueda ejercer el músculo en estudio. Una vez determinado este, el control es asumido por el computador que de acuerdo con el nivel de fuerza solicitado, cumple con su función de control.

Los resultados de la simulación preveen un control adecuado del nivel de fuerza muscular, lo cual hacen factible su implementación real para comprobar si efectivamente esta técnica de control es adecuada.

Posteriores investigaciones verificarán la presente investigación.

BIBLIOGRAFIA

- (1) ELGER, Oile Ingemar. Control system theory. Tokyo : Mc Graw-Hill, 1967.
- (2) GUYTON, Arthur. Tratado de fisiología medica. 6 ed. Madrid, España: Interamericana, 1984. p. 749-756. ISBN 84-7242-351-4.
- (3) HARRISON, Howard and BOLLINGER, John. Controles Automaticos. 3 ed. Mexico : Trillar, 1979. ISBN 968-24-0120-8.
- (4) HENNEMAN, E and HOUK, J. Neural control of movement and posture. En: MOUNTCASTLE, Vernon. Medical Physiology. Saint Louis, MO : Mosby, Vol. 1, part V, 1974.
- (5) KUO, Benjamin. Sistemas automáticos de control. 2 ed. Mexico : Continental, 1970.
- (6) MANNARD, Allan and STEIN, Richard. Determination of the frequency response of isometric soleus muscle in the cat using random nerve stimulation. En: Journal of Physiology (London). Vol. 229, (1973); p. 275-296.
- (7) MILNER-BROWN, H; STEIN, R and YEMM R. Changes in firing rate of human motor units during linearly changing voluntary contractions. En: Journal of Physiology. Vol. 230, (1973); p. 371-390.

- (8) NASIR, Ahmed and NATARAJAN, T. Discrete-time Signals and Systems. 1 ed. RESTON, Virginia : Printice-Hall company, 1983.
- (9) NOTAS CURSO DE CONTROL. (1986 : Bogotá). MELUK, Francisco. Universidad Nacional de Colombia.
- (10) PARTRIDGE, Lloyd. Modifications of neural output signals by muscles : a frequency response study. En: Journal of applied Physiology. Vol. 20, (1965); p. 150-156.
- (11) PERSON, R and KUDINA, L. Discharge frequency and discharge pattern of human motor units during voluntary contraction of muscle. En: Electroencephalography and Clinical Neurophysiology. Vol. 32, (1972); p. 471-483.
- (12) SOLOMONOW, Moshe. External Control of the Nueromuscular System. En: IEEE Transections on biomedical Engineering. Vol. BME-31, No 12 (dec, 1984); p. 752-763.
- (13) SOLOMONOW, Moshe et al. A new technique for functional neuromuscular stimulation. p. 47-62. En: TOMOVIC, R. Advances on External Control of Human Extremities. Belgrade, Yugoslavia : Yugoslav Committee for Electronics and Automation, 1978.
- (14) ——— Control of muscle contractile force through indirect high frequency stimulation. En: American Journal of Physical medicine. Vol. 62, No. 2 (1983); p. 71-82.
- (15) ——— Fatigue considerations of muscle contratile force during high frequency stimulation. En: American Journal of Physical Medicine. Vol. 62, No. 3 (1983); p. 117-122.
- (16) TANNER, J. Reversible blocking of nerve conduction by alternating current excitation. En: Nature. Vol. 195, (aug 1962); p. 712-713.