

MECANISMO PROGRAMABLE PARA LA AYUDA EN LA REHABILITACIÓN DE LA ARTROSIS EN CADERA Y RODILLA

M en C. Castañeda Galván A. acasgal@cinvestav.mx

D.r. Aguilar Casas M. macasas@hotmail.com

Dr. Elías Viñas D. delias@cinvestav.mx

ABSTRACT

This work suggest **MPRACR01** that is a programmable mechanism developed whit the purpose to assist patients whit degenerative osteoarthritis (artrosis) in the inferior member allow them to get better functionally in a short time and almost without pain by means of the continuous movement of the affected part. MPRACR01 is make up for a micro controller, a power system and a translation mechanism. The routine is programmed by the medic, that settles down the parameters that allow the patient to follow it without making a great effort.

1. INTRODUCCIÓN

Las enfermedades del aparato locomotor, también denominado sistema músculo esquelético, se caracterizan por la aparición de alteraciones en uno o mas de sus elementos que forman el aparato locomotor, es decir, los huesos, los ligamentos, los músculos, las articulaciones y los tendones[1].

Las articulaciones son los componentes del esqueleto que nos permiten el movimiento y por tanto, nuestra autonomía funcional y nuestra interacción con el medio. La **Artrosis** es una enfermedad crónica que se caracteriza por el deterioro paulatino del cartílago de las articulaciones; provocando dolor con las actividades físicas, incapacidad variable para caminar y permanecer de pie, así como la deformidad progresiva de las articulaciones.

Habitualmente la artrosis se localiza en la columna cervical y lumbar, algunas articulaciones del hombro y de los dedos de las manos, la articulación de la raíz del dedo pulgar, la cadera, la rodilla y la articulación del comienzo del dedo gordo del pie (figura 1). Fuera de estos lugares la artrosis es rara y, cuando existe se debe de sospechar la existencia de un daño previo o de otra enfermedad articular.

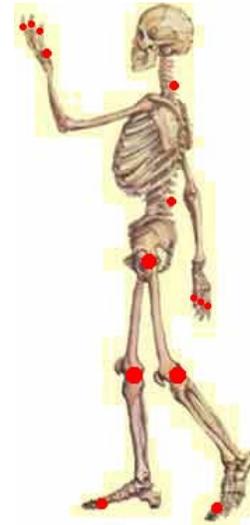


Figura 1. Localizaciones habituales de la artrosis.

Las investigaciones recientes sugieren que existen diversos factores que aumentan el riesgo de padecer esta enfermedad, algunas de ellas son: la obesidad, determinadas actividades laborales, la herencia, la raza y el excesivo ejercicio físico.

El objetivo de cualquier tipo de tratamiento para la artrosis son el alivio del dolor articular y el mantenimiento de la capacidad funcional. Para ello, se disponen de diversas alternativas, que incluyen los tratamientos físicos, los medicamentos y a veces la cirugía [2].

Las medidas físicas suponen una serie de procedimientos destinados a mejorar la sintomatología y la habilidad para desempeñar las tareas laborales, domésticas, de la vida de relación y del cuidado personal. Se incluyen aquí el aprendizaje y sobre todo, la práctica diaria de ejercicios físicos destinados a mejorar la movilidad articular y a potenciar la fuerza muscular, así como el uso juicioso del calor y frío, de férulas y sistemas ortopédicos que ayuden a disminuir la sobrecarga de una articulación artrósica. El ejercicio aeróbico (natación, paseo) practicado regularmente ayuda al control de la enfermedad [2]; sin embargo requieren de mucho tiempo y esfuerzo del paciente y del reumatólogo (médico especialista en enfermedades

reumáticas), dos aspectos que se traducen en dinero.

Debido a este problema, **MPRACR01** asiste al paciente a realizar movimientos de flexión y extensión de las articulaciones del miembro inferior el tiempo y la magnitud que el reumatólogo considere necesarias para el mejoramiento continuo del paciente, sin la necesidad de que el paciente realice mucho esfuerzo, padezca mucho dolor y sin que éste requiera de la presencia del médico especialista; por tanto las actividades de rehabilitación pueden ser realizadas en la comodidad del hogar.

2. MATERIALES Y MÉTODOS

Para cumplir con dicho objetivo **MPRACR01** se compone de los siguientes sistemas:

- Sistema mecánico
- Sistema de potencia
- Sistema de control

2.1 Sistema mecánico

El sistema mecánico es un mecanismo riel con un sinfín con un objeto deslizante que en su centro lleva a su vez una prótesis para que el paciente sujete su pie; la fuerza para mover la pierna del paciente es proporcionada por un motor de A.C de ¼ de caballo de fuerza que a través de 2 poleas del mismo diámetro transmiten la fuerza del motor al sinfín. Este sistema es fuerte y capaz de mover la pierna del sujeto con facilidad, no tiene mucha fricción por lo que evita la perdida de fuerza en calor y sus características son fáciles de controlar por un sistema de control.

El principio de funcionamiento del sistema mecánico esta basado en la relación de torques entre dos poleas es [3]:

$$\frac{T_1}{T_2} = \frac{r_1}{r_2} = \frac{N_1}{N_2} = \frac{W_2}{W_1} = \frac{\theta_2}{\theta_1}$$

(1)

Conocemos que:

$$S = \theta r$$

$$\theta = 2\pi$$

$$r = \frac{S}{2\pi}$$

(2)

La polea de transmisión tiene un radio $r_1=3$ cm. El sinfín produce un desplazamiento $L = S = 0.5$ cm por una vuelta en la polea de transmisión (relación entre movimientos rotacionales y de translación), esto quiere decir que:

$$\frac{S}{2\pi} = r_2 = \frac{0.5cm}{2\pi} \approx 0.08cm$$

La relación de torques entre la polea y el sinfín es:

$$\frac{T_1}{T_2} = \frac{r_1}{r_2} = \frac{3cm}{0.08cm} \approx 37.5$$

Se utilizó un motor de A.C. de ¼ de caballo de fuerza; el caballo de fuerza es equivalente a 746 watt, por lo tanto el motor es de 186.5 watt máximo. Como la velocidad es variable y la potencia es el producto de la fuerza por la velocidad, cuando la velocidad sea la máxima en el motor, la potencia transmitida al sinfín será aproximadamente igual a 6994 watt, una potencia suficiente para mover hasta la pierna del paciente mas obeso. El sistema mecánico se muestra en la figuras 2, 3 y 4.



Figura 2. Riel para desplazamiento.



Figura 3. Prótesis de sujeción.



Figura 4. Motor de AC de ¼ de caballo de fuerza.

2.2 Sistema de potencia

El sistema de potencia se encarga de suministrar la potencia necesaria para que el motor responda a las necesidades de velocidad y de dirección que el reumatólogo requiera. Se utilizó el Fr-U100 de Mitsubishi, un inversor

ahorrador de energía para el control de motores de A.C desde 1/8 a 2 caballos de fuerza y desde 0.1 hasta 75 kwatt (figura 5).



Figura 5. Sistema de potencia FR-U100.

2.3 Sistema de control

El sistema de control es la parte principal del proyecto, él controla al sistema de potencia y es el encargado de guardar las instrucciones que el reumatólogo le programe (como el ángulo, el tiempo y la velocidad de la rutina); además lleva las tareas de monitorización del ángulo de rehabilitación, del tiempo de ejercitación, de los sensores de inicio de carrera, fin de carrera y de arranque del sistema (figura 6).



Figura 6. Elementos del sistema de control.

La medición del ángulo a la cual la máquina esta flexionando la pierna del paciente, es un sensor potenciométrico insertado en un puente de Wheatstone que por medio de circuitos de instrumentación le indican al sistema de control en que ángulo se encuentra la pierna del paciente.

El comportamiento del sensor se puede expresar como:

$$R = R_0 f(x) \quad (3)$$

Para el caso en el que el medidor sea lineal se tiene:

$$R = R_0(1+x) \quad (4)$$

La respuesta del puente es:

$$V_s = V \left(\frac{Kx}{(1+x+K)(1+K)} \right) \quad (5)$$

Donde V_s es el voltaje medido de la diferencia de los voltajes centrales de cada brazo del puente. K se le conoce como el coeficiente de linealidad .

La sensibilidad es pues:

$$S = \frac{V_s}{xR_0} = \frac{VK}{R_0} \left(\frac{1}{(1+x+K)(1+K)} \right) \quad (6)$$

Derivando la ecuación anterior con respecto a K , se obtiene la sensibilidad máxima

$$S_{\max} = \frac{ds}{dK} = 0 = K^2 = 1+x \quad (7)$$

Debido a que nuestro sensor es lineal, lo que se desea es la máxima sensibilidad. Sabiendo que nuestra medición inicial es $10 \text{ k}\Omega$ y la final es $9 \text{ k}\Omega$ por la ecuación 4 encontramos que la variación de x es:

$$9 \text{ k}\Omega = 10 \text{ K}\Omega(1+x)$$

$$x = \frac{9 \text{ k}\Omega - 10 \text{ k}\Omega}{10 \text{ k}\Omega} = -0.1$$

Por lo tanto el coeficiente de linealidad K es aproximadamente igual a 1, y la sensibilidad es máxima como se muestra en la figura 7.

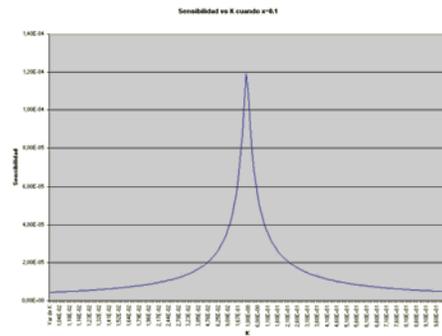


Figura 7. Sensibilidad vs K cuando $|x|=0.1$ (El pico de la curva se debe a $K=1$).

Para calcular la sensibilidad, tenemos que el sensor en estado de reposo es de $10 \text{ K}\Omega$ y que K es 1, por lo tanto la resistencia superior en el brazo deberá ser de $10 \text{ K}\Omega$; conocemos también el voltaje de alimentación del puente que es de 5 v , por división de tensión tenemos un voltaje de reposo de 2.5 v . Cuando el sensor se encuentre en 180° el valor de la resistencia será de $9 \text{ K}\Omega$, aplicando nuevamente el divisor de tensión, el voltaje entregado en el centro del brazo será de 2.368 v , por lo tanto la sensibilidad del sensor será:

$$S = \frac{Y_{\max} - Y_{\min}}{X_{\max} - X_{\min}} = \frac{2.5 - 2.368 \text{ v}}{180 - 0} \frac{1}{^\circ}$$

$$S = -0.731 \frac{\text{mv}}{^\circ}$$

La ganancia del amplificador de instrumentación se calcula de la siguiente manera:

$$G = \frac{V_{sal}}{V_{ent}} = \frac{5v}{180^{\circ} * |s|} = \frac{5v}{180^{\circ} * \left| -0.731 \frac{mv}{^{\circ}} \right|} = 38$$

Queremos que la resolución sea de 1° por lo menos, entonces el rango dinámico del ADC que necesitamos es:

$$Dr = \frac{Med\ max - Med\ min}{Resolución} = \frac{180^{\circ} - 0^{\circ}}{1^{\circ}} = 180$$

$$Dr \approx 2^n$$

$$n = \frac{\text{Log}Dr}{\text{Log}2} = 7.49 \approx 8$$

El sistema es por lo tanto lineal, y con la máxima resolución; tal y como se muestra en la figura 8.

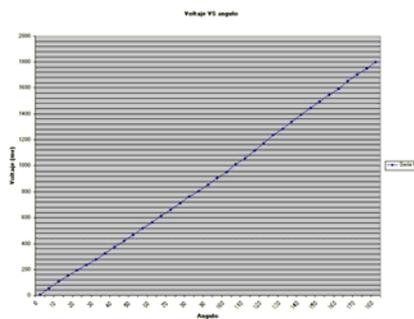


Figura 8. Respuesta del sensor de ángulo.

3. RESULTADOS

Los resultados más importantes obtenidos por MPRACR01 son:

- El diseño de la prótesis es confortable para el usuario.
- La interfaz alfanumérica del sistema, hace de MPRACR01 un mecanismo de fácil uso.
- Los parámetros de rehabilitación una vez que han sido programados son almacenados en memoria hasta médico requiera realizar los cambios en la rutina.
- La programación de las variables es hecha por el médico y no por el paciente.
- Se puede establecer la velocidad de arranque, la velocidad de paro, así como la velocidad de movimiento de la prótesis.
- El médico puede programar rutinas de 15, 30, 60, 90 y 120 minutos de duración.
- El ángulo de rehabilitación es programable de 1 a 127 grados, sin

embargo la prótesis solamente es capaz de moverse de 0 a 90 grados.

- El uso de MPRACR01 ha mejorado solo a un paciente, pero espera ser empleado en más pacientes.

Cabe resaltar que MPRACR01 es el primer prototipo y es susceptible de ser mejorado. Entre las mejoras más importantes propongo las siguientes:

- Propongo un sistema que evalúe objetiva y cuantitativamente la evolución del paciente.
- Modificar el mecanismo para que la prótesis pueda moverse más de 90°.
- Diseñar otro sistema mecánico más ligero.
- Disminuir el consumo de energía y el ruido, no es molesto, pero si fuera menos ruidoso sería mejor.
- Cambiar el sistema de potencia que controla al motor, dicho sistema es muy eficiente y de alta calidad, pero es muy caro.
- Ya que el circuito de control lleva un microcontrolador, es posible que MPRACR02 pueda ser programado por medio de una computadora conectada a internet, para que el paciente reciba las rutinas de rehabilitación en la comodidad de su casa.

4. REFERENCIAS

- [1] Dr. Eliseo Pascual, “La artrosis”, Sociedad española de reumatología, Disponible: http://www.medicinainformacion.com/reumatologia_libros1.htm
- [2] Dr. Eliseo Pascual, “La artrosis”, Sociedad española de reumatología, Disponible: http://www.medicinainformacion.com/reumatologia_libros2.htm
- [3] Benjamín C. Kuo. “Automatic Control System” pp. 193-203, Ed. Prentice-Hall, Inc., Englewood Cliffs, New Jersey., 1975
- [4] Pallás Ramón, “Sensores y acondicionadores de señal”, ch. 3, Ed. Alfaomega, México, D.F, 2001
- [5] Pallás Ramón, “Analog signal processing”, ch 2,3, Ed. Jhon Wiley, Usa, 1999.