

**NEW NANOTECH IN MODELS FOR THE DESIGN OF ARTIFICIAL SKIN
WITH NANOPARTICLES FOR THE LINING OF PROSTHESES OF HAND AND
LEG FOR DISABLED**

**NUEVOS MODELOS NANOTECNOLÓGICOS EN EL DISEÑO DE PIEL
ARTIFICIAL CON NANOPARTÍCULAS PARA EL RECUBRIMIENTO DE
PRÓTESIS DE MANO Y PIERNA EN DISCAPACITADOS**

PhD. Antonio F. Muñoz Moner*, **MSc. Jorge L. Díaz R.****, **Ing. July A. Gómez C.**

***Universidad Autónoma de Bucaramanga.**

Grupo de Investigación de Control & Mecatrónica.

Avenida 42, No. 48-11, Bucaramanga, Santander, Colombia.

Tel.: +57-7-6436111/6436261, E-mail: amunozm@unab.edu.co

**** Universidad de Pamplona, Grupo de Investigación Automatización y Control.**

Km. 1, Vía Bucaramanga, Pamplona, Norte de Santander, Colombia.

Tel.: +57-7-5685303, Fax: +57-7-5685303, Ext. 164.

E-mail: jdiazcu@gmail.com, jagomez@hotmail.com

Abstract: This paper deals with the research and the development of a new methodology based in nanotech models according to a methodology for design , implementation of coatings and maintenance for the capture, processing, storage and data extraction of the artificial skin with nanoparticles coating limb prostheses of hand and leg in for disabled; and equipping it with a data acquisition system which takes their biological signals of its couple and then be replied in the prosthesis using artificial intelligence

Keywords: Nanotech in models, artificial intelligence, cloning, sensors and controllers genome, hand and leg prosthesis.

Resumen: El artículo trata sobre la investigación y el desarrollo de una nueva metodología el desarrollo de modelos nanotecnológicos de acuerdo a una metodología de diseño, implementación de recubrimientos y mantenimiento, para la captura, transformación, almacenamiento y extracción de datos, de la piel artificial con nanopartículas para el recubrimiento de prótesis; equipándolo con un sistema de adquisición de datos que tome las señales de su par biológico y luego sean replicadas en la prótesis usando técnicas de inteligencia artificial.

Palabras clave: Modelos nanotecnológicos, inteligencia artificial, clonación, genoma de sensores y controladores, prótesis de mano y pierna.

1. INTRODUCCIÓN

Como parte de las investigaciones del Grupo de Control y Mecatrónica de la Universidad Autónoma de Bucaramanga (UNAB) en Santander Colombia y el grupo de Investigación de Automatización y Control de la Universidad de

Pamplona (UPA), se ha desarrollado una prótesis de pierna utilizando células madres mecatrónicas, obtenidas por bioingeniería y clonación artificial.

El prototipo construido contempla la investigación y el desarrollo de una prótesis inteligente de miembro inferior, obtenidas por clonación

artificial, basados en patrones de células madres, equipándola con un sistema de adquisición de datos que toma las señales de la pierna sana durante su movimiento y luego son replicadas con un entrenamiento por aprendizaje con técnicas de inteligencia artificial e imitadas por clonación artificial en la prótesis, donde se replicar el comportamiento a partir de las células madres, soportadas en sistemas mecatrónicos (patrones de imitación de sensores de movimiento - controlador inteligente - articulación), como parte de los procedimientos de diseño basados en clonación artificial.

El proceso de clonación, consiste en la recopilación de datos, esta se fundamenta en la selección de una cantidad de muestras representativas, para el caso de la prótesis bioeléctrica estas muestras se van a tomar de las señales recibidas de los sensores, luego se amplifican, y se someten a un procesamiento digital para entregar la señal EMG ya filtrada como se muestra en la figura 1.

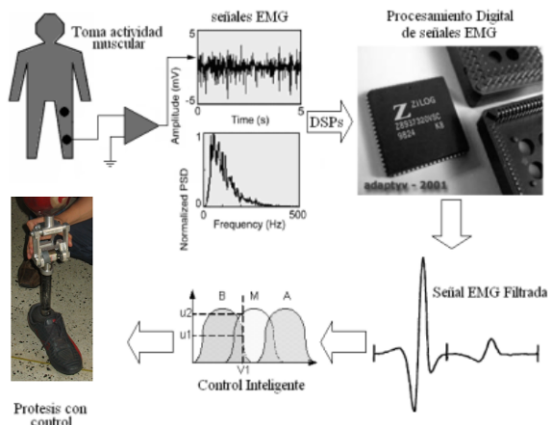


Fig. 1. Diseño del prototipo de prótesis.

2. METODOLOGÍA BASADA CÉLULAS MADRES

El dispositivo clonado, ya no precisa de una etapa de aprendizaje, está ya ha sido realizada en el procedimiento del AG (en la etapa de búsqueda de la correcta secuencia), por lo que se implementa directamente, reemplazando al dispositivo "padre", el cual se puede utilizar como elemento de referencia en una etapa primaria de implantación un resumen de la operación del sistema clonado, en esta ilustración se aprecia, como las entradas son convertidas, gracias al "Fuzzy c-mean" en clusters difusos y estos a su vez son reflejados en conjuntos difusos.

Luego de poseer esta información en forma de "cromosoma", se aplica la secuencia de operadores genéticos, la cual convierte la información de entrada en "cromosomas" de salida con la misma estructura de datos (anteriores y consecuentes).

El conjunto de datos entregado por el proceso de clonación, es procesado por el sistema, una de las etapas importantes de este proceso es la defuzzificación de una parte del "cromosoma", de tal forma que podamos tener el valor de la variable clonada en rangos del universo de discurso y no en términos de pertenencia a conjuntos borrosos.

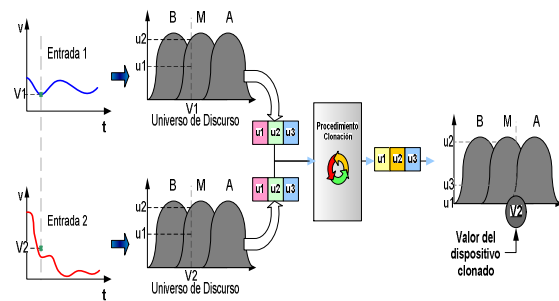


Fig. 2. Procedimientos de clonación.

El conjunto de datos entregado por el proceso de clonación, es procesado por el sistema, una de las etapas importantes de este proceso es la defuzzificación de una parte del "cromosoma", de tal forma que podamos tener el valor de la variable clonada en rangos del universo de discurso y no en términos de pertenencia a conjuntos borrosos.

3. CLONACIÓN ARTIFICIAL EN INGENIERÍA

La metodología anteriormente mencionada, es de gran importancia, pero es evidente que precisa de un elemento físico, debido a esta necesidad, es imperioso aplicar la metodología a un hardware que permita su aplicación, tanto en la parte de aprendizaje (si se desea que este se haga directamente en el hardware) como su ejecución y reaprendizaje, para este objetivo, es necesario implantar una metodología de clonación artificial.

La metodología de clonación presentada, permite la replicación del movimiento de la pierna sana. Garantizando que la persona al caminar no cojee y ejecute su desplazamiento en forma normal, para esta metodología aparece a continuación:

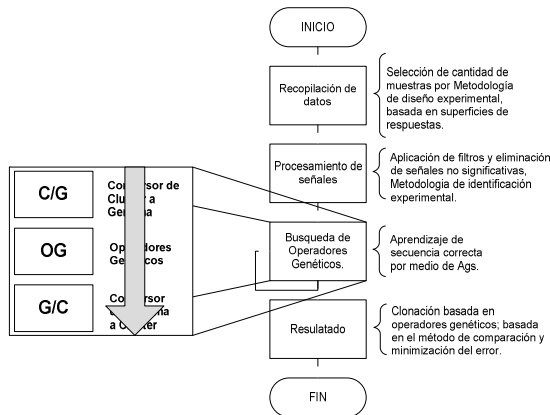


Fig. 3. Metodología de clonación.

Las señales electromiográficas (EMG) son señales eléctricas producidas por un músculo durante el proceso de contracción y relajación.

Existen en estos momentos investigaciones en el campo de las aplicaciones de las señales EMG para anticipación de los movimientos humanos en aproximadamente 100 ms en avance.

En teoría, el mejor desempeño de un sistema de control será obtenido, cuando los músculos que quedan son usados en la misma forma en la que ellos funcionaban antes de la amputación.

Cuando se trata de adquisición de señales EMG se habla siempre de la obtención de la señal que realmente se desea. Siempre es deseable obtener una señal EMG que contenga la máxima cantidad de información de la señal EMG y la mínima cantidad de contaminación de ruido eléctrico. Así, la maximización de la relación señal-ruido debe ser hecha con la mínima distorsión de la señal EMG. Por lo tanto, es importante que cualquier dispositivo de detección y captura procese la señal linealmente. En particular la señal no debe ser acortada, esto es, los picos no deben ser distorsionados y ninguna filtración innecesaria debe ser desarrollada.

Debido a que la radiación de la línea de potencia (50 o 60 Hz) es una fuente dominante de ruido eléctrico, esto provoca diseñar dispositivos que tengan un filtro de muesca a esta frecuencia. Teóricamente este tipo de filtro solamente remueve la frecuencia no deseada de la línea de potencia, sin embargo, implementaciones prácticas también remueven porciones del componente de frecuencia adyacentes. Debido a que la componente de energía dominante de la señal EMG esta localizada en el rango de frecuencias de 50 – 100 Hz, el uso de filtros de muesca no es disponible cuando hay

métodos alternativos para tratar la radiación de la línea de potencia.

Para medir potenciales bioeléctricos se requiere de un dispositivo capaz de convertir potenciales y corrientes iónicas en potenciales y corrientes eléctricas. Este se conoce como transductor, consta de dos electrodos, que miden la diferencia del potencial iónico entre sus puntos de aplicación respectivos.

Aunque en algunos tipos de células se pueden hacer medidas de potenciales de acción individuales, dichas medidas son difíciles por cuanto exigen una colocación precisa de un electrodo dentro de una célula. La forma mas común de los biopotenciales medidos es el efecto combinado de una gran cantidad de potenciales de acción tal como aparecen en la superficie del cuerpo.

El conductor se ha pegado a una superficie a través de un material base. El pegamento tiene un alto aislamiento eléctrico. Así, aunque la pieza sea metálica, la resistencia entre el conductor y la pieza es de más de 100 mΩ. La resistencia del conductor:

$$R = rL/A \quad [\Omega] \quad (1)$$

Si la pieza se deforma en la dirección del conductor, los tres parámetros r , L y A han de variar. Entonces la resistencia variará según:

$$dR = \frac{\partial R}{\partial r} dr + \frac{\partial R}{\partial L} dL + \frac{\partial R}{\partial A} dA;$$

Donde:

$$\frac{\partial R}{\partial r} = \frac{L}{A}; \quad \frac{\partial R}{\partial L} = \frac{r}{L}; \quad \frac{\partial R}{\partial A} = -\frac{rL}{A^2};$$

Entonces:

$$dR = \frac{A(r dL + L dr) - rL dA}{A^2} \quad (2)$$

La sección transversal se puede reducir a una sección circular de diámetro equivalente d_e ,

$$A = Q d_e^2$$

Para conductor circular, $Q = \pi/4$. Derivando:

$$dA = 2Q d_e d(d_e)$$

Recordando la magnitud del coeficiente de Poisson.

$$\frac{d(d_e)}{d_e} = -\nu \frac{dL}{L}$$

Resulta entonces que:

$$dA = -2Qd_e^2 m \frac{dL}{L} = -2Am \frac{dL}{L} \quad (3)$$

Sustituyendo la ecuación 2 en la ecuación 3:

$$dR = \frac{r dL (1+m) + L d r}{A}$$

Eliminando A con la ayuda de la ecuación 3:

$$\frac{dR}{R} = \left(1 + 2m + \frac{d r / r}{dL/L} \right) \frac{dL}{L}$$

Ahora se toma en cuenta que la deformación longitudinal unitaria $e = dL/L$ y entonces:

$$\frac{dR}{R} = K_g e; \quad K_g = 1 + 2m + \frac{d r / r}{e} \quad (4)$$

Se observa que K_g depende aparentemente de $(d r / r) / e$ pero el término es una propiedad física del material del conductor y se denomina *piezorresistividad*, de forma tal que:

$$\frac{d r / r}{e} = p_1 E \quad (5a)$$

En la ecuación 5a, E es el módulo de la elasticidad del material y p_1 es el coeficiente de *piezorresistividad* longitudinal, pudiendo ser positivo o negativo. Finalmente,

$$\frac{dR}{R} = K_g e; \quad K_g = 1 + 2m + p_1 e \quad (5b)$$

K_g es el coeficiente del tensoelemento y relaciona la deformación longitudinal unitaria (cambio relativo de longitud) con el cambio relativo de resistencia del conductor.

La sensibilidad $K_g R$ de este conductor es la relación entre el cambio de resistencia y la deformación longitudinal unitaria.

$$dR = K_g R e; \quad K_g R = \frac{dR}{e} \quad (6)$$

Esto puede lograrse haciendo el alambre de muy poco calibre, pero la resistencia mecánica del alambre pone un límite inferior a este calibre. La otra posibilidad es aumentar L, pero si la longitud es grande no se estará midiendo un adecuado valor de la deformación longitudinal unitaria, la cual exige que la longitud L sea lo menor posible. Para aumentar la longitud del alambre sin aumentar la longitud de la zona de medición se recurrió a la solución mostrada.

Si la pieza tiene en la dirección de medición una deformación longitudinal unitaria e , tendrá en la dirección transversal una deformación longitudinal unitaria $-m e$. Asumiendo que la longitud total longitudinal del alambre sigue siendo L y su área A, pero que la longitud total transversal del alambre es L_T , con una sección A_T , resulta que el cambio de resistencia longitudinal es:

$$\Delta R_L = K_g \frac{r L}{A} e \quad (7)$$

El cambio de resistencia transversal:

$$\Delta R_T = K_g \frac{r L_T}{A} (-m e)$$

El cambio de resistencia total es:

$$\Delta R = K_g r e \left(\frac{L}{A} - m \frac{L_T}{A_T} \right) = K_g \frac{r A}{L} e \left(1 - m \frac{A}{A_T} \cdot \frac{L_T}{L} \right)$$

$$\Delta R = K_g \left(1 - m \frac{A}{A_T} \cdot \frac{L_T}{L} \right) R = K'_g R$$

Entonces:

$$K'_g = K_g \left(1 - m \frac{A}{A_T} \cdot \frac{L_T}{L} \right)$$

En este caso todo el alambre tiene la misma sección uniforme A. Entonces $A_T = A$ y finalmente

$$K'_g = K_g \left(1 - m \frac{L_T}{L} \right) \quad (8)$$

Se observa cómo, aunque la longitud total del alambre es $L + L_T$, la sensibilidad ahora es menor que si el alambre fuese recto con una longitud L. Esto no es motivo de preocupación para el que Usa un tensoelemento de alambre, por cuanto en la fábrica se ensaya las muestras de tensoelementos midiendo en una pieza. Entonces se mide el cambio de resistencia real correspondiente a cierta deformación longitudinal unitaria y se determina K_g en forma experimental. Por lo tanto, ya el coeficiente del tensoelemento tiene en cuenta este fenómeno.

Con los tensoelementos se mide la deformación unitaria e_x , en la dirección longitudinal, que se le designará ahora como la dirección x. Para calcular el esfuerzo normal en la dirección x, es necesario conocer a priori que no hay esfuerzo normal en la dirección, como en el caso de una barra sometida a tracción o compresión. Entonces, para un material elástico con módulo de elasticidad $E(Pa)$ y dentro de la zona elástica se tiene:

$$s_x = E e_x [Pa] \quad (9)$$

Si no se estuviese seguro de la ausencia de \mathbf{s}_y , se colocaría otro tensoelemento en la dirección y , de forma que su eje tendría 90° con respecto al eje del primer tensoelemento. Ahora se tendría las lecturas \mathbf{e}_x y \mathbf{e}_y . Recordando la ley de Hooke generalizada se tiene que:

$$\mathbf{e}_x = \frac{\mathbf{s}_x}{E} - \frac{\mathbf{m}}{E}(\mathbf{s}_x + \mathbf{s}_y) \quad (10)$$

$$\mathbf{e}_y = \frac{\mathbf{s}_y}{E} - \frac{\mathbf{m}}{E}(\mathbf{s}_x + \mathbf{s}_y) \quad (11)$$

La letra griega \mathbf{m} representa el coeficiente de Poisson del material (se supone que no se excede el límite elástico). Aquí $\mathbf{s}_x = 0$. Entonces, despejando los esfuerzos se obtiene

$$\mathbf{s}_x = \frac{E}{1 - \mathbf{m}^2}(\mathbf{e}_x + \mathbf{e}_y) \quad (12)$$

$$\mathbf{s}_y = \frac{E}{1 - \mathbf{m}^2}(\mathbf{e}_x + \mathbf{e}_y) \quad (13)$$

De esta forma se puede determinar los esfuerzos normales en las dos direcciones.

La longitud de la parrilla en la dirección y es \mathbf{m} veces la longitud de la parrilla en la longitud x . además, ambas parrillas están en serie, por lo que sus resistencias se suman. Llamando K_g^o a la constante de cada parrilla, que es la misma para las dos, se tiene para el cambio de resistencia en cada parrilla:

$$\Delta R_x = K_g^o R_x \mathbf{e}_x; \quad \Delta R_y = K_g^o \mathbf{m} R_y \mathbf{e}_y$$

La resistencia total es:

$$\Delta R = K_g^o R_x (\mathbf{e}_x + \mathbf{m} \mathbf{e}_y) \quad (14)$$

Comparando las ecuaciones (14) y (11) se obtienen las expresiones:

$$\mathbf{s}_x = K_g \Delta R [Pa]; \quad K_g = \frac{E}{(1 - \mathbf{m}^2) K_g^o R_x} \left[\frac{Pa}{\Omega} \right]$$

El valor de K_g es dado por el fabricante y sin realizar operaciones se tiene el esfuerzo \mathbf{s}_x , solamente al medir el cambio total ΔR de resistencia del tensoelemento.

Muchas veces no basta con hallar los esfuerzos normales en dos ejes perpendiculares entre sí; sino que se desea conocer el estado tensional del punto; por ejemplo, posición de los ejes principales con respecto a una posición dada, esfuerzos principales,

etc. En tal caso se debe recurrir como mínimo a tres tensoelementos y procesar las lecturas de cada uno de ellos.

Los esfuerzos normales máximos (\mathbf{s}_{\max}) y mínimos (\mathbf{s}_{\min}) en el plano y la posición de los ejes principales \mathbf{b}_p tomando siempre como referencia a la dirección del tensoelemento 1, se dan a continuación:

Roseta Rectangular:

$$\mathbf{s}_{\max, \min} = \frac{E}{2} \left(\frac{\mathbf{e}_1 + \mathbf{e}_2}{1 - \mathbf{m}} \right) \pm \frac{1}{1 + \mathbf{m}} \sqrt{(\mathbf{e}_1 - \mathbf{e}_3)^2 + [2\mathbf{e}_2 - (\mathbf{e}_1 + \mathbf{e}_3)]^2} \quad (15)$$

$$\mathbf{b}_p = \frac{1}{2} \arctan \left(\frac{2\mathbf{e}_2 - (\mathbf{e}_1 + \mathbf{e}_3)}{\mathbf{e}_1 - \mathbf{e}_3} \right) \quad (16)$$

Roseta Delta:

$$\mathbf{s}_{\max, \min} = E \frac{\mathbf{e}_1 + \mathbf{e}_2 + \mathbf{e}_3}{3(1 - \mathbf{m})} \pm \frac{1}{1 + \mathbf{m}} \sqrt{\left(\mathbf{e}_1 - \frac{\mathbf{e}_1 + \mathbf{e}_2 + \mathbf{e}_3}{3} \right)^2 + \left(\frac{\mathbf{e}_2 - \mathbf{e}_3}{\sqrt{3}} \right)^2} \quad (17)$$

$$\mathbf{b}_p = \frac{1}{2} \arctan \left(\frac{\frac{\mathbf{e}_2 - \mathbf{e}_3}{\sqrt{3}}}{\mathbf{e}_1 - \frac{\mathbf{e}_1 + \mathbf{e}_2 + \mathbf{e}_3}{3}} \right) \quad (18)$$

Roseta Delta T:

$$\mathbf{s}_{\max, \min} = \frac{E}{2} \left(\frac{\mathbf{e}_1 + \mathbf{e}_4}{1 - \mathbf{m}} \right) \pm \frac{1}{1 + \mathbf{m}} \sqrt{(\mathbf{e}_1 - \mathbf{e}_2)^2 + \frac{3}{4}(\mathbf{e}_2 - \mathbf{e}_3)^2} \quad (19)$$

$$\mathbf{b}_p = \frac{1}{2} \arctan \left(\frac{2(\mathbf{e}_1 - \mathbf{e}_2)}{\sqrt{3}(\mathbf{e}_1 - \mathbf{e}_4)} \right) \quad (20)$$

La roseta Delta T presenta, pagando el precio correspondiente a un tensoelemento (y después a un amplificador) adicional, la ventaja de mayor exactitud en los cálculos. Es posible medir con una roseta Delta T y usar las fórmulas de la roseta Delta, sin usar la información del tensoelemento 4. Después se vuelve a calcular con la fórmula de la roseta Delta T, y si no se obtiene el mismo resultado, se deben tomar decisiones adecuadas.

Con los valores de \mathbf{s}_{\min} ; \mathbf{s}_{\max} y \mathbf{b}_p se puede calcular todos los restantes parámetros del estado tensional y deformacional.

En las ecuaciones (13) hasta (16), E es el módulo de elasticidad del material en Pa y \mathbf{m} el coeficiente de Poisson.

Durante la marcha normal, hay actividad en 28 músculos principales de la extremidad inferior de ahí se puede ver que tan complejo es el aparato locomotor. En las siguientes gráficas se aprecian los 6 grupos de músculos principales y su participación o actividad durante el proceso de marcha. Los colores indican el nivel de actividad del grupo muscular. Negro (más activo), sombreado (activo intermedio) y blanco (inactivo).

Entre los grupos principales de la extremidad inferior, se aprecian los siguientes:

1. Glúteo Mayor (vista posterior).
2. Glúteo Medio (vista posterior y lateral).
3. Aproximador Mayor (vista posterior).
4. Cuadriceps femoral (vista lateral).
5. Músculos femorales posteriores (vista posterior y lateral).
6. Tibial anterior (vista lateral).

Con la caracterización de estos patrones de actividad muscular en el miembro inferior se piensa tomar como parte de los parámetros de diseño del sistema de control que se planea implementar.

De la extremidad inferior se puede obtener información como posición, fuerza, ángulo de cada junta y actividad muscular, gran parte de esta información facilita en parte la comprensión y asimilación del complejo proceso de marcha humana. Toda esta información debe ser tomada y organizada para un mejor aprovechamiento de la misma, parte de este proyecto de investigación consiste en emplear una técnica de agrupamiento de datos conocida como *fuzzy c-mean*, en la cual a cada dato le corresponde un grado de pertenencia.

Para lograr los clusters es necesario, aplicar el “*fuzzy c-mean*” y de esta forma encontrar los respectivos “conjuntos naturales” de cada señal. El agrupamiento difuso (*Fuzzy c-mean*) o también llamado “*Clustering*”, es una metodología, que permite la partición del universo de discurso de una variable en diferentes grupos; el propósito de este agrupamiento es identificar los “grupos naturales” de datos a lo largo de un “*data set*”, donde este grupo representa fielmente el comportamiento del sistema. Los clusters desarrollados en esta metodología tienen una representación (o se pueden reflejar) en conjuntos difusos, por lo que un valor V_1 se puede representar en n valores de pertenencia, donde n es el número de clusters de la variable en mención. Este procedimiento se aprecia en la Figura 4.

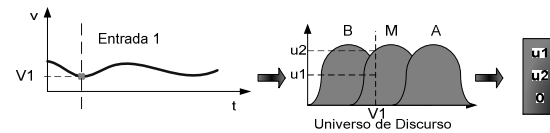


Fig. 4. Representación en Clústers difusos

Este procedimiento se repite para las entradas del sistema y para todas las salidas, pasando de una representación por valor a una representación por grado de pertenencia en los clústeres.

El procedimiento para encontrar los consecuentes es propio en cada sistema, pero es necesario saber, que esta información, como su nombre lo indica, es una consecuencial de la implementación de los antecedentes en el sistema, por lo que se debe tener especial cuidado en la elaboración de esta característica.

Es necesario implementar un algoritmo genético (AG), cuyo objetivo sea el encontrar una población óptima de secuencia de operaciones, las cuales serán evaluadas tomando en cuenta el valor deseado de salida y el número de operaciones genéticas (entre menos operaciones, mejor calificación tendrá el individuo).

El AG es el encargado de realizar la búsqueda de la correcta secuencia de operadores genéticos, que llevarán las entradas a la salida deseada, el procedimiento se ilustra en la primeras etapas se enlistan a continuación.

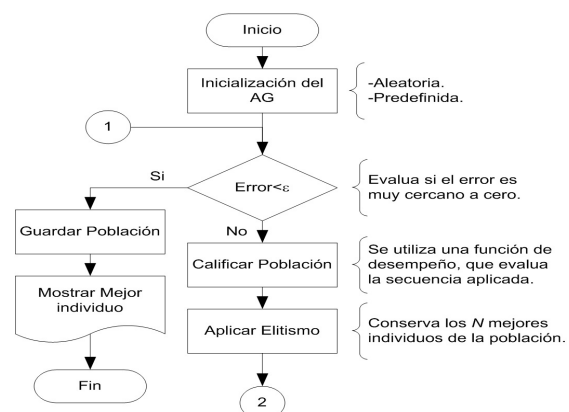


Fig. 5. Algoritmos genéticos para el diseño.

Con esto la información completa del mapa genético (genoma), es suficiente para el análisis aprovechando la potencialidad del software basado en algoritmos genéticos, con el cual se identifican los patrones de las señales EMG para realizar el control adaptativo de los movimientos de la extremidad inferior.

4. SOFTWARE DESARROLLADO

El software que se desarrollo para la demostración de esta metodología utiliza datos de las variables del miembro inferior (prótesis) tales como posición, velocidad, fuerza-torque, los cuales afectan una variable denominada desempeño, con estos datos se podrá trabajar para la demostración de la metodología, el software consta, además de las mismas etapas explicadas en este documento, el primer paso es identificar las señales y hacer un procesamiento, esto se observa en la figura 6, en donde se aprecia unas señales ya filtradas y listas para la implementación de la metodología.

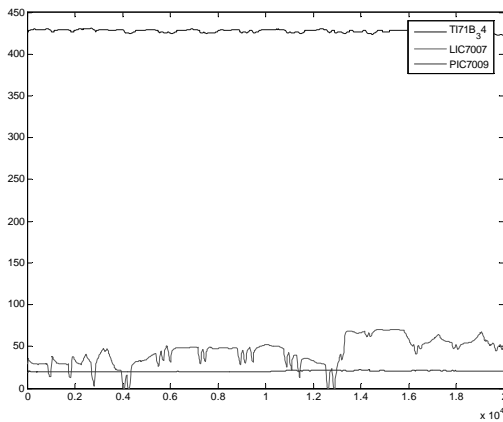


Fig. 6. Entradas del sistema desarrollado.

A las señales obtenidas anteriormente se les aplico la metodología de clonación propuesta, sin conocer previamente las relaciones entre las variables de entrada y de salida.

Como se puede observar, el máximo porcentaje de error obtenido es del 0.08%, y la media de esta medida es del 0.01% aproximadamente, lo que permite acercarnos a un sistema de alta precisión con costos inferiores a los requeridos para tal fin, confirmando que la metodología acá implementada no solo es valida para la obtención de clones en ingeniería reduciendo costos a la industria y optimizando los recursos de las mismas.

4.1 Ensamble del modelo de las articulaciones de la prótesis

Para realizar este modelo son necesarias medidas precisas de segmentos de masa, centros de masa, centros de las articulaciones y momentos de inercia. Todas estas variables pueden ser obtenidas de presentaciones estadísticas basadas en estatura, peso y algunas veces en sexo. Un número limitado de estas variables puede ser medido directamente

con procedimientos que demandan bastante tiempo y con precisión limitada. A pesar de que existen muchas datos antropométricas disponibles, para un mejor análisis se hacen las siguientes suposiciones: Cada segmento tiene una masa fija localizada en un centro de masa (que no es más que el centro de gravedad en posición vertical). Entonces la localización de cada segmento de centro de masa permanece fija durante el movimiento.

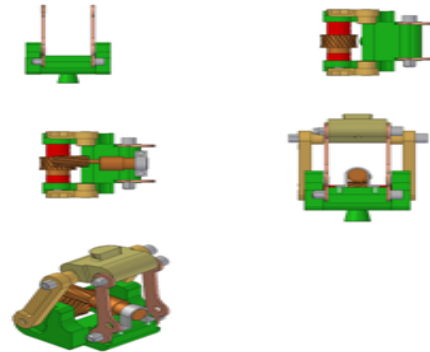


Fig. 7. Modelo de ensamble

Esta arquitectura permite la elaboración de expresiones que pretenden emular modelos matemáticos en busca de emular la salida del sistema. Algunos de los resultados aplicando esta técnica se aprecian en la figura 8 y en la figura 9, en donde se puede observar los resultados de aplicar árboles de decisión y AG's (1000 generaciones y un máximo de 5 niveles en el árbol); lo que permite encontrar valores de errores inferiores al 0.2%.

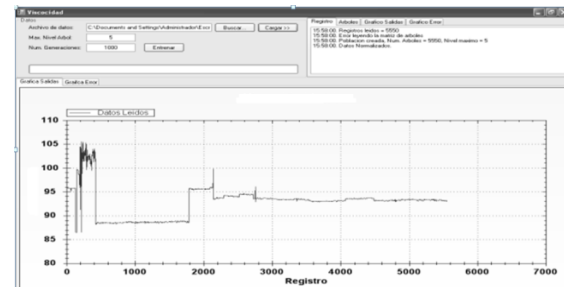


Fig. 8. Gráfica de la señal objetivo

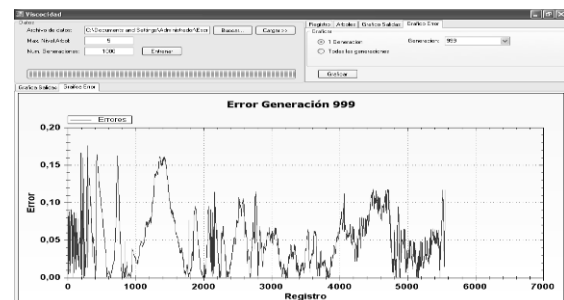


Fig. 9. Gráfica del error

5. CONCLUSIONES

El esfuerzo y los parámetros del movimiento de la prótesis: cadencia, secuencia, etc. son variables de difícil medición y control, requiere generalmente de otras que relacionen sus propiedades, que al identificar la no linealidad del proceso, permite establecer una aproximación de su comportamiento real, con base en un sistema de clonación que se adapte a sus cambios.

Para una acertada selección de variables no es suficiente con modelos teóricos, es necesario apoyarse los procesos y realizar pruebas para determinar el comportamiento del patrón a replicar para la prótesis es confiable, cambiar las variables desde la consola de control, para observar el comportamiento de las demás variables por espacios considerables de tiempo y su incidencia en el resultado del movimiento.

Resulta cómodo simular el funcionamiento de sensores y controladores mediante herramientas computacionales, como la *Toolbox* de AGs, valiéndose de sus capacidades para sistemas no lineales, lo cual nos permite diseñar rápidamente el prototipo, el entrenamiento y la validación a través del modelo, comparando las salidas con los valores esperados, de acuerdo a las entradas.

Esta metodología es aplicable a modelos que representan sistemas no-lineales. Su alcance es amplio, en la práctica se dispone de modelos adecuados para solucionar el problema planteado.

Se logró replicar el movimiento de la pierna real, por mapeo genético evolutivo, partiendo del concepto tecnológico de la clonación artificial con base en algoritmos genéticos y aplicando sistemas adaptativos.

Con el uso de técnicas de clonación artificial, basada en algoritmos evolutivos, es posible diseñar y construir sistemas inteligentes capaces de solucionar problemas con calidad superior a la lograda mediante otros métodos tradicionales, incluso de aquellos imposibles de resolver por métodos convencionales.

REFERENCIAS

[1] Winter, D. A. Biomechanics and Motor Control of Human Movement. Warterloo: Warterloo Press, 1991.

- [2] Pedro Carlos Russi. Estudo De Um Modelo Dinâmico Para Avaliação Física Do Corpo Humano. Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá da Universidade Estadual Paulista, São Paulo, Brasil, 2010.
- [3] Sistema electrónico de clonación artificial de un sensor de viscosidad basado en hardware evolutivo. Fredy Vera Pérez, Trabajo de grado para optar por el título de Ingeniero Electrónico, Universidad de Pamplona, 2006.
- [4] Muñoz Moner, A. F. Sensórica e Instrumentación, Mecánica de Alta precisión. Ed. Pueblo y Educación, Habana, Cuba, 1997.
- [5] Maneiro Malavé, Ninoska. Algoritmos genéticos aplicados al problema cuadrático de asignación de facilidades. Departamento de Investigación Operativa, Escuela de Ingeniería Industrial, Universidad de Carabobo, Valencia. Venezuela, Febrero, 2002.
- [6] Loyo De Sardi, Jaqueline. Algoritmos Genéticos y Optimización en la Investigación de Operaciones. Caso: Problema de Optimización con Objetivos Múltiples Expresado como un Modelo de Programación No – Lineal por Metas. Departamento de Computación, Facultad de Ciencias y Tecnología, Universidad de Carabobo, Valencia, Venezuela, Febrero, 2002.
- [7] Contreras Bravo, L. E. y Roa Garzón, M. A. Modelamiento de la marcha humana por medio de gráficos de unión, 2010.
- [8] Grosso, J. M. y Tibaduiza, D. Diseño Conceptual de un Exoesqueleto para Asistir la Rehabilitación de Miembro Inferior, UNAB, Bucaramanga, Colombia, 2011.
- [9] Boudouda, H.; Seridi, H. and Akdag, H. The Fuzzy Possibilistic C-Means Classifier. Asian Journal of Infomation Technology 4 (11): 981-985, 2005.
- [10] Delgado, Alberto. Inteligencia Artificial y Minirobots, Ecoe Ediciones, 1998.
- [11] Muñoz Moner, A. F. (1997) Tecnología de Control Borroso aplicada en Plantas Industriales. Editorial Pueblo y Educación. Ministerio de Educación Superior de Cuba, 1997.
- [12] Muñoz Moner, A. F. Control Inteligente. Editorial Pueblo y Educación. Ministerio de Educación Superior de Cuba, 1997.
- [13] Allen, Mary J., Yen, Wendy M. Introduction to Measurement Theory, Editorial: Waveland Pr. Inc., 2005.
- [14] Creus, A. Instrumentación Industrial, Editorial: Marcombo, Noviembre, 1997.