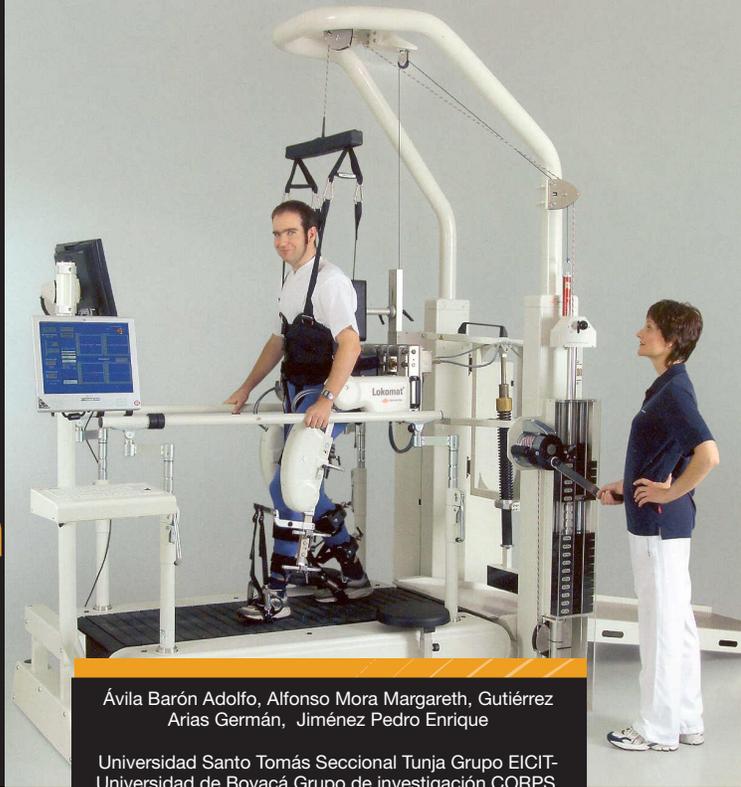


Integración de sistemas electrónicos de una plataforma de rehabilitación locomotora con simulación en ANFIS



Ávila Barón Adolfo, Alfonso Mora Margareth, Gutiérrez Arias Germán, Jiménez Pedro Enrique

Universidad Santo Tomás Seccional Tunja Grupo EICIT- Universidad de Boyacá Grupo de investigación CORPS.

Recepción: 2012-07-25 | Aceptación: 2012-08-30

Para citar este artículo / To reference this article / Para citar este artigo
Ávila, B.A, Alfonso, M. M, Gutiérrez, A.G, Jiménez, P.E (2012). Integración de sistemas electrónicos de una plataforma de rehabilitación locomotora con simulación en ANFIS. Ingenio Magno. Vol.3, pp. 108-116. Universidad Santo Tomás Tunja - CIAM.

Resumen— Los dispositivos para la rehabilitación locomotora son usados por un gran número de personas alrededor del mundo; la confiabilidad en estos dispositivos, su óptimo funcionamiento y la calidad del equipo son un interesante tema para los diseñadores y sus usuarios. Este documento muestra como el diseño de hardware y software de una plataforma de rehabilitación de la locomoción contribuyen a la confiabilidad de su uso, describe también como la programación embebida es aplicada en el sistema de monitoreo de esta plataforma. Los dispositivos médicos de rehabilitación de la locomoción son usados para ejecutar tratamientos no invasivos en los pacientes, estos pueden lograr efectos tanto positivos como negativos en la recuperación; pero un adecuado seguimiento en el control y monitoreo de éstos dispositivos es determinante hacia la recuperación. Este documento contiene información sobre el desarrollo de sistemas de redes neuronales y sistemas difusos combinados en el control y monitoreo de la plataforma de rehabilitación locomotora, también relaciona variables como la descarga de peso, la velocidad de una caminadora, el ritmo cardiaco ECG de los pacientes; aspectos que involucran, la integración de las partes, mediante la simulación con el software ANFIS de MATLAB y su aplicación de software embebido usando procesadores digitales DSPS.

Palabras clave— ANFIS, Embebidos, Monitoreo, Procesadores, Plataforma.

Abstract— Locomotive rehabilitation devices are used by a large number of people around the world, thus, the devices reliability, its performance and quality equipment are an interesting topic for developers and their users. This paper shows how the hardware and software design of a rehabilitation locomotive platform contribute to be reliable its use, and it describes too, how the “embedded programming” is applied on the platform monitoring system. Locomotive medical devices are used for performing treatments non-invasive on the patients, they can achieve positive or negative effects on disease recovery, and then the actions for controlling monitoring those equipment, become the basic objective to achieve a successful physical recovery. This paper contains information about of the development of combined Neural Networks and Fuzzy Systems in monitoring and control using the Rehabilitation Locomotive Platform, also it relate variables such as weight-bearing on a patient, the treadmill speed system, the ECG patient’s heart rate; aspects that involve programming, integration of parts, through ANFIS software use and its embedded software application using digital processors DSPs.

Keywords— ANFIS, Embedded, Monitoring, Processors, Platform.

I. INTRODUCCIÓN

Las señales biomédicas son registros espaciales y temporales de los campos electromagnéticos o de la actividad química producida por los órganos humanos. Obtener, procesar y adaptar estas señales para luego transmitir las adecuadamente sin perder la información, representa un reto que los ingenieros enfrentan, especialmente cuando las condiciones de la calidad de la vida humana dependen de ello. La fiabilidad de la información electrónica hace posible utilizar sistemas de control programado, tal como los sistemas difusos y las redes neuronales. Siendo la locomoción una de las facultades primitivas de la vida humana, hasta nuestros días, esta habilidad es preponderante en la vida de cualquier persona, perder parcial o totalmente este medio de desplazamiento, representa perder parte de la vida funcional, aspecto que no es agradable para el ser humano. Son diversas las situaciones en las cuales la locomoción se ve comprometida, personas con osteoartritis, con lesiones producto de accidentes, con operaciones de órganos vitales y otras múltiples causas que implican la pérdida parcial o total de esta vital función.

La construcción de un sistema automático para la rehabilitación de la locomoción el cual cuente con parámetros variables para el monitoreo y control; así mismo generen diferenciación entre la rehabilitación de un paciente u otro, representa poner a disposición del personal de la salud una nueva herramienta de trabajo en este tipo de rehabilitación. El esquema mecánico de la plataforma ha sido diseñado para satisfacer las necesidades de un paciente en condiciones de discapacidad en los miembros inferiores, así las barras paralelas ajustables y el sistema de arnés permiten asegurar la estabilidad del paciente durante el ejercicio.

La inteligencia artificial abordada desde las redes neuronales y los sistemas difusos ha demostrado su importancia dada la eficiencia, eficacia y prominente flexibilidad en la adaptación para el control de dispositivos aplicados a los sistemas biológicos. ANFIS de MATLAB nos permite ver la integración de los Toolbox de redes neuronales y de lógica difusa. Este software nos permitió determinar

un paso más en la simulación de los eventos que se pueden llevar a la práctica, así, se constituyó en la herramienta que más fácil y seguro nos condujo a hacer reales cada una de las implementaciones del sistema integrado de la Plataforma de Rehabilitación Locomotora.

II. METODOLOGÍA

La realización de la prueba piloto fue ejecutada en cuatro pacientes femeninas con sobrepeso y diagnóstico de artrosis bilateral de rodilla, con una edad >60 años, medición realizada en tres momentos diferentes, el primero de estos correspondiente a la descarga del 100% del peso corporal es decir sin la utilización del respectivo control de descarga de peso, los otros dos momentos de evaluación fueron con el 80% y 90% del peso corporal de las pacientes; bajo estas condiciones, la medición de las variables de la marcha se realizó por medio del sistema de monitoreo de la descarga de peso obtenida de una celda de carga la cual entrega un registro con la variabilidad del sensado de peso con respecto al tiempo durante el periodo de la marcha, este registro es comparado con la toma de videografía sobre el plano sagital, posteriormente se realizan los cálculos de rangos de movimiento en articulaciones de tobillo, rodilla, y cadera. Los parámetros obtenidos son correlacionados con las variables de: pulso cardíaco, grado de dolor, velocidad lineal de la caminadora, obtenidos desde un sistema de monitoreo y control.

El tipo de estudio de este trabajo es experimental cuantitativo ya que la recolección de datos es realizada con información digital y numérica proveniente de las mediciones tomadas en cada una de las variables de análisis de la marcha, los instrumentos de medición son cámaras digitales y un procesador DSP, con los cuales se efectúan tomas videográficas y se realiza la adquisición de las señales para ser procesadas en tiempo real.

III. PLATAFORMA DE REHABILITACIÓN Locomotora

La plataforma de rehabilitación está formada por cuatro subsistemas electrónicos básicos que integrados en un sistema de control el cual por medio de una estructura metálica,

y una caminadora cambian los parámetros normales de la marcha, descargando de peso al paciente y a la vez sosteniéndolo. El primer subsistema consiste en la regulación de la velocidad de la caminadora, mediante el control por corte de fase sobre el motor que desplaza la banda. El segundo subsistema consiste en la generación de una tensión vertical anti gravedad aplicada al paciente con un chaleco de tensión cuyo efecto es la disminución del peso real sobre la superficie de desplazamiento. El tercer subsistema consiste en un circuito con filtros analógicos y digitales para la adquisición del biopotencial ECG o la determinación de la frecuencia cardíaca. Finalmente se tiene la estructura mecánica que soporta o apoya la implementación de cada fase de desarrollo, tal como que es ilustrado en la Figura 1. Finalmente el cuarto subsistema es un tablero digital mediante el cual el paciente determina el grado de dolor en una escala de 0 a 10, durante intervalos de 10 minutos en el periodo de entrenamiento.

A. Subsistema de control de velocidad de la caminadora.

La mayoría de las caminadoras cuentan con funciones comunes tales como: velocidad graduable, tiempo programable, rutinas programables, inclinación graduable, en la caminadora integrada a la plataforma se intervinieron las funciones de tiempo y

velocidad, opciones que ahora pasan a ser programadas por el sistema digital, el control es desarrollado mediante el aumento o disminución del voltaje RMS de los motores AC de la caminadora, circuito básico es construido mediante un detector de cruce por cero de la fase alterna y el complemento de disparo programado en forma digital.

B. Subsistema de Descarga de Peso

Este dispositivo del control de peso está compuesto por un motor DC con caja reductora, el cual tiene una relación de 90:1, característica con la cual se determinó el alcance de una tensión lineal final hasta de 35Kg. La modulación por ancho de pulso fue la estrategia de control utilizada para el arranque y parada de este motor, los posibles rangos de tensión que van desde 0 hasta 35Kg tienen una resolución de 0,3 Kg determinada por una rueda dentada de tipo trinquete, el cual es controlado bloqueado mediante eje electromecánico que hace la función de cuña.

Dos acciones digitales conjuntas están controlando la tensión de la descarga de peso sobre el paciente, la rotación del eje del motor y la guía de anclaje de la cuña electromecánica. La secuencia de control está dirigida por el sistema Neurodifuso, el cual ajusta la tensión a los valores de salida calculados según la etapa y programación del sistema. La primera acción efectuada



Figura 1. Plataforma de Rehabilitación Locomotora

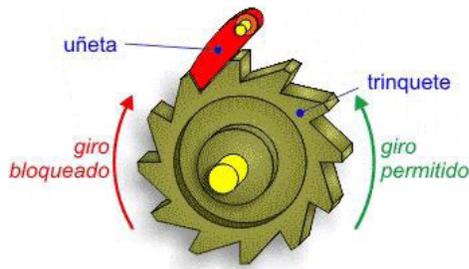


Figura 2. Trinquete y Motor de tensión para la descarga de peso

sobre el motor es aplicar un voltaje que permita un avance mínimo en aumento de la tensión, esto le permite a la cuña liberarse, la segunda acción ajusta los parámetros de peso y finalmente la cuña nuevamente cae sobre el trinquete para controlar durante un periodo la descarga de peso.

de 0 a 10 el grado de dolor que puede registrar, siendo 0 el valor que indica que el paciente no siente dolor y 10 como si éste fuera pinchado con aguja.

IV. SIMULACIÓN MEDIANTE ANFIS DE MATLAB.

C. Subsistema de Adquisición de la señal electrocardiográfica ECG .

Para el desarrollo de este sistema se utilizó un ECG de una derivación, con la función de medir la frecuencia cardiaca. Uno de los elementos utilizados para la obtención del ECG fue el Amplificador de instrumentación AD620 y un circuito del filtrado como el de la Figura 3, sus características: bajas corrientes de polarización, bajo ruido en tensión y corriente, amplio rango dinámico y alta ganancia, permiten obtener señales amplificadas dentro de los parámetros de voltaje (rangos de voltaje adaptados entre 0 y 5 Voltios), además con la configuración de la Figura 3, se obtiene alta calidad en el filtrado de la señal para ser procesadas digitalmente.

Los sistemas automáticos son medidos por la efectividad en el control de una o varias salidas respecto a una o varias entradas, la determinación de la estrategia a seguir depende del tipo de sistema a controlar. Para el sistema de la Plataforma de Rehabilitación Locomotora el uso de un sistema integrado de redes neuronales con sistemas difusos genera el control deseado a la medida de la aplicación. Las características principales del sistema de una salida y tres entradas determinan la estrategia de control, esta consiste en un sistema difuso el cual permite integrar mediante la herramienta "ANFIS" de MATLAB un sistema Neuronal, tal como el mostrado en la Figura 4. Aunque Mandani es el método de inferencia más utilizado en los sistemas difusos, ANFIS en la construcción de ANFISEDIT determina como único método de inferencia el de TakagiSugenoKang, o denominado método "Sugeno", siendo la principal diferencia con el de Mandani que las funciones de membresía de salida Sugeno pueden ser lineales o constantes.

D. Subsistema Tablero digital.

Formado por una tarjeta que le avisa al paciente en un intervalo de tiempo pre-programado, cuando éste debe registrar el grado de dolor, además, una escala visual determina

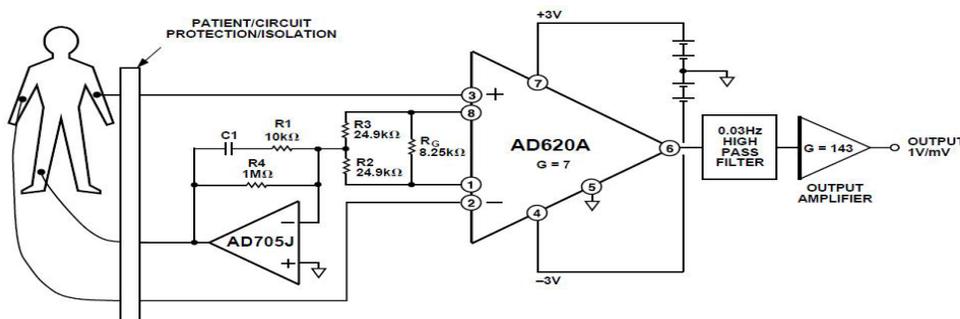


Figure 36. A Medical ECG Monitor Circuit

Figura 3. Sistema de monitoreo de Pulso Cardíaco.

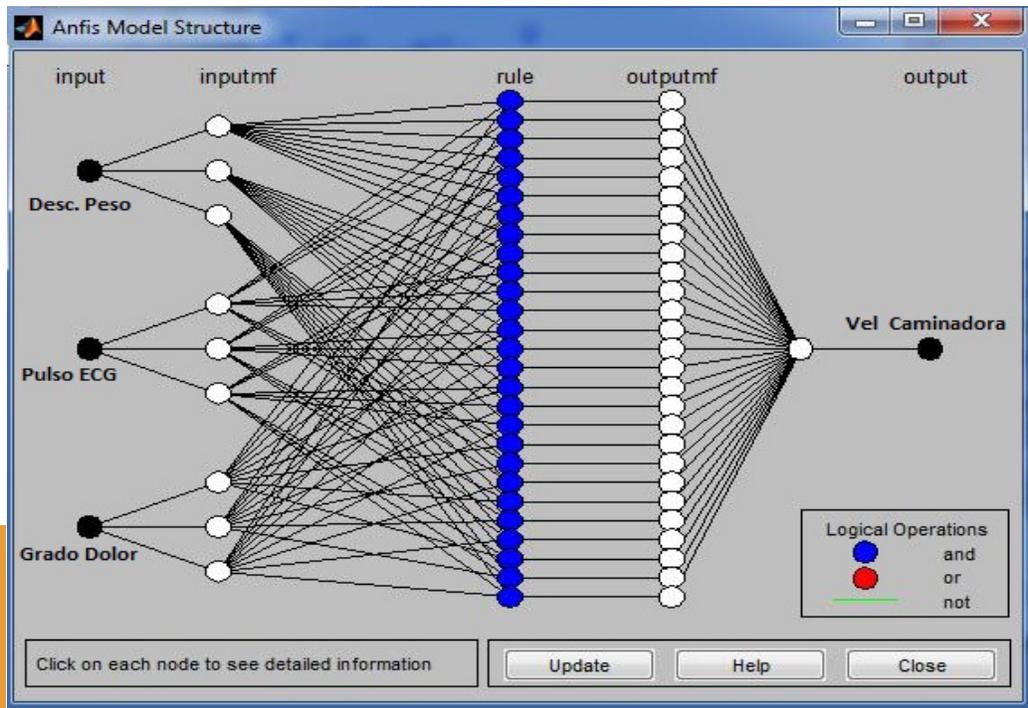


Figura 4. Sistema Neurodifuso generado por ANFIS

El complemento del sistema difuso es trabajado con la función de aprendizaje BackPropagation para la red neuronal, así la red puede ser entrenada con los datos de las tablas que han sido más exitosos en la rehabilitación de los pacientes, es decir se puede hacer selectivo el entrenamiento de acuerdo al tipo de paciente y sus características físicas, peso, talla, estatura y los intervalos en los que se mueven las entradas durante el entrenamiento. El sistema difuso controla los rangos de velocidad de la caminadora según los valores de las entradas aplicados en cada una de las posibles situaciones en tiempo real durante el entrenamiento del paciente.

V. PROGRAMACIÓN NEURODIFUSA DEL SISTEMA DE CONTROL DE LA PLATAFORMA

Una de las facilidades para el manejo de todo equipo biomédico es la portabilidad de sus componentes, si se reducen los tamaños y número de partes que integran el sistema, éste se vuelve más útil para el usuario, fácil de transportar y sobre todo se reducen los riesgos de daño del equipo. El desarrollo de sistemas embebidos contribuye a la integración de los dispositivos electrónicos en procesadores de señales digitales o en pequeñas tarjetas que los contienen. La integración del software con el hardware para el sistema neurodifuso se

realizó por medio de Procesadores DSPIC, utilizando las plataformas de edición de MIKRO C y de MPLAB. Bajo estos entornos de programación se depuraron los programas de: red neuronal backpropagation, sistema difuso con conjuntos de Entrada, motor de inferencia, base de reglas, conjuntos de salida y defusificación, cada uno de éstos se explicará a continuación.

A. Módulos del dsPIC30F4011

Para el conjunto de Recursos que nos ofrece la familia de Microchip dsPIC30F se desarrolla un complejo conjunto de registros de programación, sin embargo la utilización de módulos independientes nos permite descifrar dicha complejidad, durante la fase de desarrollo del proyecto fueron seleccionados algunos de estos tal como se describe a continuación.

B. Módulo Analógico Digital.

Denominado por su alta prestación como "High-Speed Analog to Digital Converter", los DSP de la familia dsPIC30F ofrecen grandes ventajas en la conversión y en el almacenamiento de los datos por medio de un Buffer de 256 posiciones. Para la adquisición de señales análogas provenientes de la plataforma y del paciente se utilizaron

tres entradas de conversión, la señal ECG y la proveniente de una celda de carga, y la entrada de sensación de dolor que determina el paciente (entrada proveniente de un potenciómetro lineal), usando para cada una de éstas una resolución de 10 bits de conversión.

C. Módulo de control PWM

La función de este módulo es controlar la descarga de peso, su programación de ancho de pulso se establece en los post-escalizadores, con una división de 1:64 de la frecuencia del reloj, esto con el objetivo de disminuir la resolución del ancho de pulso sin aumentar líneas de programa dada la posible utilización de rutinas de retardo. Se debe considerar que la descarga de peso (kilogramos de descarga) es proporcional al número de vueltas que efectuó el rotor del motor y no con el torque directo ejercido por éste en un instante dado. Esta descarga se controla con arranques y paradas temporizadas, así el módulo PWM permite variar controladamente el par de arranque del motor, protegiéndolo de posibles daños.

D. Sistema Difuso Embebido

El procesamiento digital de señales es caracterizado por la alta complejidad de sus algoritmos, tal como se puede deducir en el desarrollo matemático aplicado en

(Weeks, Michael 2011), por estos motivos, la eficiente programación en dispositivos microcontrolados DSPs, a diferencia de la realizada en PCs, está dada por el óptimo uso de la memoria de programa, en éstos se busca trabajar con algoritmos básicos y secuencias óptimas de programación, así, se logran embeber programas complejos, tales como los sistemas difusos, las redes neuronales y la combinación de éstos. En la Figura 5 se observan la forma de los conjuntos para el desarrollo de una de las variables difusas de entrada, la descarga de peso (UNFUZZI 1.2, 2001). Cada uno de estos conjuntos (salida y entrada) fue programado con las formas tipo: triangulo, trapecio y campana, incluyendo el difusor tipo singleton, tal como muestra la siguiente figura.

Las ecuaciones generadas por los conjuntos son utilizadas para construir el sistema difuso e interconectan cada una de las partes del sistema tales como los conjuntos de entrada, el motor de inferencia, los conjuntos de salida y los procesos de fusificación y defusificación. La programación del motor de inferencias se construye con funciones tipo Sugeno utilizando lógica combinatorial programada. Los rangos establecidos para cada una de las variables son:

- (Entrada) Descarga de Peso: 0 a 35 Kilogramos
- (Entrada) Frecuencia cardiaca: 50 – 110 pulsaciones por minuto

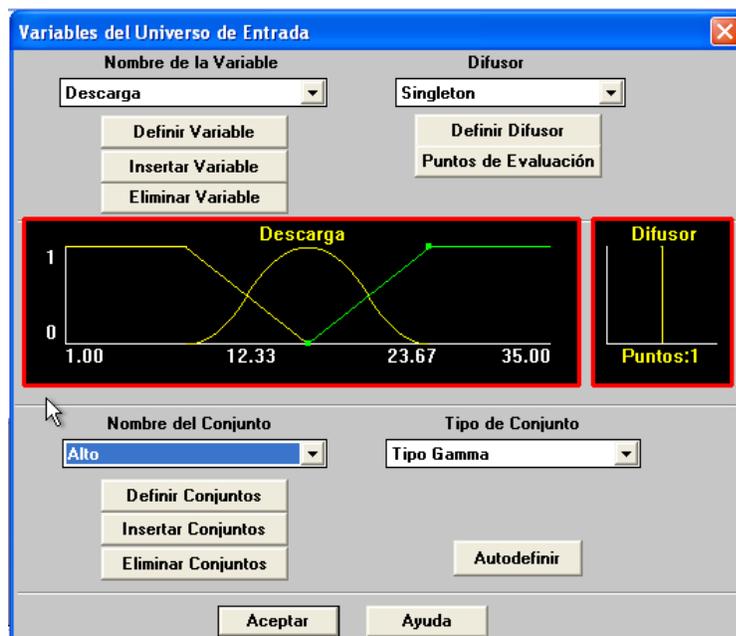


Figura 5. Conjuntos del sistema difuso para la descarga de peso.

- (Entrada) Dolor 0 -10
- (Salida) Velocidad lineal 0 – 20 Km/h

E. Sistema Neuronal Embebido

La importancia de relacionar un sistema difuso con una red neuronal consiste en lograr que cumpla con las dos destacadas características de cada uno de ellos, el aprendizaje y la respuesta difusa; importantes en la aplicación de dispositivos biomédicos. La red de aprendizaje basada en algoritmos Backpropagation ha sido probada con éxito en diversas aplicaciones, ésta cumple con cierto grado de complejidad en la programación y a la vez ahorra memoria de programa. Como fundamento básico el algoritmo programado utiliza para la actualización de los pesos, las iteraciones anteriores por medio del gradiente del error cuadrático y la razón de aprendizaje, tal como lo expresa la siguiente ecuación:

$$W_{k+1} = W_k - \alpha \nabla e p^2 \quad (3)$$

De donde el gradiente del error respecto a los pesos de la red se calcula con:

$$-\frac{\partial e p^2}{\partial W_{ji}^0} = \sum_{k=1}^l \delta_k^s \times \delta W_{jk}^s \times f'(n_j^0) \times p_i \quad (4)$$

VI. GRUPO OBJETO DE APLICACIÓN

Aunque la población determinada ya está establecida como pacientes femeninas con sobrepeso y diagnóstico de artrosis bilateral de rodilla, con una edad >60 años, dentro otro grupo de pacientes considerados como potenciales usuarios de la plataforma se encuentran personas con algún tipo de deterioro de la marcha, entre niños y adultos algunas de las posibles causas son:

accidentes por minas o lesiones (producto del conflicto armado con minas antipersona o heridos en combate), por accidentes (de tránsito, causadas durante la actividad deportiva, en el hogar), por enfermedad (neurológicas, ortopédicas o congénitas). Se discrimina que en los adultos otras causas pueden ocurrir por el trabajo o labor realizada, también las debidas al deterioro biológico de las articulaciones en las personas de la tercera edad. Dado el crecimiento de la población de la tercera edad que presenta problemas de artrosis bilateral de la rodilla y la facilidad de realizar registro completos de las variables de control y monitoreo, esta población fue escogida como objeto de nuestro estudio.

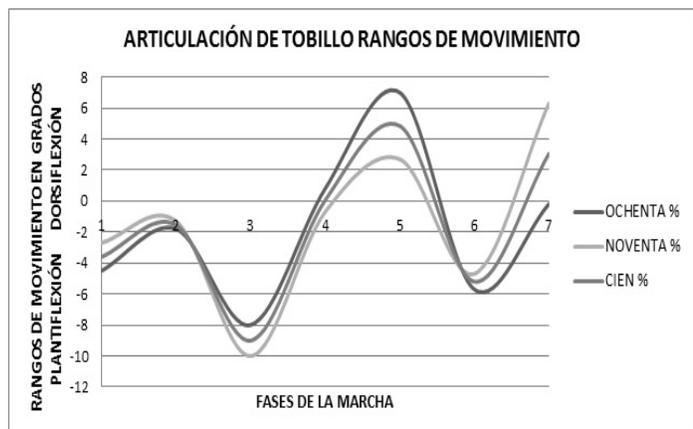
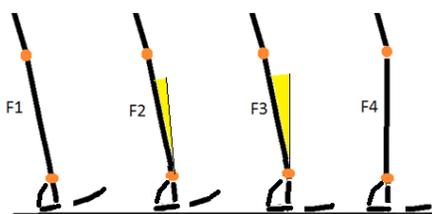
A. Análisis de la marcha con pruebas video-gráficas con el 100%, 90% y 80% del peso corporal.

Las fases de la marcha analizadas por medio de video con el 100%, 90% y 80% del peso corporal, se dividieron en 7: contacto inicial (f1), apoyo inicial (f2), apoyo medio (f3), apoyo final (f4), estas primeras cuatro correspondientes al ciclo de apoyo en la marcha, el ciclo de balanceo tiene a su vez tres fases: balanceo inicial (f5), balanceo medio (f6), balanceo final (f7), determinadas también en (Peterson y Bronzino. 2008, p 5-10).

Las fases del ciclo de apoyo en la marcha son: contacto inicial (f1), apoyo inicial (f2), apoyo medio (f3), apoyo final (f4). Las gráficas obtenidas con relación a la variación en grados para el tobillo son:

Las fases del ciclo de despegue son: apoyo final (f4) el cual se pasa a apoyo medio, balanceo inicial (f5). Las gráficas obtenidas con relación a la variación en grados para la rodilla son:

Figura 6. Rangos de movimiento de la articulación del tobillo.



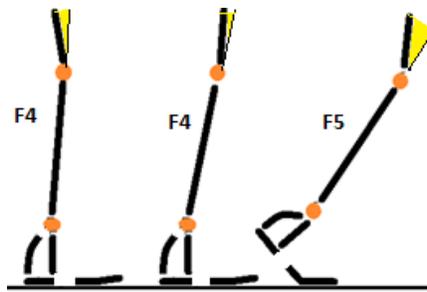
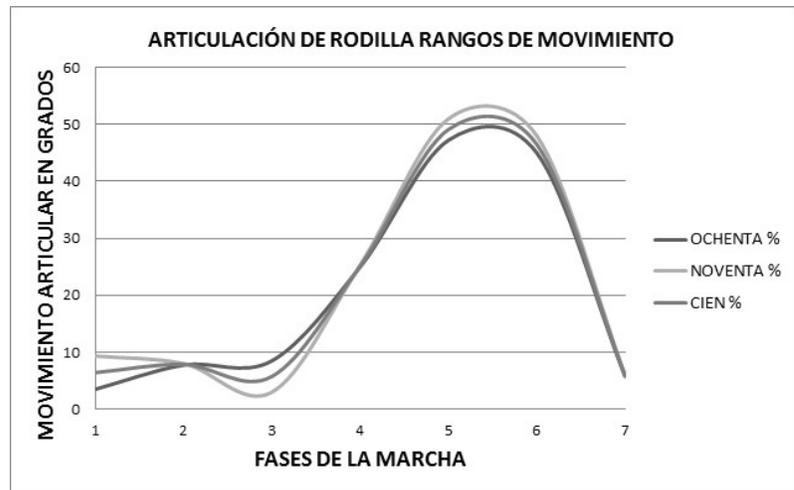


Figura 7. Rangos de movimiento de la articulación de la rodilla.



El balanceo tiene tres fases: balanceo inicial (f5), balanceo medio (f6), balanceo final (f7). Las gráficas obtenidas con relación a la variación en grados para la cadera son:

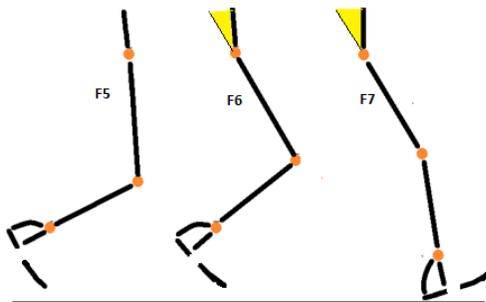
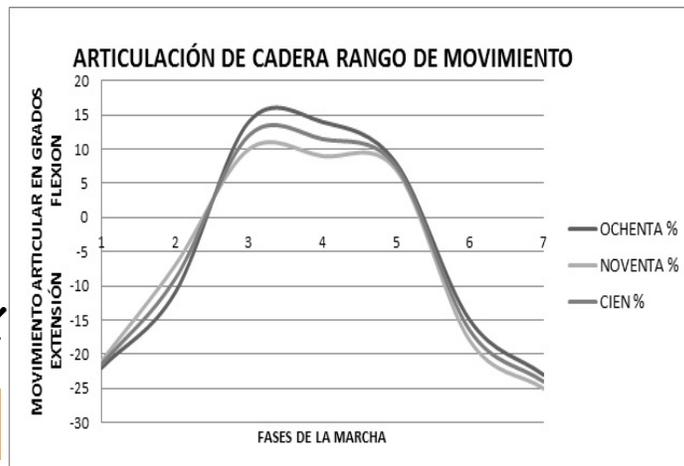


Figura 7. Rangos de movimiento de la articulación de la cadera.



VII. RESULTADOS

Controlar y monitorear las variables determinaron los mejores planes de entrenamiento de cada paciente en forma individual, ya que la descarga de peso correspondiente permite aumentar o disminuir el tiempo de ejercitación física. Generar las rutinas correspondientes para tres pruebas con el 80%, 90% y 100%, nos permitieron establecer que con el 80% del peso, las articulaciones de rodilla, sufren menos desgaste durante el entrenamiento, tal como se puede observar en la Figura 7, la línea oscura determina que los rangos de movimiento angulares de ésta articulación son menores que en los casos con el 100% o 90% del peso corporal.

El trabajo conjunto con redes neuronales y sistemas difusos simplificó el desarrollo del monitoreo y control, ya que un solo programa

neurodifuso con un correcto funcionamiento optimizó el realizado con los dos sistemas independientes, así, la programación, compilación y generación de código, no superó la memoria disponible, aumentando la posibilidad futura de trabajar otros recursos del sistema. Adicional a la correcta programación, las pruebas de descarga de peso y velocidad en la marcha, fueron conducentes a registrar que efectivamente cada paciente es único, de tal forma que el tratamiento digital de esta información sea la ideal para ser controlada por el sistema neurodifuso, sistema adaptable y flexible.

VIII. CONCLUSIONES

Conocer la relación entre la descarga de peso y los diferentes rangos de movimientos de las articulaciones en tobillo, rodilla y cadera, es un parámetro que permitió

comparar los diferentes patrones de marcha entre los pacientes usuarios de la plataforma de rehabilitación. La medida de los rangos de variación entre la descarga de peso y los patrones ya relacionados de la marcha, indicaron el uso que se le da a la articulación y como consecuencia el tipo de tratamiento aplicado al paciente para su adecuada recuperación.

Generar código para la programación de sistemas difusos y neuronas artificiales con ecuaciones lineales o diferenciales y sin el uso de un procesador dedicado, representó la programación de matemática discreta; para ello se acudió al uso de sumatorias acotadas por límites u otras operaciones como las sumas sucesivas, etc., estrategias matemáticas que finalmente condujeron a los resultados esperados.

La relación de cada subsistema de la plataforma y su respuesta monitoreada, permitió hallar los datos óptimos de programación, que aseguran la ejercitación física del paciente durante un intervalo de tiempo programado por el mismo, con bajos rangos de dolor y seguridad en la marcha; parámetros que mejoran el tono muscular y la recuperación del movimiento articular.

El ruido eléctrico es uno de los inconvenientes que conduce al registro de datos erróneos; blindar cada uno de los sistemas de transmisión de señales cableadas, utilizar filtros y trabajar con fuentes de energía de alta calidad, han determinado que este tipo de problemas sean minimizados, sin que esto implique evitar la inducción a otro tipo de perturbaciones como las causadas por las conexiones físicas de los elementos o los generados por el movimiento continuo de algunos de ellos.

REFERENCIAS

1. Donald R. Peterson and Joseph Bronzino.(2008). Biomechanics Principles and Applications. Sound Parkway NY: CRC Press.
2. Chaitman BR. Exercise stress testing. (2008). En: Libby P, Bonow RO, Mann DL, Zipes.
3. DP. Braunwald's Heart Disease: A Textbook of Cardiovascular Medicine Vol.1, 8th ed. Philadelphia: Saunders-Elsevier; 2008. p. 195-219.
4. Timothy Ross, Timothy J Ross.(2010). Fuzzy Logic with Engineering Applications. United Kingdom: John Wiley and Sons Ltda.
5. Weeks, Michael (2011). Digital signal processing Using Matlab. Massachusetts, Hingham: Infinity Science Press.
6. Chassaing, Rulph. (2008). Digital Signal Processing and Applications with the TMS3206713: John Wiley and Sons Ltda.
7. Ávila, Barón Adolfo. Mobile Robot Usingan Adaptable Fuzzy Control on a Digital Signal Processor, Tesis de Maestría Universidad Nacional de Colombia 2006.
8. UNFUZZY 1.2: Software para el Análisis, Diseño, Simulación e Implementación de Sistemas de Lógica Difusa. Consultado el día octubre de febrero de 2011 de la World Wide Web: <http://www.ing.unal.edu.co/~ogduarte/softwareDetallado.htm>
9. SAFOTT, Alan. The uses of fuzzy logic in autonomous robot, navigation. Soft Computing Vol1, pp. 180-197, 1997.
10. A. Thomas. (Vol. 32; 1: 2009) Recommendations for the Treatment of Knee Osteoarthritis, Using Various Therapy Techniques, Based on Categorizations of a Literature Review; Journal of Geriatric Physical Therapy. Consultado el día 23 de febrero de 2012 de la World Wide Web: http://osteoarthritis.about.com/od/kneeosteoarthritis/a/treatment_guide.htm
11. Lower-Limb Robotic Rehabilitation: Literature Review and Challenges. Consultado el día 9 de Noviembre de 2011 de la World Wide Web: <http://www.hindawi.com/journals/jr/2011/759764/>