

HERRAMIENTA DE APOYO PARA PERSONAS EN REHABILITACIÓN

Víctor Manuel López Ramírez

UPIBI. Instituto Politécnico Nacional
vlopezr@live.com

Susana Araceli Sánchez Nájera

UPIITA. Instituto Politécnico Nacional
susanchez@ipn.mx

Abstract

El siguiente trabajo aborda el campo de la biomecánica del movimiento, cuya aplicación se enfoca a una disciplina deportiva conocida como marcha. El método consta de un sistema de visión, un sistema de software y hardware, y la aplicación de una metodología para la evaluación de la señal mioeléctrica caracterizada por una variable estadística. No obstante, el sistema puede ser empleado como herramienta de apoyo para la rehabilitación del paciente con patología del aparato locomotor o en la evaluación del desempeño de una prótesis.

Palabras clave: marcha, rehabilitación, biomecánica del movimiento, mioeléctrica.

Desde los antiguos griegos hasta la época moderna, científicos, médicos y entrenadores del deporte han intentado describir de manera precisa y cuantificable los movimientos desarrollados por los seres vivos. Una rama importante que se desprende de este estudio es conocida como la biomecánica, la cual analiza la *cinemática* además de la *dinámica* y *cinética* del aparato locomotor de un ser vivo.

El sistema locomotor puede ser visto como una serie de cuerpos rígidos articulados entre sí, que juntos crean un complejo conjunto de palancas, poleas y otros elementos mecánicos. Cada uno de los cuales pueden ser caracterizados tal como se hace con un sistema mecánico, a través de ecuaciones que describen la cinemática directa e inversa de cada elemento individual. Se recurre a la

dinámica del sistema para conocer las causas que originan el movimiento.

El análisis del movimiento, así como la cuantificación y la relación de las causas que lo originan, ponen al alcance de cualquier aplicación no sólo calcular los efectos fisiológicos que tiene la ejecución de ciertos movimientos sobre el sistema locomotor, sino modificar estos efectos voluntariamente para alcanzar la eficiencia del mismo.

Este trabajo tiene la finalidad de aportar una herramienta a un entrenador deportivo, terapeuta o médico del deporte, enfocada en un estudio de la dinámica y cinemática del sistema musculoesquelético humano, donde dicha finalidad de la herramienta es valorar el rendimiento físico del atleta, el perfeccionamiento en la técnica deportiva; o

bien, cambiando el enfoque de la aplicación, valorar la eficiencia del diseño de una prótesis, a través del establecimiento de parámetros matemáticos. Sin embargo, en este trabajo solamente se plantea el desarrollo de un sistema de análisis del entrenamiento de la marcha atlética, por limitar sus funciones y aplicación.

El análisis realizado comprende el estudio cinemático usando la *videofotogrametría* y *goniometría*. Asimismo, se realiza el estudio cinético a través de la valoración de la actividad muscular y para este efecto se toma como herramienta la electromiografía de superficie. La precisión del registro de las señales no solo depende de la calidad de instrumentación usada, sino también de la portabilidad de ésta, y la fidelidad con que las señales son recibidas y procesadas. Por lo que, también se desarrolló la tarjeta de adquisición de la señal, se hizo uso de una tarjeta de adquisición para la digitalización y transmisión de los datos; así como una interfaz de usuario que organiza la información recabada para posteriormente desplegar la información procesada.

Se necesitó un convertidor analógico-digital de un microcontrolador de propósito general para la digitalización de los datos, luego se construyó una trama de datos conteniendo un encabezado y la información proveniente de interruptores y la señal electromiográfica (sEMG) fue necesario realizar la digitalización y envío de los datos a través de una tarjeta de adquisición comercial, de la familia National Instruments, la cual realiza la transmisión alámbrica de los datos vía puerto USB.

Para el desarrollo de la interfaz se eligió aquel que permitiera el acoplamiento con el software de procesamiento de datos. La interfaz comprende un sistema de registro de

usuario, un sistema de administración de los datos recabados, un bloque de visualización de gráficas y un bloque de captura de video.

Planteamiento del problema

El entrenamiento de los deportistas de alto rendimiento requiere de la asesoría de entrenadores y médicos deportivos experimentados, que no siempre se encuentran disponibles para muchos atletas. Por ello es necesario que se desarrollen sistemas que puedan servir de apoyo a los propios atletas para conocer su técnica actual y poder conocer el progreso en su desempeño. La finalidad del sistema es poder apreciar detalladamente la ejecución de cada movimiento, y reproducirlo las veces que sea necesario a fin de observar el progreso del mismo.

Aunque lo anterior es una buena característica, aún sigue siendo un análisis cualitativo donde el progreso del movimiento se puede establecer sólo de manera subjetiva. Si se requiere perfeccionar una técnica deportiva, o repetir mecanizadamente determinada trayectoria, es preciso establecer datos ponderables respecto a una referencia absoluta. Tomando en cuenta lo anterior, una mejor característica para el sistema es que, además de aportar este carácter cualitativo, también provea datos cuantitativos para valorar con exactitud la cinemática y dinámica del sistema locomotor.

Hoy en día es necesario usar métodos y técnicas para describir los movimientos, efectos y causas fisiológicas para conocer y medir las fuerzas derivadas o causantes del mismo.

Por lo cual este trabajo tiene la finalidad de mejorar el nivel competitivo de los deportistas en su carrera hacia el éxito deportivo, basado

en la verificación y el perfeccionamiento de la técnica, de manera que refuerce el trabajo de los entrenadores.

En México los recursos destinados para el financiamiento de centros de entrenamiento especializados y de atletas no es suficiente, por lo que hasta la fecha no se cuenta con un sistema de entrenamiento similar al presentado aquí. El entrenamiento de los deportistas de alto rendimiento requiere de la asesoría de entrenadores altamente experimentados y eso no siempre se encuentran disponibles para muchos atletas, además de la dificultad de muchas veces del traslado.

En la evaluación deportiva de marcha olímpica es indispensable conocer perfectamente la técnica si no se quiere caer en amonestaciones o en la descalificación, que de hecho convierten en inútil el esfuerzo realizado antes y durante la competencia. Se han empleado técnicas de observación a simple vista del desempeño y desarrollo de la técnica, pero es preferente emplear un sistema más preciso y específico que la observación humana. Es decir, se requiere de un sistema que describa cualitativa y cuantitativamente los movimientos que se dan en las fases de la marcha del atleta. Es aquí donde entra la disciplina conocida como biomecánica, la cual es aplicada al análisis del *gesto deportivo*. Bajo este enfoque es necesario entonces, realizar el análisis postural de marcha por medio del estudio de la cinemática de la marcha humana, aunado al análisis de la fatiga que sufren los grupos musculares principalmente involucrados en el desarrollo de la marcha en las condiciones más críticas del entrenamiento. Todo lo mencionado anteriormente tiene como meta final corregir el *gesto* del atleta, mejorar el método de observación de la técnica por parte del ojo humano, brindando parámetros que aporten

beneficios en cuanto a corrección de la técnica deportiva se refiere.

El valor del estudio que se presenta en este documento radica en la confirmación de la teoría de que ciertas fracciones de contracciones dinámicas, realizadas en periodos suficientemente cortos, toman características estáticas. (Benítez M., 2000) refiere que segmentos estacionarios asociados a contracciones estáticas se encuentran en periodos alrededor de 150ms, centrados en los lóbulos de máxima contracción. Se sabe que las contracciones musculares estáticas (aquellas en las cuales el músculo no modifica su longitud) son estacionarias. Sin embargo, puede realizarse una excepción para *contracciones dinámicas* con muestreo estático, es decir, el periodo de muestreo debe ser tal que la actividad o tarea que está siendo desarrollada sea interrumpida para tomar una muestra de la señal cada 5 segundos, como lo propone (De Luca C., 2007). Además, la señal muestreada en dicho periodo debe cumplir con los criterios de estacionaridad en amplio sentido. (Contracción a fuerza constante y posición fija)

Tomando en consideración lo anterior, este trabajo, además de proveer una aplicación proponiendo una metodología especializada en el análisis biomecánico de la marcha atlética.

El trabajo expuesto aquí solamente explora una fracción del amplio camino que queda por recorrer en cuanto a la determinación de las causas y los efectos en la modificación de la marcha humana; y solamente evalúa la utilidad técnica y confiabilidad del uso de unas pocas de las múltiples técnicas viables de ser utilizadas para lograr un análisis detallado. Cabe mencionar que el trabajo puede ser expandido tanto como se desee en vías de ser aplicado de manera universal en todo estudio

de la locomoción humana, incluyendo un análisis de esfuerzos sobre articulaciones y huesos, e independizando el sistema completamente de las cámaras fotográficas y por ende de la iluminación. Por lo que se cree resultaría efectivo el uso de sensores de posición inercial basados en la *tecnología MEM*, incluyendo un sistema de transmisión inalámbrica para cada uno de ellos (una red inalámbrica), evitando de este modo cualquier cableado de interconexión. Por otra parte, el disminuir las dimensiones de la instrumentación contribuiría a una captación y reproducción más fiel del movimiento, al no estorbar la ejecución de los ejercicios.

Marco teórico

La cinemática y cinética del sistema locomotor

La cinemática ayuda a analizar patrones de movimiento tales como la velocidad, aceleración y movimiento articular, ya que la cinemática analiza el grado de movilidad o rango de movimiento del cuerpo o articulación. Algunas técnicas usadas dentro de este estudio incluyen la videofotogrametría, la acelerometría y la electrogoniometría.

El estudio cinético involucra el análisis del movimiento resultante del equilibrio de fuerzas internas y externas que actúan sobre el sistema locomotor o las fuerzas que el mismo movimiento genera. Las fuerzas internas, que son ejercidas por el aparato locomotor, pueden ser detectadas y cuantificadas por la electrodinamometría y la electromiografía (Miralles R., 2003).

Fases de la marcha

Las divisiones básicas del ciclo del paso son el apoyo y el balanceo. El periodo

completo en el cual el pie está en contacto con el piso es la fase de apoyo. La fase de balanceo viene cuando el pie opuesto se eleva del piso hasta que el talón hace contacto.

Apoyo sencillo. Se refiere al período cuando sólo una pierna está en contacto con el suelo. El período de doble apoyo ocurre cuando ambos pies están en contacto con el suelo simultáneamente. Para referencia del pie significa que por un corto período, la primera parte de la fase de apoyo y la última parte de la fase de apoyo, el pie contra lateral está también en contacto con el suelo. La ausencia de un período de doble apoyo distingue el correr del andar.

La cantidad relativa de tiempo gastado durante cada fase del ciclo de la marcha, a una velocidad normal, es:

1. Fase de apoyo: 60% del ciclo, 2. Fase de balanceo: 40% del ciclo, 3. Doble apoyo: 20% del ciclo (con un 10% en el ciclo de apoyo y el otro 10% en el ciclo de balanceo).

Con el aumento de la velocidad de la marcha hay un aumento relativo en el tiempo gastado en la fase de balanceo, y con la disminución de la velocidad una relativa disminución. La duración del doble apoyo disminuye conforme aumenta la velocidad de la marcha.

Músculos que intervienen en el desarrollo de la marcha

En la Figura 1 se muestra la participación de los grupos musculares durante cada etapa de la fase de apoyo. Cabe mencionar que no todos los músculos son contraídos con la misma fuerza debido a que participan en mayor o menor grado para activar el movimiento.

Cadera. En la primera parte de la fase de apoyo actúan los *glúteos*, que se contraen con intensidad moderada. En la última parte de esta fase se contraen los *aductores*.

Rodilla. Los extensores de los *cuádriceps* se contraen moderadamente en la primera parte de la fase de apoyo, siguiendo una relajación gradual. Los *Isquiotibiales* se activan al final de la fase de apoyo.

(comúnmente llamado dedo gordo) que alcanzan su contracción máxima en el momento de la transición de la fase de impulso y apoyo.

Mientras que las partes que actúan en la fase de Biomecánica en la fase de balanceo son: *Cadera, Rodilla, Tobillo y pie*.

Videofotogrametría

La videofotogrametría sirve para obtener información bidimensional o tridimensional del movimiento a partir de imágenes planas o fotogramas. Se crea posteriormente un modelo para simplificar el cuerpo que se va a estudiar, el cual se compone mediante la colocación de puntos corporales que unidos entre sí definen los segmentos corporales. La velocidad de obturación y la frecuencia de muestreo de los fotogramas varían según el tipo de aplicación. Para aplicaciones clínicas suele usarse una frecuencia de 50 fotogramas por segundo, mientras que en análisis biomecánico del gesto deportivo se suele usar una frecuencia de 100 hasta 600 fotogramas por segundo. Para conocer la posición, la velocidad y la aceleración de un punto o segmento es necesario referir la imagen capturada a un sistema de coordenadas dado. Se puede usar un sistema de referencia fijo o móvil. El primero se usa para calibrar el sistema y suele definirse analíticamente. En este, las imágenes capturadas se refieren a un módulo de dimensiones conocidas y debe abarcar el espacio que posteriormente será ocupado para realizar el movimiento. En el segundo tipo de sistema se adscribe la referencia al propio ejecutante del movimiento, construyendo los ejes coordenados con los puntos y centros de masa del propio individuo (Miralles R., 2003).

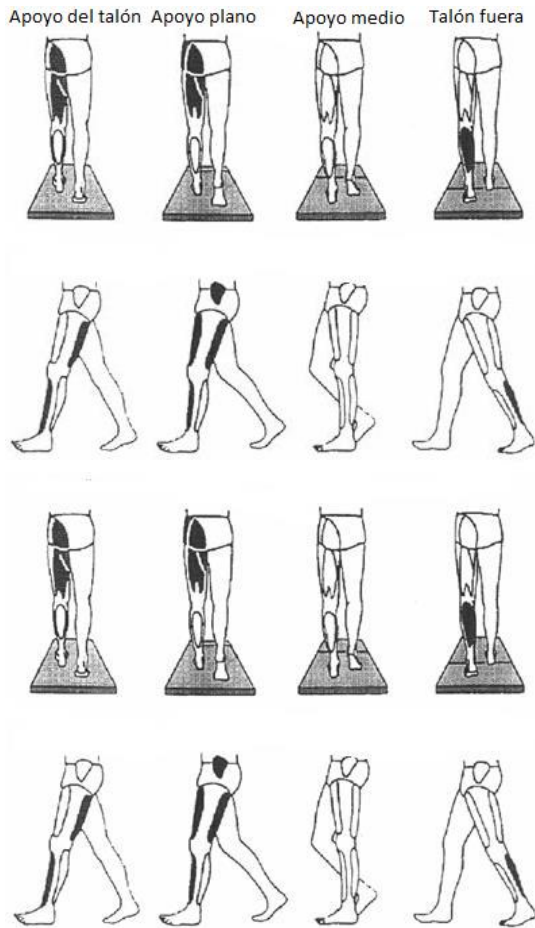


Figura 1. Músculos que intervienen en la fase de apoyo

Tobillo y pie. Los músculos que actúan son el *Tibial anterior* en la primera fase de apoyo, y el *extensor largo de los dedos* y del dedo 1

Marcadores

Los marcadores superficiales definen el modelo mecánico de segmentos corporales rígidos, por lo que es conveniente que sean suficientemente reproducibles. Los marcadores pueden ser pasivos (reflectante), o activos (emisores de luz). El tamaño depende de la aplicación, desde 5 mm de diámetro, hasta 2 cm. que son usados en la marcha o las extremidades. Son semiesféricos para estudios tridimensionales y planos para los bidimensionales.

Para la identificación de los marcadores en los fotogramas obtenidos se usa ampliamente el procesamiento de imágenes. Esta ciencia abarca numerosos algoritmos matemáticos que comprende desde mejorar la calidad de la imagen obtenida, hasta la extracción de formas e identificación de colores.

La segmentación se refiere a la división que se realiza en la imagen, para la posterior identificación de formas o colores. Ésta puede hacerse empleando varias técnicas, una que da buenos resultados en cuanto a la diferenciación y discriminación de colores es la transformación de coordenadas entre modelos de color.

La información sobre el color de una imagen se almacena en tres canales distintos para cada espectro de longitud de onda conocida. R para los tonos rojos, G para los verdes y B para el azul. Este modelo mezcla los colores principales (R, G, B) para obtener los colores derivados de los tres básicos, a través de una entidad geométrica de coordenadas cartesianas. Sin embargo, la información absoluta numérica del color no es útil para análisis de imágenes porque no hace la mejor representación del contraste entre los colores y porque los mismos están fuertemente correlacionados comparando cada canal con los otros dos respectivamente (Pratt W. 2001),

(González R. y Woods 1992), (Johnson E. *et al* 1988).

El modelo HSV

El sistema de color HSV combina gradualmente las propiedades de los colores para crear nuevos colores moviéndose en coordenadas cilíndricas a través de un cono en vez de mezclarlos en coordenadas cartesianas de un cubo como lo hace el sistema RGB. El sistema HSV se compone de tres canales de información: (H) Hue, (S) Saturation, (V) Value.

La ventaja que ofrece la transformación del modelo RGB al modelo HSV es que el color de los píxeles de interés pertenecientes a los marcadores se uniformiza y resalta.

Electrogoniometría y electromiografía

La electrogoniometría permite conocer el valor angular de un determinado segmento en la trayectoria del movimiento. El transductor puede tener un tipo variado, desde el uso de un resistor eléctrico, hasta el uso de un optoacoplador, en los cuales se relaciona el potencial de salida a un valor angular dado, con la previa calibración del sistema. Tienen el inconveniente de que no se puede conocer los grados de movimientos absolutos y que el mismo goniómetro dificulta el desarrollo normal del ejercicio, por lo cual, se recomienda el uso de la videofotogrametría para determinar la variación angular de las articulaciones.

Contracciones estáticas y contracciones dinámicas

En una contracción estática, o isométrica, la longitud el músculo contraído no cambia. Se

da en acciones como estar de pie lo sentado, soldar o escribir (Guyton A., 2006).

Durante una contracción dinámica, o isotónica, la longitud del músculo cambia. Si bien, el sensor continua colocado en el mismo sitio sobre la piel, empero la distancia entre los electrodos y la fuente de potenciales de acción cambian. Existen dos consecuencias principales:

1) La forma del potencial de acción cambia debido al distinto *filtrado espacial* que requiere.

2) Algunas unidades motoras pueden ser incluidas, mientras que otras pueden ser ignoradas, cuyas contribuciones modifican el espectro de la señal.

Análisis de la señal electromiográfica (sEMG)

En primera instancia, la sEMG es un proceso aleatorio debido a que no tiene forma de onda periódica. La naturaleza de la señal registrada sobre el mismo músculo, generalmente presenta un espectro de frecuencias que va de los 10 a los 1000 Hz.

Como se ha explicado, cuando un musculo se contrae el comportamiento de las unidades motoras presenta una actividad eléctrica estocástica. Además, debido a que la naturaleza de la sEMG es el resultado de la integración en tiempo y espacio de los potenciales de acción de cada una de las unidades motoras, deberá ser caracterizada por sus propiedades estadísticas. (De Luca, 2007).

El valor raíz cuadrático medio (V_{rms}) y varianza de la sEMG, son valores indicativos de la magnitud de la señal que se utiliza para estudiar la fuerza y la fatiga muscular. No

necesita una rectificación previa de la señal y se calcula en intervalos de tiempo predeterminados. Sin embargo, estos valores indicativos solamente son lineales para algunas contracciones estáticas (isométricas). Mientras que el valor medio absoluto, valor cuadrático medio y varianza de la señal mioeléctrica están relacionados con variables fisiológicas del músculo en contracción.

Se sabe que las *contracciones estáticas* (en actividades como sentarse, acostarse, manejar, operar maquinas manualmente, escribir, soldar), al ser estacionarias, son las únicas que pueden ser evaluadas por medio de transformaciones lineales como la Transformada de Fourier, en la cual se centra el análisis frecuencial para determinar el nivel de fatiga que sufre un músculo.

El análisis en el dominio de la frecuencia de la señal mioeléctrica incluye medidas y parámetros que describen aspectos físicos del espectro de frecuencia, revelando características que en el dominio temporal no se aprecian. Debido a ello, se ha generalizado el uso de la transformada rápida de Fourier para efectos de análisis frecuencial.

A medida que la fuerza del músculo aumenta, el número de unidades motoras activas se incrementa, las tasas de disparo de todas las unidades motoras activas generalmente se incrementan. Al incrementarse el tiempo de contracción sostenida, el tiempo de duración de los potenciales de unidad motora se incrementa, y el espectro de la señal mioeléctrica tiene un corrimiento hacia las bajas frecuencias.

Metodología

La propuesta es realizar un sistema que incluye fotogrametría para conocer la cinemática del atleta, además de conocer las

fuerzas que el músculo desarrolla y como éste afecta al rendimiento, más puntualmente, como progresa la fatiga en el músculo en cuestión, a través de la electromiografía de superficie.

Con respecto al despliegue de los resultados, se propone una representación gráfica animada de la ejecución del ejercicio, de ésta manera se tiene la opción de poder analizar lo sucedido, siendo esto de gran utilidad, y permitiendo apreciar con mayor detalle lo ocurrido durante la sesión de entrenamiento.

Por otro lado se implementó una aplicación de escritorio que permitió la recolección, almacenamiento y visualización de los datos obtenido por los dos principales módulos del sistema. Permitiendo al usuario tener acceso al historial de sesiones de entrenamiento de uno o varios atletas previamente registrados. Conteniendo los registros información personal del atleta, y un historial de la actividad motora y la actividad muscular desarrollada durante las sesiones de entrenamiento, permitiendo observar el desarrollo conforme el atleta va adquiriendo mayor habilidad y resistencia en la ejecución del ejercicio.

La videofotogrametría

Esta es una técnica basada en la captura del video grabando la consecución de un movimiento, que es descompuesto posteriormente en fotografías o fotogramas, para el análisis individual. Para identificar un movimiento desarrollado por una parte específica del cuerpo, cada segmento corporal (brazos, piernas, tronco, etc.) es representado por un marcador distintivo, ya sea por color o por forma. Después, usando algunas técnicas de procesamiento de imágenes, es extraído el color u objeto de interés. Generalmente, se usa

el centro de masa del objeto como indicador de la coordenada bidimensional en que se ubica. Después, almacenando los centros de masa encontrados en cada fotograma, se forma un vector de coordenadas de posición para cada segmento corporal y luego se reproduce el movimiento por medio de una animación en dos o tres dimensiones, según sea el número de cámaras que utilice el sistema.

a) *Los marcadores.* El uso de marcadores pasivos (marcadores pasivos son aquellos sobre los que se hace incidir luz para que puedan ser reconocidos) es común porque son económicos y tienen larga vida útil. Sin embargo, el uso de marcadores activos tienen la ventaja de que al emitir luz, son más brillantes que los pasivos y consecuentemente sus tonalidades de color predominan en la imagen. (Miralles R.,2003)

b) *La iluminación.* Ahora bien, lo anterior encuentra una metodología comúnmente usada por otros autores, pero todos coinciden en un punto que obstruye todo el éxito que podría tener el trabajo, y este factor es la iluminación. Cuando se tiene una fuente de iluminación artificial constante, como el uso de reflectores o bombillas, etc., se tiene que el sistema de adquisición depende enteramente de éstas. Por otra parte, cuando se usa la luz natural del ambiente, como la iluminación no es constante, en algunas ocasiones la técnica de segmentación puede fallar. “Es difícil capturar el color de los marcadores usados siempre con la misma tonalidad, debido a que el movimiento de las partes del cuerpo genera sombras en las marcas, lo cual hace que varíe su tonalidad a lo largo de toda la secuencia” (Saitouk *et.al.*, 2000).

c) *La segmentación.* La técnica de segmentación depende del tipo de aplicación que se quiere. Cuando el color en la imagen no es uniforme, es decir, que la toma se realiza en escenarios al aire libre o en interiores, colocando los marcadores directamente sobre la piel del sujeto o sobre cualquier color de ropa que éste use, es importante usar un método que garantice que solamente serán seleccionados los colores o las formas del marcador, sin importar que el resto de las superficies tengan características parecidas. El uso del modelo de color RGB, en la segmentación por color es empleado comúnmente, porque es el típico usado por las herramientas de algunos programas de computación especializados en el procesamiento de las imágenes. Sin embargo, existen otros modelos de color como el HSV y CMY, cuya característica es que sus bandas de color no están tan fuertemente correlacionadas como sucede con el modelo RGB (Roa C., 2004).

Interfaz de usuario

Entorno de programación. La interfaz desarrollada en un entorno que permitió enlazar el procesamiento de las señales electromiográficas y el de las tomas fotográficas.

Base de datos. La interfaz de usuario tiene la capacidad de almacenar un historial de las sesiones de entrenamiento de los atletas previamente registrados. El historial contiene tanto información personal del atleta (como nombre, estatura, peso, etc.) como los registros de la actividad motora de las sesiones desarrolladas por el mismo, y proveer una manera sencilla para poder acceder a los datos almacenados y su interpretación.

Animación. Existe un módulo de animación en el cual se puede visualizar los resultados del procesamiento de la imagen para posteriormente reconstruir el modelo de marcha obtenido tomando como base las coordenadas de los puntos extraídos de la toma fotográfica.

En el módulo correspondiente a la videofotogrametría, en el procesamiento de la imagen se requiere usar un modelo de color cuyos componentes se hallen gradualmente correlacionados para que el color de la piel no altere la segmentación de la imagen, y cuya iluminación no dependa de fuentes artificiales de luz, para que el atleta no sufra incomodidad o un aumento de temperatura debido a esta causa.

Se consideró la técnica de electrodo activo para desarrollar la electromiografía, pues sugiere un resultado limpio en la señal registrada. El procesamiento de la SEMG se basó en el estudio frecuencial asociado a la fatiga muscular, ya que según los estados del arte examinados, cuando ésta se presenta existe un corrimiento del espectro hacia las bajas frecuencias. Ahora bien, las transformadas lineales solamente pueden realizarse en contracciones estáticas (De Luca, 2007). Sin embargo, pudo usarse en *contracciones musculares dinámicas* repetitivas, donde la actividad puede ser suspendida momentáneamente, de modo que esta contracción se aproxime a una *contracción isométrica o estática*. Es necesario también determinar que la señal mioeléctrica, definida como un proceso aleatorio, sea estacionaria por lo menos en alguna fracción de la misma, para poder hacer uso de una transformación lineal, como lo es la transformada de Fourier, para obtener su

espectro en frecuencia, por lo que es preciso verificar los resultados obtenidos por (Benítez M, 2000), en lo que se refiere a la determinación de segmentos estacionarios de una señal mioeléctrica.

A continuación en la figura 2 se muestra en el esquema general del sistema.

Para sistema de adquisición y digitalización se empleó un micro controlador de propósito general como es el PIC 16F877A del fabricante MICROCHIP ya que entre otras características posee un convertidor analógico digital de 10 bits y una interfaz de comunicación serie.

La interfaz de usuario se implementó en MATLAB, debido a los resultados obtenidos de las pruebas y comparación de resultados generados mediante la adopción de distintas plataformas de programación.

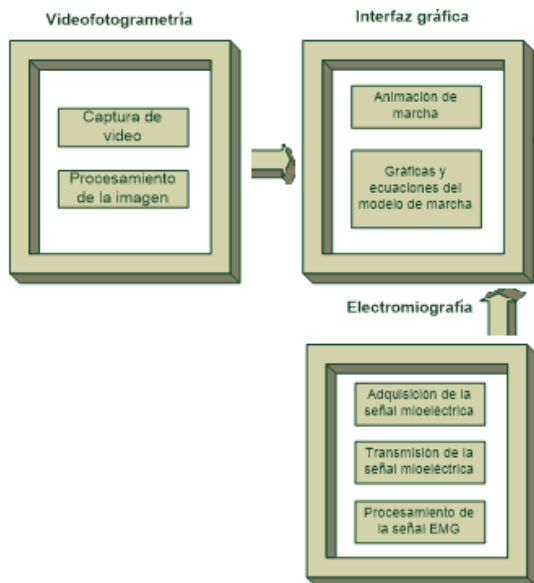


Figura 2. Diagrama general del sistema

Para el almacenamiento de la información se utilizó el gestor de base de datos *PostgreSQL*, mientras que para el módulo de animación será implementado utilizando el lenguaje de modelado denominado VRML. Éste fue concebido como un lenguaje simple, que permitiera la creación de ambientes virtuales para Internet, principalmente, y en donde los usuarios pudieran interactuar con los objetos dentro de un mundo virtual con eficiencia y buen desempeño. Pero es posible aumentar su poder de cálculo al trabajar conjuntamente con otros lenguajes de programación.

Desarrollo

En la Tabla 1 se presentan las características de los sujetos de estudio tomados para probar la validez de la metodología empleada para la realización del análisis de actividad mioeléctrica. Es importante destacar la importancia de la información de los campos, pues la actividad muscular varía entre un individuo y otro, debido al volumen muscular y el espesor del tejido adiposo que cubre al músculo, factores relacionados con la edad y el sexo del sujeto de estudio. Estos datos serán importantes en la evaluación de los resultados.

Se registró la señal eléctrica del grupo muscular soleo-gastrocnemio. Esta decisión está fundamentada en el hecho de que éste participa durante la fase de apoyo y es uno de los primeros grupos musculares que experimentan los efectos tempranos de la fatiga.

Tabla 1. Características morfológicas de los sujetos de estudio

C.aracterística	Sujeto #1	Sujeto #2
Sexo	Varón	Mujer
Edad (años)	23	23
Peso (Kg)	77	65
Talla (cm)	172	161
Índice de masa Corporal (kg/m ²)	26.03	24.69
Porcentaje de grasa Corporal (%)	41	34

Criterios para el registro de la señal mioeléctrica

Colocar en una posición alejada de la zona de inervación. En un experimento realizado por (Saitou, *et.al*, 2000), la localización de las zonas de inervación del musculo soleo-gastrocnemio es similar en tres diferentes sujetos, como se muestra en la Figura 3. Esta ilustración es de utilidad para evitar colocar el electrodo cercano a la zona de inervación.

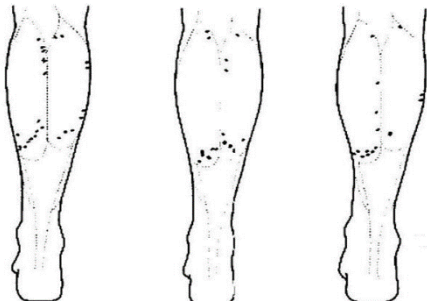


Figura 1. Zonas de inervación en el grupo muscular sóleo – gastrocnemio en 3 sujetos distintos

La transmisión de datos y el almacenamiento se realizó bajo dos procedimientos distintos. A continuación se describen ambos y en la sección dedicada a la presentación y discusión de los resultados se muestra la evaluación de cada uno.

Se tomó en cuenta que la señal EMG posee un ancho de banda 10Hz – 500 Hz, tomando en consideración que la frecuencia máxima es de 500 Hz, se determinó que la frecuencia de muestreo que cumple con el teorema de

Nyquist – Shannon es de 1 kHz, suficiente para reconstruir la señal de manera exacta, con una tasa de muestreo de 1 milisegundo.

Ahora bien, para la digitalización se utilizó el convertidor analógico digital de 10 bits del PIC 16F876A cuyas características se ve en la Tabla 2.

Tabla 2. Características principales del microcontrolador.

Especificaciones PIC16F876	
Arquitectura	Microprocesador RISC de 8 bits
Frecuencia de operación	Frecuencia de Reloj: 4Mhz - 20MHz,
Temporizadores	Uno de 8 bits y otro de 16 bits
Módulos adicionales	Dos unidades de captura, comparación y PWM
Comunicación	Buses síncronos I2C y SSP Unidad de comunicaciones serie asincrónica
Convertidor Analógico-digital(A/D)	8 canales A/D de 10 bits
Memoria	Flash de 8Kb y SRAM de 368 bytes Memoria <i>ee</i> prom de 256 bytes

La implementación en el microcontrolador en el PIC 16F876A es un micro controlador de propósito general que posee un ADC de 10 bits, es decir, al efectuar la conversión Analógica – Digital se obtiene un número binario de 10 bits con el valor de la muestra tomada, dividido en dos registros de un byte (Byte bajo y Byte alto).

El dispositivo que se seleccionó para la transmisión es el “Bluetooth Modem - BlueSMiRF RP-SMA”

Se realizaron constantes pruebas para asegurar que la ejecución del programa respetará el tiempo de muestreo, fue por ello que durante las pruebas se llegó a la conclusión de que la velocidad de comunicación RS – 232 entre el microcontrolador y el módulo Bluetooth tenía que ser alta, ya que entre mayor fuera la velocidad de comunicación RS – 232 menor sería el tiempo que el micro controlador tomaría en enviar los caracteres.

En la Figura 4 se muestra el diagrama del circuito diseñado para la adquisición de señales.

Trama

Después que los datos fueron recolectados y transformado a un formato de fácil comprensión como lo es elBCD, se ordenaron de manera que formaran una trama siguiendo el método de conteo por caracteres permitiendo con ello una fácil localización como se ve en la Figura 5.

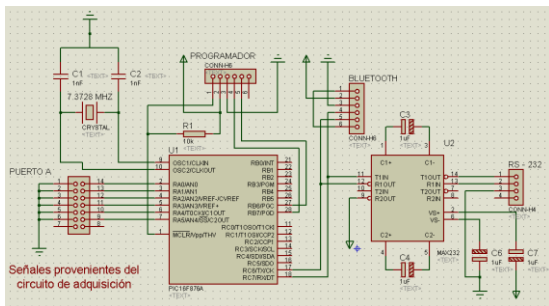


Figura 2. Circuito de Digitalización de señales EMG

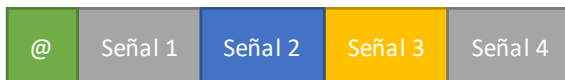


Figura 5. Formato de la Trama

Además, se agregó un encabezado que permitiera identificar el inicio de cada trama enviada para así poder establecer el inicio del conteo y desechar una trama en caso de que esta no llegase completa.

La eliminación del ruido causado por el movimiento de electrodos y la interferencia de la red eléctrica es de vital importancia para el subsecuente análisis de la señal electromiográfica, por lo que, una vez limitada en banda a través del circuito de

adquisición, se procede a aplicar un filtro digital de ranura, para eliminar la componente frecuencial de 60 Hz.

Mientras que el proceso de segmentación de las señales EMG para determinar si la señal mioeléctrica registrada en el grupo sóleo - gastrocnemio es estacionaria, se realizó de la siguiente manera:

Puesto que el registro completo de la señal se encuentra dividido en los archivos de datos generados por cada tiempo de captura de la tarjeta de adquisición, fue necesario almacenar en una misma matriz todos los registros capturados. Posteriormente, se tomaron segmentos temporales correspondientes al tamaño del pulso positivo del interruptor colocado en la misma extremidad. Se almacenaron estos segmentos en una matriz de dimensiones m x n, en la que m es el número de segmentos detectados en un registro y n es el número total de registros.

Para determinar la aparición de la fatiga y evaluar el porcentaje en que ésta se presenta durante el desarrollo de la marcha, se midió el límite máximo y el límite mínimo dentro de un periodo temporal de 50 minutos. Cabe mencionar, que hipotéticamente se estableció que estos límites pueden variar entre individuos, debido a las características intrínsecas del músculo.

Se emplearon marcadores activos que consisten en un sencillo circuito eléctrico de reducidas dimensiones, formado por un diodo emisor de luz ultrabrillante y como fuente de alimentación se usó una batería Ni-Cd tipo botón.

Factores como el tipo de iluminación ambiental, el color oscuro del fondo del escenario, color del traje del sujeto y el color de la piel fueron considerados para el diseño

del marcador. En base a la experimentación con distintos tipos de luz emitida por los marcadores, y los resultados obtenidos con el algoritmo de segmentación propuesto, se eligió luz ultra brillante cuyo contraste efectivo con los factores ya mencionados resultó cierto para ésta, y no así para la luz infrarroja y luz de mediana intensidad emitida por un diodo emisor de luz opaca.

Se identifican el color rojo con los marcadores ubicados en miembros derechos, y el color azul para los marcadores usados en miembros izquierdos.

Se realizó con una cámara fotográfica digital casera con función webcam. La adquisición se debe realizar en un espacio cerrado, sin ventanas y preferentemente sin fuentes de iluminación artificial como focos o lámparas.

Para extraer los objetos de la imagen, correspondientes a los marcadores del escenario real, se usó una técnica que en procesamiento de imágenes se conoce como segmentación. La segmentación de la imagen consiste básicamente en la transformación de coordenadas cartesianas, a coordenadas cilíndricas, es decir en el traslado del modelo RGB, al modelo HSV, cuyos componente de color están menos correlacionados que en el primero.

Una vez que se extrajeron los objetos de interés, fue necesario aproximar su forma a una geometría regular, ya sea un círculo, triángulo o cuadrado, según la forma original del marcador. Después se procedió a calcular los centroides o centros de masa de los objetos extraídos y de geometría regular, que corresponden a una coordenada en píxeles, del punto central del objeto. Cada par coordenado debió ser almacenado de forma secuencial, en un vector y etiquetado con el nombre del

segmento corporal de procedencia. Este vector, o vectores, alimentaron la animación virtual de un modelo de alambre que simula el movimiento real del sujeto.

Se determinó la trayectoria de movimiento que siguen los segmentos corporales a través del método de interpolación, para lo cual se ajustó una curva polinomial de noveno grado a la gráfica resultante de las coordenadas de posición obtenidas por el procesamiento de la imagen. Posteriormente, se estableció un modelo matemático relacionado a la trayectoria de movimiento obteniendo el polinomio característico asociada a cada curva. Este polinomio es una función del tiempo en el cual el tiempo representa la variable independiente y la posición la dependiente. El objetivo de establecer este modelo matemático tiene dos funciones: 1) Proporcionar al sistema una función para inferir las posiciones del segmento corporal en cuestión, las cuales alimenten los vectores de posición en la animación, sin que la obstrucción de los marcadores interfiera para la reproducción del movimiento. 2) Realizar la comparación entre la técnica desarrollada en la marcha a través de la correlación de las funciones correspondientes a distintos modelos de marcha.

La velocidad de marcha es un parámetro que modifica la marcha, lo cual interviene directamente en el resultado por la correlación de modelos de marcha tanto como en el resultado del estudio de fatiga del músculo. Para calcularla, se detecta un pulso digital, proveniente de un sensor magnético de lengüeta 'reed switch', que funciona como interruptor cuando se encuentra en la vecindad de un imán, el cual se encuentra montado sobre uno de los motores de una caminadora. El funcionamiento del mecanismo de detección es del tipo *encoder*. El sensor magnético se encuentra fijo, mientras que el imán es

colocado en uno de los motores que realizan la transmisión de movimiento a los rodillos sobre los que se desliza la banda de paso de la caminadora. Al girar el sensor, se puede detectar que la banda deslizante se ha desplazado una vuelta completa, por lo que se puede asignar la distancia recorrida al pulso digital proveniente del transductor magnético. Esta distancia es de 1.2 m para el tipo de caminadora que se usó.

Se realizó un circuito eléctrico para la detección de pulsos generados por el sensor electromagnético. Después de introducir la señal digital en la computadora, mediante un algoritmo de cómputo, se procedió a calcular el periodo de la señal (en segundos). Conociendo la longitud de la banda deslizante, se realiza una relación entre distancia recorrida – tiempo transcurrido en km/h.

Como se propuso en la metodología, la segmentación de la sEMG se realiza tomando la parte de la señal que corresponde al lóbulo de máxima contracción voluntaria, que coincide con el pulso alto del interruptor del pie de la misma extremidad sobre la que se registra la señal. Cuando el interruptor del pie pulsa en alto significa que el ciclo de marcha se encuentra en la fase de apoyo. Por lo tanto, si el segmento extraído es estacionario coincidirá con la fase de apoyo del ciclo de marcha.

Usando el método de transformación de coordenadas RGB a HSV se logra independizar la segmentación de la iluminación artificial y se detectan todos los marcadores en cada uno de los fotogramas. Sin embargo, al usar la iluminación ambiente no es posible determinar un rango de luminosidad en la que se pueda garantizar la efectividad del algoritmo de segmentación. Para suplir esta carencia es preciso el empleo

de un fotómetro para determinar el rango de luminosidad de operación.

Sin embargo, el sistema desarrollado para la detección de marcadores presenta una deficiencia, y es que al utilizar una sola cámara se obstruyen algunos marcadores que se ubican detrás de los segmentos corporales en movimiento, tales como la rodilla, pie, codo y muñeca. Esta deficiencia se intentó compensar mediante el establecimiento de una ecuación de movimiento que representa la trayectoria de desplazamiento para cada uno de los segmentos corporales. La técnica de extrapolación resultó ser adecuada para aquellos segmentos corporales que son capturados en todo momento, pero no mostró resultados favorables para aquellos que sufren obstrucción. Esto se debe a que el número de puntos de extrapolación no es suficiente para obtener una ecuación que pueda reproducir el movimiento de manera fiel.

Para una velocidad de marcha de 10Km/h se verifica flotación en el sujeto#1 y sujeto#2. La flotación se debe a que al experimentar los efectos de la fatiga muscular periférica la marcha se altera, buscando mantener la misma velocidad pero involucrando otros músculos, de modo que las plantas de los pies comienzan a dejar de hacer contacto con el suelo. Dentro de la marcha olímpica esto representa una falta técnica. Por lo anterior, en la preparación física del atleta será preciso buscar una alta correlación entre los modelos de movimiento desarrollados por las extremidades antes y después de varias sesiones de entrenamiento, y verificar el proceso de la fatiga para evitar que ésta llegue al punto de provocar la flotación.

A continuación se muestra la vista previa de la cámara, de una de las imágenes observadas en la interfaz. La Figura 6 a) muestra la imagen capturada en un ambiente iluminado con luz artificial, mientras que en la

Figura 6 b) se muestra la imagen capturada sin fuentes de luz, como se puede notar, este hecho facilita la identificación de marcadores.

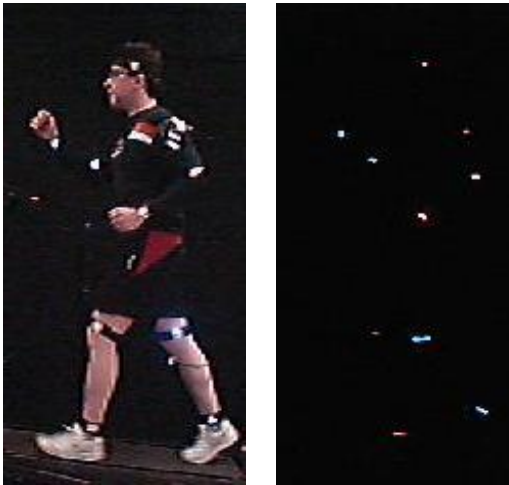


Figura 6. Toma de muestras fotográficas sin procesar
a) Con iluminación artificial B) Sin iluminación

En la Figura 7 se muestra una pantalla de la interfaz gráfica completa.

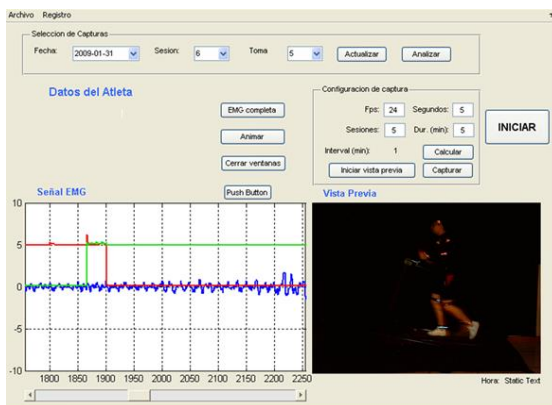


Figura 0. Pantalla de Interfaz gráfica completa

Conclusión

Se ha desarrollado la parte del sistema que determina la eficiencia del entrenamiento de marcha a través de los factores: detección de

flotación, medición de ángulos formados por la articulación pierna - pantorrilla, detectado de la velocidad de marcha y cálculo del índice de semejanza entre el modelo de movimiento desarrollado por segmentos individuales de un sujeto y otro, a través de la función de correlación. Sin embargo, la medición de ángulos a través del sistema de visión no es eficiente porque el ángulo de incidencia de la luz emitida por el marcador sobre el plano de visión de la cámara, altera la ubicación espacial real del marcador y por lo tanto el cálculo del ángulo es erróneo. Por otra parte, se realizaron pruebas con un goniómetro electromecánico, pero su uso resultó incómodo en alto grado y la cantidad de instrumentación colocada en el sujeto de prueba modificaba la marcha de manera sustancial, a más de ser modificada ya por el desarrollo de la marcha sobre la caminadora

El uso de una sola cámara fotográfica genera deficiencias en la obtención de la ecuación de movimiento, debido a la oclusión de aquellos marcadores que no se encuentran en el plano de visión de la cámara.

Se ha logrado diseñar un algoritmo de segmentación independiente de la iluminación artificial. No obstante, la variación en el resultado del algoritmo de segmentación, debido a la variación de la luz ambiental presente en el escenario y el bajo control que se tiene sobre ella.

Se estableció un método para determinar el modelo de marcha a partir de las ecuaciones de movimiento de los segmentos corporales, a través de la interpolación de coordenadas de posición de marcadores detectados a través del sistema de visión implementado.

La señal EMG obtenida en el conjunto muscular sóleo - gastrocnemio es estacionaria

en el segmento correspondiente a la fase de apoyo de la marcha.

La fatiga se verifica cuando la mediana frecuencial de la estimación de densidad espectral de potencia disminuye hacia las frecuencias bajas. Sin embargo el decremento no es lineal, esto se debe a las condiciones fisiológicas que difieren en cada individuo, por lo que no puede seguirse un patrón generalizado en las medidas del parámetro denominado como mediana frecuencial

Se almacenaron los datos provenientes de la etapa de procesamiento de imagen de las sesiones fotográficas en registros por separado para cada sesión. Además se almacenaron y ordenaron los datos provenientes del módulo EMG, así como las señales de interruptores y velocímetro.

Se diseñó e implementó una base de datos para organizar la información de usuario. En la cual la interfaz permitió registrar al atleta como usuario del sistema, manejar y almacenar su información, crear sesiones de entrenamiento para cada usuario y consultar posteriormente toda la información almacenada en el registro; además de visualizar las gráficas de la señal EMG y las curvas características de movimiento, para cada registro. Además de la animación de movimiento.

Referencias

Benitez M. (2000). *Sistema para registro y análisis estadístico de la señal electromiográfica de superficie durante la marcha*. CINVESTAV. Dpto. de Ing. Eléctrica. Sección bioelectrónica.

De Luca C. (2007). *A practicum on the Use of sEMG Signals in Movement Sciences*. Delsys. EUA.

González R. y Woods R. (1992). *Digital Image Processing*. Addison Wesley.

Guyton A., Hall J. (2006). *Tratado de fisiología médica*. 11ª edición. Madrid.

Johnson E., Braddom R., Hubell S., Kraft G., MacLean I., Reiner S., Rogoff J., Weber R., Wiechers D., Williams & Wilkins. (1988). *Practical Electromyography*. EUA.

Miralles R., Miralles I. (2003). *Biomecánica Clínica de las patologías del aparato locomotor*. Elsevier. España, 2003.

Pratt W. (2001) *Digital Image Processing*. John Wiley and Sons, Inc.

Roa C. (2004). *Métodos de proyección multivariada de imágenes aplicados al control estadístico de procesos*. Universidad Simón Bolívar. Argentina.

SAITOU K., Masuda T., Michikami D., Kojima R., Okada M. (2000). *Innervation zones of the upper and lower limb muscles estimated by using multichannel surface EMG*. J Human Ergol, 29: 35-52.