

Diseño de un electromiógrafo con procesador digital de señales para captación de señales musculares

Osiel Arbeláez Salazar

Ingeniero en control electrónico e instrumentación, candidato a Magister en Instrumentación Física. Docente Universidad Tecnológica de Pereira.

Jorge I. Gómez Angarita

Diseñador Industrial. Candidato a Magister en Instrumentación Física. Docente Universidad Autónoma de Manizales.

Jairo A. Mendoza Vargas

Ingeniero Electricista, MSc. Docente Universidad Tecnológica de Pereira.

Resumen

Este documento presenta el diseño de un electromiógrafo con Procesador Digital de Señales (DSP) para captación de las señales electromiográficas (EMG) que se generan durante la actividad muscular y el análisis de fatiga del músculo, en el cual se captura, acondiciona, procesa y se analiza la señal obtenida por los electrodos de captación mediante una DSP. El despliegue de los resultados del análisis de la señal es visualizado en pantalla por medio de un computador, el cual se encuentra comunicado de forma serial con la DSP. Los datos resultado del procesamiento son recibidos mediante una aplicación elaborada en turbo C para DOS la que permite presentar una interfaz gráfica con el usuario final.

Palabras clave: Biomedicina, DSP, bioingeniería, electromiografía, procesamiento de bioseñales, electroestimulación.

Recibido para publicación:
29-03-2007

Aceptado para publicación:
18-05-2007

Introducción

El proyecto trata de explorar dos de las diferentes aplicaciones de la electromiografía en el campo de la biomecánica del músculo, donde la señal EMG representa un indicador del estado del músculo a examinar según sea la sintomatología. Para el caso específico se toma como referencia el análisis de la señal EMG como índice de fatiga y la misma como respuesta al estímulo para el caso de la gimnasia pasiva.

Debe considerarse que el estado normal de la electromiografía de superficie es aún poco documentada; suministra aplicaciones útiles e importantes, no obstante tiene muchas limitaciones que deben entenderse, siendo una de las más importantes y que afecta de manera muy significativa la señal EMG, la no homogeneidad de los tejidos y membranas musculares, además la ubicación de los electrodos, la cantidad de tejido graso entre el músculo y la posición del electrodo, los cambios de longitud del músculo durante las contracciones, la no

homogeneidad de la fuerza generada por el músculo y, la presencia del ruido de línea (60Hz) que se convierte en una limitante al momento de la filtración de la señal ya que el espectro de la señal EMG contiene dicho componente de frecuencia.

En este artículo se presenta una base teórica y los resultados del diseño del electromiógrafo y los diferentes problemas sorteados en la realización del mismo.

Descripción del Electromiógrafo

1. Generalidades.

En la detección y análisis de la señal EMG se deben tener en cuenta los siguientes factores:

- Causativos Extrínsecos: asociados a la estructura del electrodo y su ubicación en la superficie de la piel sobre el músculo que incluye:

- a) La configuración del electrodo que debe describir:
 - El área y la forma de las superficies de detección del electrodo determinan las unidades motoras activas (número de motoneuronas del músculo) que se activan en virtud del número de fibra muscular en su proximidad.
 - La distancia entre las superficies de detección del electrodo que determinan el ancho de banda de la configuración diferencial del electrodo.
 - El material del electrodo: discos de plata.
- b) La ubicación del electrodo con respecto a los puntos motores en el músculo y la unión neuromuscular que influencia la amplitud y la frecuencia de la señal detectada.
- c) La ubicación del electrodo con respecto al borde lateral del músculo lo cual determina la cantidad posible de réplicas que pueden ser detectadas por el electrodo.
- d) La orientación de superficies de detección con respecto a la fibra muscular lo cual afecta el valor de la velocidad de conducción medida en los potenciales de acción y consecuentemente la amplitud y frecuencia contenida en la señal.

- Factores causativos intrínsecos: corresponden a las características fisiológicas anatómicas y bioquímicas del músculo. A diferencia de los factores extrínsecos, estos no pueden ser controlados debido a las limitaciones en el conocimiento y tecnología normales. Ellos incluyen:

- a) El número de unidades motoras activas en un tiempo particular de la contracción que contribuye a la amplitud de la señal detectada.
- b) El tipo de composición de la fibra del músculo, el cual determina el cambio en el pH del fluido (intersticial) del músculo durante una contracción.

- c) El flujo sanguíneo en el músculo que determina la tasa a la cual los metabolitos se eliminan durante la contracción.
- d) El diámetro de la fibra que influencia la amplitud y la velocidad de conducción de los potenciales de acción que constituyen la señal.
- e) La profundidad y la ubicación de las fibras activas entre el músculo con respecto a las superficies de detección del electrodo. Esta relación determina la filtración espacial y consecuentemente la amplitud y frecuencia características de la señal detectada.
- f) La cantidad de tejido entre la superficie del músculo y el electrodo, la cual afecta la filtración espacial de la señal.
- g) Otros factores que aún no se han identificado tales como la longitud de la zona de despolarización y los flujos iónicos a través de las membranas.

- Factores intermedios:

Los factores intermedios representan los fenómenos físicos y fisiológicos que están influenciados por los factores causativos y así mismo influyen los factores determinísticos. Estos incluyen:

- a) La característica inherente a la configuración de un electrodo diferencial.
- b) El volumen de detección del electrodo que determina el número y amplitud de los potenciales de acción de la unidad motora que compone la señal.

- c) La superposición de los potenciales de acción en la señal EMG detectada, los cuales influyen las características de amplitud y frecuencia de la señal.
- d) La actividad de los músculos cercanos, la cual contamina la señal y puede hacer errónea la interpretación de la información en la señal.
- e) La velocidad de conducción de los potenciales de acción que se propagan a lo largo de la membrana de la fibra muscular: la velocidad de conducción afecta la amplitud y la frecuencia característica de la señal.
- f) El efecto de filtración espacial debido a la posición relativa del electrodo y las fibras musculares activas.

Estos últimos dos factores son enfáticamente importantes porque afectan sustancialmente las características de la señal; tanto la distancia de la fibra activa como las superficies de detección varían en el proceso. En primer lugar la señal reproducida depende de las características de filtración espacial de los cambios de detección dispuestos y también de la alteración de la amplitud y la frecuencia, que son características de los potenciales de acción de la unidad motora¹ (PAUMs). En segundo lugar el movimiento relativo del electrodo y las fibras activas puede ser suficiente para colocar un nuevo

¹ Estos potenciales están localizados en el volumen de detección del electrodo.

grupo de unidades motoras activas entre el volumen de detección del electrodo y prescindir de una de las unidades motoras del volumen de detección. Estas consideraciones requieren que si la fibra muscular cambia de longitud durante una contracción, entonces la posición del electrodo igualmente debe cambiar. Con técnicas de detección normales es difícil satisfacer este requerimiento ya que el electrodo está adherido a la superficie de la piel la cual no cambia de longitud en concordancia con la fibra muscular durante una contracción; así por razones prácticas la estabilidad de la señal únicamente puede ser aproximada si la contracción permanece isométrica. Si la estabilidad de la señal no es una consideración para que el análisis se lleve a cabo, así como también determinar el tiempo de activación, entonces la limitación de la contracción isométrica no es necesario tenerla en cuenta.

-Factores determinísticos:

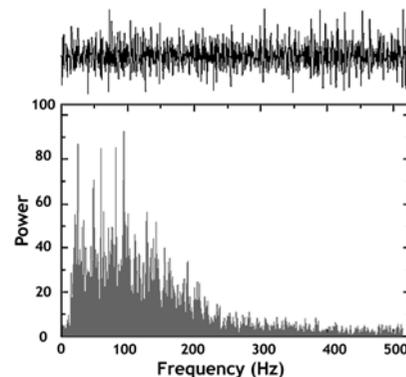
Los factores determinísticos son aquellos que tienen una relación directa con la información en la señal EMG y la fuerza registrada. Estos incluyen:

- a) El número de unidades motoras activas
- b) Las unidades motoras de la fuerza de contracción muscular.
- c) La interacción mecánica entre las fibras musculares.
- d) La rata de encendido o de disparo inicial de la unidad motora.
- e) El número de unidades motoras detectadas.
- f) La amplitud, duración y forma de las PAUMs.
- g) El restablecimiento de la estabilidad de las unidades motoras.

2. Características de la señal EMG.

Se establece bien que la amplitud de la señal EMG es estocástica (al azar) en la naturaleza y razonablemente representada por una función de distribución Gaussiana. Su amplitud debe estar por el orden de 0-10 mV pico a pico o de 0-1.5 mV (Vrms) y con un rango de frecuencia de 0-500 Hz siendo más dominantes en el rango de 50 a 150 Hz (se aclara que estos rangos de frecuencia son para EMG de superficie, pues con aguja pueden llegar hasta los 10 KHz) (ver figura 1).

Figura 1. Respuesta en frecuencia



3. Características del ruido eléctrico.

Todos los equipos electrónicos generan ruido eléctrico. Este ruido tiene componentes de 0-100 Hz, para ser eliminado este ruido se deben utilizar componentes electrónicos de alta calidad y buenas técnicas de construcción. También se generan ruidos en el ambiente por la radiación electromagnética (transmisiones de televisión, radio, celulares), además del ruido de la fuente de alimentación (60 Hz) debido a las líneas de transmisión eléctrica.

4. Amplificador diferencial.

Para eliminar potencialmente la señal de ruido de la fuente se hace necesario emplear un amplificador configurado como diferenciador, cuya configuración se ilustra en las figuras 2a, 2b y 2c. La señal es detectada en dos sitios, se sustraen las dos señales en el amplificador de diferencia y la señal diferencia será amplificada en una etapa posterior. Para evitar problemas con el ruido se recomienda que el amplificador diferencial tenga un rechazo en modo común de 120dB (aunque basta con 90dB) o de 32.000 veces con una impedancia de entrada de por lo menos 1.5 mega-ohms. Es importante la configuración y localización de los electrodos; esas configuraciones van desde la diferencial simple (SD) hasta la diferencial doble (DD). La primera es el resultado de la diferencia de potencial entre V_1 y V_2 en la superficie de la piel como se ilustra en la figura 2a; ésta es la más utilizada para detectar e

interpretar correctamente un EMG (1, 2, 5). En la segunda configuración la amplitud de la señal de salida puede ser aproximadamente 1,5 segundos más larga que la generada en un electrodo de configuración diferencial simple (3, 4). Este tipo de configuración es muy usada para estimar la velocidad de conducción.

Figura 2a. Electrodo diferencial simple (SD).

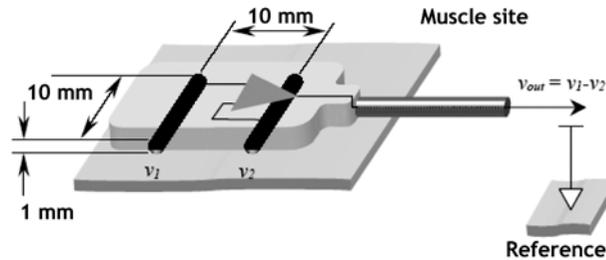


Figura 2b. Electrodo en configuración doble (DD).

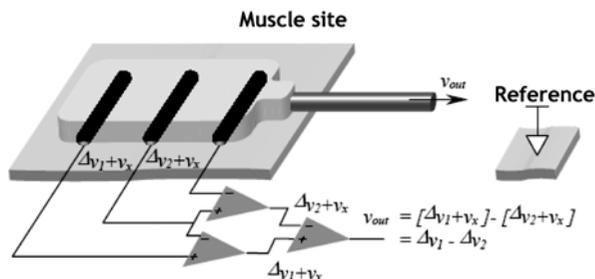
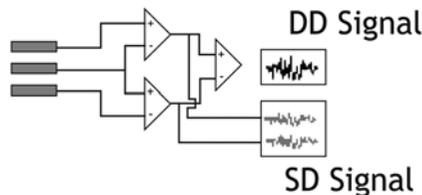


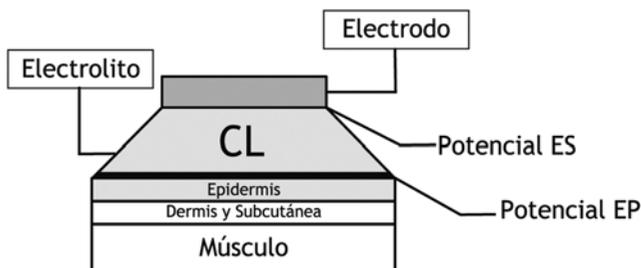
Figura 2c. Esquema amplificador diferencial



5. Características de los electrodos.

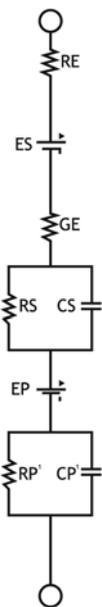
Uno de los electrodos típicos utilizados en EMG está hecho de plata cloruro de plata (Ag./Cl.Ag), su configuración y la interfase electrodo-piel se ilustra en la figura 3.

Figura 3. Electrodo e interfase electrodo - piel.



El circuito equivalente correspondiente a la figura 1, está dado por una resistencia de electrodo (R_e), un potencial que se genera entre el electrodo y el electrolito (E_s), una resistencia formada por la gel (R_g), una red formada por la interfase electrodo - electrolito ($R_s//C_s$), un potencial generado entre el electrodo y la epidermis (E_p), y una interfase entre el electrodo y la piel ($R_p//C_p$) como se ilustra en la figura 4.

Figura 4. Circuito equivalente electrodo piel e impedancia equivalente.



La impedancia equivalente está dada de la siguiente manera (ecuación 1):

$$Z_{EQ} = R_E + E_G + \frac{R_S'}{R_S' C_S' S + 1} + \frac{R_{P'}'}{R_{P'}' C_{P'}' S + 1} \quad (1)$$

6. Procesamiento de la señal EMG.

Por algunas décadas ha sido comúnmente aceptado de manera preferida para procesar la señal EMG el cálculo integrado de la señal rectificada. Esto fue dado rectificando (devolviendo la señal para tener excursiones de una polaridad) la señal EMG, interactuando la señal sobre intervalos especificados de tiempo y subsecuentemente formando series de tiempo de los valores integrados.

No es posible generalizarlos por que hay que efectuar los cálculos solamente precisándolos con las limitantes de la tecnología de décadas pasadas. Los avances en dispositivos electrónicos durante las décadas pasadas han hecho posible calcular el valor RMS (raíz media cuadrada) y el valor promedio rectificado (AVR) de la señal. El valor AVR es similar al valor rectificado integrado. Si los cálculos son hechos exacta y precisamente, algunas de estas variables proveen una medida del área bajo la curva de la señal pero no tienen una medida física específica. De otro lado el valor RMS es una medida de la potencia de la señal, de gran significado. Por esta razón el valor RMS es preferido para más aplicaciones.

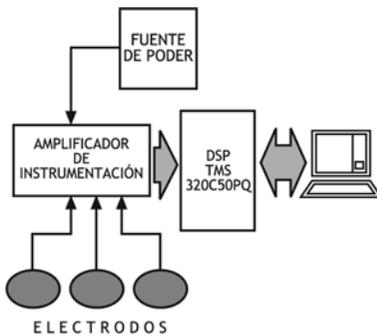
Implementación del miógrafo para análisis espectral (índice de fatiga).

1. Descripción

La implementación del miógrafo está constituida por cinco bloques:

- Fuente de poder: +/- 15 VDC.
- Electrodo de captación.
- Amplificador de instrumentación:
 - Alto CMRR.
 - Ganancia en voltaje 1740.
- Implementación en discreto con amplificadores de bajo ruido y gran ancho de banda.
- DSP TMS320C50PQ (Texas Instruments)
- Computador portátil (Compaq) (ver figura 5).

Figura 5. Diagrama en bloques del miógrafo.



2. Funcionamiento global.

Las señales captadas por los electrodos son llevadas a un amplificador de instrumentación el cual se encarga de acoplar la impedancia y rechazar el ruido, generado por factores externos gracias a su alta CMRR; a su vez este mismo da ganancia a la señal de entrada, con el fin

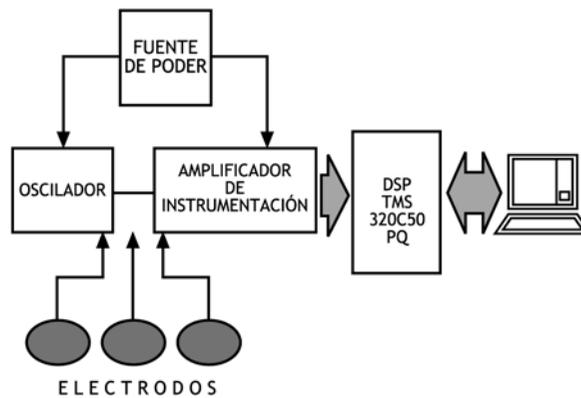
de acondicionar la señal para que sea finalmente tomada por el canal analógico de la AIC (analog interface circuit) de la DSP.

La señal captada por la DSP es filtrada y discriminada para luego aplicar la transformada rápida de Fourier (FFT) sobre la señal ya discretizada, con el fin de hacer un análisis espectral de la señal. Los datos resultado del análisis son llevados serialmente al computador donde mediante una aplicación elaborada en C bajo DOS permite que el usuario final pueda visualizar el resultado del análisis. Este tipo de miografía permite evaluar el índice de fatiga de un músculo determinado. El resultado obtenido indica la potencia generada por el músculo a un esfuerzo determinado.

3. Implementación para generación de potenciales evocados (gimnasia pasiva).

Descripción: La implementación en bloques para la configuración del equipo y para captura de potenciales evocados se ilustra en la figura 6. El oscilador envía un pulso de 2,5V de amplitud en un rango de frecuencia que va desde cero hasta los 10 Hz; este pulso es aplicado al músculo mediante electrodos, con la fin de obtener una señal que sea el reflejo de la activación del músculo y poder hacerla observable en la pantalla del computador.

Figura 6. Diagrama en bloques para captura de potenciales evocados



4. Resultados experimentales

- **Método práctico del experimento.** Para la adquisición de datos se utilizó la siguiente metodología:

- a. Se ubicaron dos electrodos en el músculo del antebrazo a una distancia aproximada de 1 cm.
- b. Se ejecutó una contracción del músculo empujando la muñeca.
- c. Se grabó la señal generada desde la contracción hasta cuando el músculo estaba de nuevo en reposo.

- **Características de la señal adquirida.** La señal adquirida tiene las siguientes características:

- a. Amplitud promedio de la señal 10 mVpp
- b. Tipo de la señal: Distribución Gausiana
- c. Ancho de banda entre 0 y 10 Hz.
- d. Relación señal a ruido menor a 10.

Se tomaron espectros de la señal en tiempo real a través del algoritmo instalado en la DSP². Estos coincidieron con la respuesta ilustrada en la figura 1. Para la evaluación de los resultados se hicieron comparaciones con señales obtenidas en experimentos del mismo tópico, las cuales aparecen en las publicaciones de Schhmid (6) y Rodríguez (7).

Conclusiones

- La configuración y posicionamiento de los electrodos inciden notablemente en la señal.
- La señal EMG cambia su espectro dependiendo del índice de fatiga que presente el paciente debido a los cambios de pH de los fluidos intramusculares que hacen que la conductividad se vea alterada y el músculo presente despolarización.
- El ruido de 60 Hz presenta una particularidad, hace parte de la señal EMG; por lo tanto se convierte en un problema bastante complejo el rechazo del ruido externo de la misma frecuencia, puesto que si se filtra esta componente seguramente se está sacrificando las frecuencias vecinas, afectando de manera crítica la señal.
- Los cambios anatómicos del músculo también impiden mantener un estándar de señal EMG.

² Una DSP permite tomar señales en tiempo real, porque su construcción es específica para tratar este tipo de sistemas.

Referencias bibliográficas

1. Abramowitz, MS. Handbook of mathematical functions. Dover (New York); 1995.
2. Farina D, Cescon C. Concentric ring electrode systems for noninvasive detection of single motor unit activity. *IEEE Trans BME*, 2001; 48: 1326-1334.
3. Delsys. Bagnoly-4EMG system users guide. may 2003; pp 10-11.
4. De Luca C, R LeFever, Stulen F. Pasteless electrode for clinical use. *Med Biol Eng Comp*, 1979; 17: 387-390.
5. Hary D, Bekey G, Antonelli J. Circuit models and simulation analysis of eletromyographic signal sources: The impedance of EMG electrodes. *IEEE Trans BME*, 1987; 34: 91-96.
6. S. Schhmid. Aplicación de corrientes estimulantes. 1 ed. Jimf (España). 1987.
7. Rodríguez JM. Electroterapia en fisioterapia. Medica Panamericana. 2001.

Bibliografía

- 1) Broman H, Bilotto G, De Luca CJ. A note on non-invasive estimation of muscle fiber conduction velocity. *IEEE Trans BME*, 1985; 32: 341-344.
- 2) De Luca CJ, LeFever RS, Stulen FB. Pasteless Electrode for Clinical Use. *Medical and Biological Engineering and Comp*. 1979; 17: 387-390.
- 3) McCarthy C, De Luca CJ. A myofeedback instrument for clinical use. *JRRD*, 1984; 21: 39-44.
- 4) Stulen FB, De Luca CJ. Muscle fatigue monitor: a non-invasive Device for Observing Localized Muscular Fatigue. *IEEE Trans BME*, 1982; 12: 760-768.

Modelo de regresión del VO_2 máximo: una propuesta para el futbolista colombiano

José Gerardo Cardona Toro.
Magíster en Investigación de Operaciones y Estadística. Especialista en Instrumentación Física (área Biomédica). Docente Departamento de Matemáticas, Universidad Tecnológica de Pereira.

Luis Fernando Jaramillo Correa
Especialista en Instrumentación Física (área Biomédica). Docente programa Ciencias del Deporte y la Recreación, Universidad Tecnológica de Pereira.

Luis Andrés Parra Londoño
Estudiante X sem, Programa Ciencias del Deporte y la Recreación, Universidad Tecnológica de Pereira. Preparador físico Primera C, Club Deportivo Pereira.

Resumen

Actualmente en algunos equipos del fútbol Colombiano, se vienen aplicando pruebas de campo para conocer y monitorear la condición física y en especial el consumo máximo de oxígeno de sus futbolistas a cambio de pruebas de laboratorio, y para tal efecto se está empleando el test de Course Navette (L. Leger y cols o prueba de 20 metros). El objetivo de nuestro trabajo fue conocer la validez de la prueba en futbolistas, y de acuerdo a los resultados plantear un modelo de regresión aplicable a jugadores de nuestra región y proyectarlo al futbolista colombiano, para ello se realizó un estudio con integrantes del Club Deportivo Pereira (año 2006). La prueba se realizó en un campo aledaño a la Facultad de Ciencias de la Salud de la Universidad Tecnológica de Pereira y se obtuvo una base de datos de 50 futbolistas.

Palabras clave: prueba de Leger, VO_2 máximo, potencia aeróbica máxima

Recibido para publicación:
15-11-2006

Aceptado para publicación:
04-05-2007

Introducción

En los últimos 15 años, en el deporte de altos logros en Colombia se ha evidenciado mayor nivel de exigencia para el deportista y un mayor control del entrenamiento, situación que ha exigido mayor cualificación de los preparadores físicos, técnicos y demás profesionales del deporte. Específicamente en el fútbol profesional se ha evidenciado mayor equilibrio en el desempeño de los diferentes equipos, situación que ha exigido mejor control de la preparación física y por ende el conocimiento de la condición física de todos los deportistas por parte de los preparadores físicos, quienes ante la falta de recursos para evaluar un aspecto como la potencia aeróbica máxima de sus dirigidos con tests estrictamente controlados (bajo condiciones de laboratorio), han optado por utilizar algunos tests de campo los cuales se vienen popularizando. Estos test le permiten al preparador físico evaluar rápida y simultáneamente varios deportistas en menor tiempo y costo, obteniendo resultados confiables si estos están bien controlados, además de la posibilidad de repetirlos con mayor frecuencia.

El test de campo que más se está utilizando (popularizando) en los últimos años para evaluar la potencia aeróbica máxima corresponde a la prueba de Course Navette (L. Leger y cols). La prueba de Course Navette o carrera de 20 metros, es un test de aptitud cardiorrespiratoria que mide la potencia aeróbica máxima e indirectamente el consumo máximo de oxígeno (1).

Los deportistas o personas que se evalúan comienzan la prueba caminando y la finalizan corriendo. Se desplazan de un punto a otro situado a veinte metros de distancia al ritmo indicado por una señal sonora que va acelerándose progresivamente (figura 1). Deben llegar al otro punto en el momento que suena la señal y hacer un cambio de sentido (regresarse) para encaminarse al punto inicial al que deben llegar cuando vuelve a sonar la señal y así sucesivamente. El momento en el que el futbolista interrumpe la prueba es el que indica su resistencia cardiorrespiratoria.

Figura 1. Procedimiento prueba Course Navette.



Los futbolistas deben desplazarse corriendo de una línea a otra separada veinte metros, al ritmo que marca una grabación magnetofónica (figura 2). Este ritmo de carrera aumentará cada minuto. Los futbolistas comienzan la prueba a una velocidad de 8 kilómetros por hora (tabla 1), el primer minuto aumenta a 8.5 kilómetros por hora y, a partir de aquí, cada minuto aumenta el ritmo medio kilómetro por hora. La prueba finaliza cuando no pueden seguir el ritmo marcado (no pisan la línea en 3 ocasiones seguidas).

Se toma la máxima velocidad a la que ha conseguido desplazarse antes de terminar la prueba (periodo terminado) y se introduce este valor en una fórmula que calcula el VO_2 máximo (2). Por tanto, se trata de un test máximo y progresivo. Esta prueba mide la potencia aeróbica máxima e indirectamente el consumo máximo de oxígeno (VO_2 máximo). El consumo máximo de oxígeno es la máxima cantidad de oxígeno que pueden absorber las células; se expresa en litros por minuto (L/min) o en mililitros por kilogramo por minuto (ml/Kg/min).

Figura 2. Equipo requerido en el test de Course Navette.



Cuanto mayor sea este valor, mayor capacidad tendrá ese organismo para producir energía mediante el metabolismo aeróbico, menor necesidad de recurrir al metabolismo anaeróbico láctico y mayor capacidad de eliminación de ácido láctico en caso de haber sido producido (3).

Tabla 1. Protocolo del Test de Course Navette, conocido como el Test de Leger-Lambert

Tiempo acumulado en minutos	Periodo	Km/h	m/min	m/sec	Tiempo por tramos de 20 m (seg.)	VO ₂ ml/min/kg
0	1	8	133,3	2,22		26,2
1	2	8,5	141,7	2,36	8.47	39,7
2	3	9	150,0	2,50	8.00	29,2
3	4	9,5	158,3	2,64	7.85	34,9
4	5	10	166,7	2,78	7.2	35
5	6	10,5	175,0	2,92	6.86	37,9
6	7	11	183,3	3,06	6.55	40,8
7	8	11,5	191,7	3,19	6.26	43,7
8	9	12	200,0	3,33	6.00	46,6
9	10	12,5	208,3	3,47	5.76	49,6
10	11	13	216,7	3,61	5.54	52,5
11	12	13,5	225,0	3,75	5.33	55,4
12	13	14	233,3	3,89	5.14	58,3
13	14	14,5	241,7	4,03	4.97	61,2
14	15	15	250,0	4,17	4.80	64,1
15	16	15,5	258,3	4,31	4.65	67,1
16	17	16	266,7	4,44	4.50	70
17	18	16,5	275,0	4,58	4.36	72,9
18	19	17	283,3	4,72	4.24	75,8
19	20	17,5	291,7	4,86	4.11	78,7
20	21	18	300,0	5,00	4.00	81,6
21	22	18,5	308,3	5,14	4,2	84,6
22	23	19	316,7	5,28	4,23	73,8
23	24	19,5	325,0	5,42	4,25	72,8
24	25	20	333,3	5,56	4,28	75,8

Fuente: TEST DE LEGER - BOUCHEROU COURSE NAVETTE (1985)

Materiales y métodos.

Para realizar el test se utilizó un terreno rectangular en grama de 20 por 6 metros, el cual se señaló con bandas de elástico blancas y 16 conos plásticos (figura 1); se utilizó un equipo de sonido con su respectivo reproductor de CD, donde se empleó un CD previamente grabado con las señales sonoras separadas en tiempos requeridos de acuerdo a cada estadio o escalón del test de Legger. A los futbolistas durante las pruebas se le monitorizó el ritmo cardiaco con pulsómetros y se les cronometró el tiempo de duración de la prueba a cada uno (4).

La población accesible estuvo compuesta por jugadores del Club Deportivo Pereira integrantes de las categorías Primera C hasta el equipo profesional; el total de jugadores a los que se les realizó la prueba fueron 200 de los cuales se obtuvo una muestra aleatoria de 50. El promedio de edad fue de $22,3 \pm 0,93$ años; el promedio de estatura fue de $174,46 \pm 2,80$ cm y, el peso promedio fue $71,31 \pm 3,08$ kg.

Los futbolistas fueron citados en grupos de 4 al lugar, fecha y hora de las mediciones, tomándose en una oportunidad el test de terreno (figura 3). Cada uno de los futbolistas de la muestra fueron sometidos a los exámenes en tres oportunidades, bajo las mismas condiciones experimentales y con una diferencia de 24 horas entre cada medición.

La prueba directa del protocolo de consumo de VO₂ máximo en los 50 futbolistas, se realizó en el terreno aledaño a la Unidad Médico Deportiva de la Facultad de Ciencias de la Salud de la Universidad Tecnológica de Pereira, donde se preparó el terreno (figura 1); en nuestro caso se colocó en el sitio de las líneas unos conos plásticos como referencia de giro (figura 4). La prueba inició con un calentamiento previo de cinco minutos, que sirvió de adaptación a la metodología del test y adecuación cardiovascular previa.

Para el análisis estadístico se utilizaron medidas de tendencia central, de dispersión, técnicas de correlación y el estadístico "Z" con un nivel de confianza de 95%, para obtener intervalos de edad, peso y estatura.

Resultados

El VO₂ máximo fue estimado por medio de la velocidad alcanzada (en el último estadio logrado) utilizando el método de mínimos cuadrados para la regresión lineal y realizando un gráfico de consumo máximo de VO₂ vs velocidad (figura 5). La ecuación encontrada fue:

$$VO_2 = 5,53V - 20,06$$

Figura 3. Realización del test de campo



Figura 4. Demarcación de carriles para test de campo



Donde:

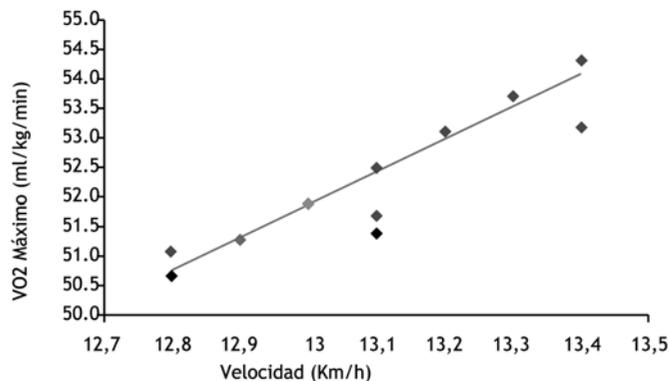
$$VO_2 = \text{Consumo máximo de oxígeno en ml/kg/min}$$

$$V = \text{Velocidad máxima alcanzada en Km/h.}$$

Las condiciones ambientales durante la ejecución del test fueron: temperatura ambiente promedio 23,4° Celsius, humedad relativa promedio de 51%, presión barométrica de 865.2 milibares y una altura de 1342 m sobre el nivel del mar. Los valores obtenidos del VO₂ y la velocidad en los diferentes participantes se observan en la tabla 2.

Tabla 2. Valores de VO₂ y velocidad de los participantes del estudio.

EDAD	Vel (Km/h)	VO ₂	EDAD	Vel (Km/h)	VO ₂
20	13,1	51,4	19	12,9	51,29
19	13,2	53,12	22	13	51,9
19	13,4	53,2	21	13,2	53,12
18	13	51,9	18	13	51,9
18	13,2	53,12	16	12,9	51,29
17	13	51,9	21	13,2	53,12
21	13	51,9	24	13,2	53,12
20	13,1	52,51	28	12,8	50,68
20	13,2	53,12	27	13,1	52,51
17	13	51,9	23	12,9	51,29
19	12,9	51,29	18	13,2	53,12
20	13,1	52,51	18	13,2	53,12
16	13,2	53,12	19	13,3	53,73
21	13,4	54,34	18	13,1	51,7
18	12,9	51,29	20	13,1	52,51
18	13	51,9	20	12,9	51,3
18	13,2	53,12	19	13,2	53,12
19	12,9	51,29	18	12,9	51,3
18	13	51,9	20	12,8	51,1
18	13,1	52,51	18	13	51,9
18	13	51,9	24	13,1	52,51
26	12,8	50,68	18	12,9	51,29
17	13,1	52,51	19	13	51,9
21	13	51,9	18	13,2	53,12
19	12,9	51,29	20	13	51,9

Figura 5. Modelo de regresión lineal entre VO₂ max vs velocidad

El coeficiente de correlación entre las variables fue de $r=0,96$ mostrando con este resultado una gran relación entre la velocidad y el consumo de VO₂ máximo para el jugador de la región eje Cafetero y el Valle del Cauca.

Conclusiones

1. Se halló una excelente relación entre la velocidad y el consumo máximo de VO₂.
2. La ecuación hallada se propone como un estándar para el cálculo de velocidad contra VO₂, para jugadores de Fútbol mayores de 18 años en Colombia.

$$VO_2 = 5,53V - 20,06$$
3. A la luz de estos resultados el test de Léger parece muy útil, además y especialmente por su gran accesibilidad y facilidad de aplicación, se considera que no necesita de gran espacio físico para su realización, es colectivo, el tiempo de duración es corto, necesita de sólo uno o dos controladores y es muy confiable y válido para ser usado con futbolistas y otros deportes de conjunto e incluso para las personas de juzgamiento en este tipo de deportes.
4. Por ser un test de campo donde al deportista se le lleva a su máxima capacidad de desempeño (prueba de esfuerzo) y no se tiene un adecuado monitoreo cardiovascular como se realiza en el laboratorio, se recomienda solicitar una evaluación médica previa de los deportistas para descartar factores de riesgo a la aplicación de la prueba.

Agradecimientos

Para la Junta Directiva, Presidente y Cuerpo Técnico del equipo Deportivo Pereira del segundo semestre del 2006, y en especial al Doctor Carlos Eduardo Nieto G, médico Deportólogo del Club por sus aportes técnicos y científicos para la construcción del modelo para nuestra región.

Referencias bibliográficas

1. Molina Edgardo. Comparación del consumo máximo de oxígeno en estudiantes universitarios activos, sedentarios, fumadores y no fumadores. Proyecto de investigación EF 88-05. Dirección de Investigación Umce. 1988.
2. Bouchard C, Léger L. Group d'étude de Kinn-Québec sur system de quantification de la dépense énergétique (GSQ) Rapport Final. Québec. Oct, 1979. p14.
3. Validez de la prueba de Course Navette para determinar de manera indirecta el VO₂ Max. *Rev Int Med Cienc Act Fis Deporte*, sept 2003; 11:
4. Test de Leger-Boucherou course navette (1985). www.chronosports.fr/testsphysique/test_navette.htm

Bibliografía.

- 1) Ahmaidi S, Adam B, Préfaut C. Validité des épreuves triangulaires de course navette de 20-M et de course sur piste pour l'estimation de la consommation maximale d'oxygène du sportif. *Science et Sports*, 1990; 5: 71-76.
- 2) Barrow et Macgee. Tecpa Test d'évaluation de la condition physique de l'adulte. Objectifs de l'évaluation, éthique et sécurité: Caractéristiques des test. Fascicule A-a. Comité Kino-Québec sur le dossier évaluation 1981. p41.
- 3) Berthoin S, Gerbeaux M, Guerrin F, Lensele-Corbeil G, Vandendorpe F. Estimation of the VMA. *Science & Sports*, 1992; 7: 85-91.
- 4) Berthoin S, Gerbeaux M, Guerrin F, Lensele-Corbeil G, Vandendorpe F. Comparison of two field tests to estimate maximum aerobic speed. *Soumis J. Sport Sci*, 1994; 12: 355-362.
- 5) Consolazio CF, Johnson RE, Pecora LJ. Physiological measurements of metabolic functions in man. McGraw-Hill (New York). 1963.
- 6) Gadoury C, Léger L. Validité de l'épreuve de Course Navette de 20m avec paliers de 1 minute et du Physitest Canadien pour prédire le VO₂max des Adultes. *Revue des Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives* 1986; 7(13).
- 7) Kemper HCG, Verschuur R, de MEY L. Longitudinal changes of aerobic fitness in youth ages 12 to 23. *Pediatr Exerc Science*, 1989; 1: 257-270.
- 8) Le test Navette et son utilisation. *Un document intéressant d'un de nos lecteurs www.google.com*
- 9) Léger LA, Lambert JA. Maximal multistage 20m shuttle run test to predict VO₂max. *Europ J Appl Physiol*, 1982; 49: pp1-12.
- 10) Léger L, Boucher R. An indirect continuous running multistage field test. The University of Montreal Track Test. *Can J Appl Sports Sci*, 1980; 5:77-84.
- 11) Léger L, Lambert J, Goulet A, Rowan C, Dinelle Y. Capacité aérobie des Québécois de 6 à 17 ans Test Navette de 20m avec paliers de 1 minute. *Can J Appl Sports Sci*, sept 1984; 9 (2): pp64-69.
- 12) TECPA, *Test d'évaluation de la condition physique de l'adulte*. Capacité Aérobie. Fascicule B-6, Comité Kino-Québec sur le dossier évaluation 1981. 4-16 pp.