

Aplicación de la Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca (VFC) en el deporte

García-Manso, J.M.; Sarmiento, S.; Rodríguez-Ruiz, D.; Quiroga, M.; de Saa, Y; Bara, A.
Laboratorio de Planificación del Entrenamiento Deportivo. Departamento de Educación Física
de la Universidad de Las Palmas de Gran Canaria

La respuesta cardíaca ha sido el primer parámetro funcional empleado en el control del entrenamiento. Su valor absoluto, expresado en número de latidos por minuto o frecuencia cardíaca (F_C), ha sido la variable que, más habitualmente, fue utilizada para el estudio y control de la capacidad funcional del deportista y su respuesta a las cargas de entrenamiento. Esto ha hecho que sean muchos los trabajos que han utilizado esta variable con el objetivo de desarrollar una técnica fiable y no cruenta de valoración del deportista. La frecuencia cardíaca basal, la frecuencia de esfuerzo, la frecuencia máxima, la dinámica temporal de F_C y la reserva cardíaca han sido los aspectos utilizados inicialmente para el estudio de la respuesta cardíaca en el deporte.

En la actualidad, los avances tecnológicos y, muy especialmente, las aportaciones realizadas por la informática, nos permiten profundizar más en el estudio de esta señal y descubrir algunas características de la misma que quedarían ocultas cuando únicamente observamos la señal a partir de sus valores absolutos promediados (promedio de latidos en unidad de tiempo).

La determinación de la F_C puede ser valorada mediante la utilización de cardiotacómetros (latidos) o analizando la señal electrocardiográfica (ECG) registrada por un electrocardiógrafo (intervalos RR). Estos intervalos, no son estacionarios, sino que muestran oscilaciones temporales que son específicas de cada sujeto y que nos dan información sobre la dinámica de comportamiento de esta musculatura. Tales oscilaciones es lo que se conoce como Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca (VFC).

La VFC comenzó a ser utilizada en medicina, principalmente como indicador de referencia en la prevención clínica de posibles patologías cardíacas, pero más recientemente, ha sobrepasado este cuerpo de conocimientos para ser utilizada en otros campos profesionales. En el campo del entrenamiento deportivo podemos encontrar en la actualidad más de 3.000 artículos científicos en los últimos años. Su estudio y aplicación incluye cada vez un mayor número de aspectos condicionantes en el proceso de formación de un deportista.

Inicialmente, la VFC se utilizó para caracterizar la respuesta cardíaca de diferentes tipos de deportistas, describiendo las peculiaridades específicas de cada uno de ellos (especialistas en pruebas de resistencia, otras modalidades deportivas o nivel de rendimiento). En la actualidad se emplea, también, como herramienta de control de las respuestas aguda y crónica del organismo a los procesos de optimización del rendimiento del atleta y, más recientemente, se viene utilizando para la determinación y planificación de cargas de entrenamiento.

La utilidad de este parámetro (*VFC*) en el control del entrenamiento pasa por disponer de una metodología fiable y, a la vez, relativamente sencilla de manejar e interpretar por la mayor parte de los técnicos y deportistas. Esto es quizás el principal reto ante el que actualmente se encuentran los diseñadores de las tecnologías aplicadas al control de la frecuencia cardiaca. La valoración de este parámetro (*VFC*) se basa en el análisis matemático de la duración de los intervalos entre latidos. Existen diferentes tratamientos para el estudio de estos intervalos que varían en cuanto a su complejidad y a la información que se puede obtener de ellos.

Metodología para la evaluación de la V.F.C.

1. Métodos lineales.

a. Dominio tiempo.

- i. Métodos estadísticos.
- ii. Métodos geométricos.

b. Dominio frecuencia.

- i. Transformada rápida de Fourier (FFT).
- ii. Modelos Autoregresivos (AR).

c. Dominio tiempo escala.

- i. Análisis Wavelets.

2. Métodos no-lineales.

a. Espacio de fase (análisis del atractor extraño).

- i. Función de correlación e información mutua.
- ii. Mapas de retorno.
- iii. Escatograma de Poincaré.
- iv. Reconstrucción del espacio de fase.
 1. Dimensión de inmersión.
 2. Exponente de Lyupanov.
 3. Dimensión de correlación.

b. Otras metodologías no-lineales.

- i. Biespectro.
- ii. Dimensión fractal.
 1. Exponente de Hurst.
 2. Análisis Multifractal.
 3. Leyes de escala (estadística no-lineal).

La mayor parte de los estudios se basan en el tratamiento de la señal desde metodologías lineales, tales como son los métodos basados en el dominio tiempo (métodos estadísticos y métodos geométricos) y las metodologías del dominio frecuencia (transformadas de Fourier).

Dominio Tiempo

Métodos estadísticos. Los métodos estadísticos utilizan índices o medidas estadísticas, como la desviación estándar y la media aritmética, para la cuantificación de los intervalos RR, o los intervalos entre latido, de una serie temporal de registros cardiacos. Sin embargo, estos protocolos no nos permiten obtener información acerca del posible origen fisiológico de la VFC, impidiendo, de forma más concreta, distinguir cual es la influencia autonómica dominante. Existe un consenso generalizado en aceptar que su aplicación sólo se debe hacer en series temporales largas (iguales o mayores a 24 horas).

Utilizan índices o medidas estadísticas, como la desviación estándar y la media aritmética para la cuantificación de los intervalos RR de una serie temporal de registros cardiacos. Esta forma de tratamiento de los datos resulta la más sencilla y a la vez la que fue más utilizada en los primeros trabajos realizados sobre la VFC. Sin embargo, estos protocolos no nos permiten obtener información acerca del posible origen fisiológico de la VFC, impidiendo distinguir cual es la influencia autonómica dominante. Su aplicación sólo se debe hacer en series temporales largas (24 horas).

En los métodos de dominio tiempo la medición se realiza a partir de la medida de los intervalos entre complejos QRS adyacentes y las diferencias entre ellos. Entre los indicadores más empleados destacan:

- **SDNN:** Corresponde a la desviación estándar de todos los intervalos NN (intervalos R-R normales) expresada en milisegundos (los intervalos normales o NN corresponden a intervalos entre complejos QRS adyacentes en respuesta a despolarización sinusal).
- **SDANN:** Corresponde a la desviación estándar, en milisegundos, del promedio de intervalos NN correspondientes a cada cinco minutos de duración en un registro completo (habitualmente 24 horas).

Un problema asociado a los índices derivados de la desviación estándar se encuentra en la enorme sensibilidad de estas medidas a la presencia de “artefactos” (datos de alguna

- **rMSSD:** Corresponde a la raíz cuadrada del valor medio de la suma de los cuadrados de las diferencias entre intervalos NN, expresados en milisegundos. Representa junto al pNN50 un índice de control cardiaco vagal. Ambos dan una información similar a la que proporciona el valor de HF (Melanson-2000).
- **NN50:** Corresponde al número de pares de intervalos NN que difieren en más de 50 milisegundos. Es un índice poco sensible a la presencia de “artefactos” y aporta información del nivel de excitación vagal en registros de larga duración.
- **pNN50:** Corresponde al porcentaje (%) del total de pares de intervalos NN que difieren en más de 50 milisegundos. Aporta información sobre el nivel de excitación vagal, fundamentalmente en la evaluación de series temporales largas.

Índices de relación numérica. Son índices específicos obtenidos a partir de los valores de NN máximos, mínimos o promedios. Entre los más utilizados podemos encontrar:

Índice de arritmia sinorrespiratoria. Se utiliza con respiración profunda y para la evaluación clínica de algunas patologías. $RSA_{index} = (RR_{max} - RR_{min})/RR_x$

Ratio de Valsalva. Es un índice utilizado para el estudio de la VFC en acciones donde se produce una maniobra de Valsalva aguda. En tales circunstancias (ejemplo: sentadilla al 1RM), la FC cae durante la ejecución del ejercicio para posteriormente desencadenarse una taquicardia inicial y posteriormente una bradicardia. $Valsalva_{ratio} = RR_{max}(bradicardia)/RR_{min}(taquicardia)$

Métodos geométricos. Las series temporales de intervalos RR pueden ser transformados en un modelo geométrico en los que representar la distribución de los diferentes intervalos o su relación entre ellos. La mayor limitación de esta metodología radica en que no sirve para detectar cambios en los componentes cortos de la variabilidad, algo que si es posible observar con el valor RMSSD. En realidad, muchos de los datos que se obtienen con esta metodología presentan una elevada correlación con valores estadísticos antes descritos. Los más comunes son:

Histogramas. Un histograma es un gráfico de barras que muestra una distribución de frecuencias y que se utiliza para representar unos datos continuos cuando vienen agrupados en intervalos. En el X se representa el intervalo de clases y en el eje Y el número de observaciones. Esta es quizás la forma más elemental de representación gráfica de una serie de datos de VFC en los que se agrupan los intervalos RR en escalas de rangos predeterminados. Tiene la ventaja de indicarnos el tipo de distribución que subyace en la serie de datos. Con ellos podemos distinguir, en una primera aproximación, ciertas regularidades que acompañan a los sistemas complejos.

Índice triangular. Es un método creado para sustituir la desviación estándar de un registro RR donde la longitud de los intervalos RR sirve como eje X del gráfico mientras que el número de cada intervalos RR representan el eje Y. En este tipo de escala se suele emplear un índice denominado *HRV Triangular Index* que representa el resultado de dividir el total de todos los intervalos NN por la altura del histograma de los intervalos NN medidos en una escala discreta con cajas (bins) de 7.8125 ms (1/128 segundos). Una de sus fortalezas es su poca dependencia de los “artefactos” aparecidos en la serie, pero por el contrario no tiene la sensibilidad y especificidad de diagnóstico que si permite la desviación estándar.

TINN. La interpolación triangular del histograma de intervalos NN (*TINN*) es la anchura de la línea base de la distribución medida como la base de un triángulo.

Índice MIRR. Son índices propuestos por G^a-González (1998) para amortiguar la presencia de “artefactos” en la señal que amplía numéricamente la anchura y las asimetrías del histograma, dando robustez a la distribución pero determinando pérdida, en ocasiones significativa, de

información. $MIRR = Q_3 - Q_1$. Donde Q_3 es el cuartil de mayor valor de los RR – Q_1 es el cuartil de menor valor de los RR.

Dominio Frecuencia

El análisis espectral tiene su base en la utilización de la transformada de Fourier, la cual nos obliga a modificar la óptica desde la que realizar el análisis de series numéricas, pasando del espacio de tiempo al espacio de frecuencias (en nuestro caso nos referimos a la señal que corresponde a registros de F_C). Un análisis análogo en el espacio de tiempos se basa en la función de autocorrelación. De hecho, ambos representan la misma realidad física. El análisis de Fourier nos proporciona el espectro de frecuencias de una serie temporal, señalando la importancia relativa que cada frecuencia o banda de frecuencias (en nuestro caso muy baja, baja y alta frecuencia) tiene en la serie. Este método es completamente lineal, y al ser aplicado a una serie de tipo caótico o de carácter aleatorio, daría resultados equívocos, ya que por definición en la serie caótica se mezclan infinidad de frecuencias que varían en el tiempo.

A nuestro entender, el uso de metodologías de análisis lineales en los registros de la *VFC* solo tienen aplicación a la hora de realizar registros realizados en estado de reposo donde dicho parámetro presenta un comportamiento que podríamos considerar como relativamente estacionario. También podrían ser utilizados en registros realizados con deportistas que son sometidos a cargas estables de baja intensidad, donde únicamente la duración pudiera alterar la señal por efecto de la fatiga que se pudiera acumular.

En el caso de las señales aleatorias y caóticas su tratamiento requiere del empleo de descripción probabilística y de promedios estadísticos y no tanto funciones explicativas. Las señales caóticas se generan sólo en determinadas circunstancias en las que se desenvuelven determinados sistemas no-lineales, razón por la que su análisis se apoya en la teoría de sistemas y su análisis se hace en base a funciones explicativas (determinadas transformadas de Fourier, Wavelets, etc..) que parten de la idea de que la señal se compone de una serie de funciones sinusoidales factibles de ser determinadas (funciones de dominio frecuencia) en cada uno de los momentos en que esta se genera.

Cuando el organismo es sometido a un estímulo moderadamente elevado o muy elevado (por ejemplo el entrenamiento), el comportamiento temporal de la *VFC* va a estar sumamente sujeto a los propios cambios funcionales generados por el estrés de la tarea. Esto hace necesario que analicemos nuestra variable (en este caso claramente no estacionaria), con otras metodologías (ejemplo: análisis tiempo – frecuencia y/o metodología no lineal). En nuestro caso, será la metodología tiempo frecuencia (tiempo escala) y, más concretamente el análisis wavelet, el que utilizaremos para el estudio de la *VFC*.

Las wavelets son familias de funciones que se encuentran en el espacio y que se emplean como funciones de análisis de señales complejas y difíciles de interpretar con los procedimientos tradicionales. Se generan a partir de funciones madres a las que se agregan

dos variables. Una de ellas representa la escala y permite hacer dilataciones y contracciones de la señal, mientras que la segunda indica la traslación que permite mover la señal en el tiempo.

De esta forma podremos averiguar las características de espacio, tamaño y dirección de la señal objeto de estudio. Para ello, lo que hacemos es multiplicar cada punto de la señal por la función wavelet seleccionada, manteniendo constantes sus características de escala y traslación.

Utilización de VFC en la determinación de Umbrales

Inicialmente fue la F_C bruta la variable cardíaca que se utilizó para determinar la zona de cambio entre metabolismo aeróbico y anaeróbico. Conconi y col. (1982), apoyándose en las propuestas de Wahlund (1948) propusieron una metodología (*test de Conconi*) en el que el evaluado realizaba un esfuerzo de intensidad creciente sobre distancias fijas, donde de forma periódica se controlaba la F_C . Se apoyaba en el incremento inicial de la F_C con la carga y la posterior estabilización progresiva hasta alcanzar los valores máximos. Los autores propusieron que el punto donde se inicia la deflexión de F_C , con el incremento de la intensidad de carga correspondería al umbral anaeróbico. No obstante, esta metodología ha sufrido numerosas críticas y hoy podemos considerarla como superada. Posteriormente, Conconi y col. (1996) señalaron que la mayoría de las críticas eran apoyadas en estudios con déficits metodológicos en la aplicación de los protocolos. En consecuencia, el autor refinó y modificó parcialmente su propuesta tratando de amortiguar aquellos aspectos que pudieran influenciar negativamente su resultado. Los procedimientos actualizados hacen necesario modificar los aumentos de la carga (velocidad) basándose en el tiempo y no en la distancia.

La mejora en el instrumental y en la tecnología con la que habitualmente trabajan médicos y entrenadores en su día a día nos permite obtener, con bastante fiabilidad, un registro completo de la respuesta cardíaca al ejercicio. En consecuencia, y gracias en el aumento en la precisión de los datos, podemos ver como la F_C no responde exactamente como lo había descrito en su día Wahlund, sino que la respuesta muestra un comportamiento curvilíneo. En base a este tipo de respuesta se ha hecho alguna propuesta entre las que destacamos la que se conoce como *Heart Rate Depletion Point* (HRPD) (Vachon y col., 1999).

Más recientemente diferentes autores han utilizado la VRC el parámetro de trabajo utilizado, aunque analizado con diferentes procedimientos [análisis tiempo: métodos estadísticos y geométricos análisis frecuencia: FFT y AR; análisis tiempo-frecuencia: análisis wavelet; métodos no-lineales: Función de correlación, Mapas de retorno, Plots de recurrencia, Escatograma y Reconstrucción del espacio de fase (Dimensión de inmersión, Exponente de Lyupanov, Dimensión de correlación), etc..].

Métodos no-lineales (atractores, $1/f$ comportamiento del espectro de potencias, dimensión fractal, dimensión de correlación, análisis de Poincaré u otros plots de orden superior, entropía,

exponentes Lyapunov, etc.) han sido utilizados en el análisis de la *VRC* sólo recientemente y en este caso han sido aplicados en la determinación de umbrales.

Tulppo y col. (1996) comprobaron que el valores de *SD1* de un escatograma (análisis de Poincaré) tenía una alta correlación con el primer umbral ventilatorio (ver figura 25) y que todos los indicadores de modulación vagal de F_C disminuyen progresivamente conforme se acercan a este punto (*VT1* determinado a partir del equivalente ventilatorio de O_2). Entienden los autores que la utilización del escatograma puede proporcionar información útil sobre la modulación vagal de los intervalos *RR* durante el ejercicio dinámico que no son fácilmente descubiertos por otras formas de medida [métodos lineales o determinación de la entropía (*ApEn*)]. En la propuesta de estos autores se establece como criterio para determinación de VT_1 el momento en el que la variabilidad instantánea de los intervalos entre latidos es menor de 1 ms. Más tarde, Lima & Kiss (1999) propusieron el criterio de 3 ms. Ambas propuestas fueron evaluadas por Brunetto y col. (2005) en una muestra de 41 adolescentes con edades entre 14 y 18 años. Los autores no observan diferencias estadísticamente significativas entre el VT_1 y los criterios utilizados para identificación del umbral a partir de la *VRC*. Tampoco encontraron correlaciones estadísticamente significativas entre el umbral determinado a partir de valores de *VRC* (SD_1) y la identificación del VT_1 cuando éste era expresado en relación al VO_2 máximo.

Silva y col. (2005), partiendo de la condición de que la respuesta cardiaca es una señal aparentemente sencilla pero de dinámica muy compleja y con comportamiento caótico. Para ello utilizaron la entropía (medida de regularidad y complejidad de series temporales que nos cuantifica la cantidad de información necesaria para poder predecir el futuro estado del sistema), determinada a partir de la prueba de Kolmogorov, para calcular los umbrales utilizando los valores de la *VRC*. Bajos valores en *ApEn* indican un comportamiento regular y, por lo tanto, baja complejidad. Un aumento de la entropía nos indica la máxima probabilidad de que el sistema evolucione hacia su progresiva desorganización y, finalmente, su homogeneización con el ambiente. Los autores proponen que mediante la entropía se puede observar un cambio drástico en la dinámica de la *VRC* mostrando un modelo gráfico diferente que coincide con el umbral anaeróbico. También agregan que la determinación que este punto, calculado mediante la prueba de Kolmogorov, presenta una elevada correlación con la determinada a partir de un modelo autorregresivo (K-S vs. AR; $r = 0.93$).

Tulppo y col. (1996) ya había utilizado en su trabajo elemento de sistemas caóticos que aplicó paralelamente al análisis de Poincaré. Todos ellos parten de la idea de que la *VRC*, en individuos sanos, tiene características de caos determinista que es modulado, pero no eliminado, por la inhibición de tono autonómico o por el ejercicio. Por lo tanto, se acepta que tiene naturaleza fractal y, en consecuencia se la puede expresar mediante su dimensión fractal (DF), lo que de alguna manera nos confirma que la *VRC* se comporta como un sistema complejo de comportamiento no-lineal (Yamamoto & Hughson, 1991; Yamamoto y col., 1992; Nakamura y col., 1993; Pikkujämsä, 1999).

Sales (2002) comparó la *VRC* con la señal *EMG* tratando de encontrar la relación que pudiera existir entre los cambios en la señal cardíaca y la respuesta muscular durante la realización de un trabajo de carga incremental. La autora señala que existe una intensidad de carga en la que coincide un incremento en el número de fibras reclutadas con un incremento en la F_C y un descenso en la *VRC*. Ésta asociación de comportamientos es atribuida al comando central de control así como a señales aferentes reflejas que proceden de la musculatura activa (ergorreceptores: fibras tipo III; metaborreceptores: fibras tipo IV).

Más recientemente, Buchheit y col. (2006) determinaron el VT_2 mediante metodologías diferentes [1: A partir de parámetros ventilatorios ($VE \cdot VCO_2$ y $PetCO_2$); 2: A partir de la respuesta cardíaca (*HRDP* y *VRC*)] para compararlos entre sí. En la detección de umbrales a partir de series de *VRC* se utilizaron los f_p y la energía de la banda HF-VHF (*PS*). Esta metodología también utilizada por el grupo de Cottin (Cottin y col., 2006; Cottin y col., 2007). Los resultados encontrados por Buchheit y col. (2007) muestran que el VO_2 y la F_C eran similares en *HRDP*, *VRC- VT_2* , y VT_2 . *VRC- VT_2* y *HRDP* también estaban altamente correlacionados. En consecuencia propone que *VRC- VT_2* es una alternativa buena al *HRDP* para evaluar el umbral anaerobio. Propone que *VRC- VT_2* y *HRDP* podrían representar mecanismos similares.

Anosov y col. (2000) encontraron que la frecuencia instantánea de HF (f_p) correlacionaba intensamente con la F_R y, por lo tanto, se podría utilizar para determinar el VT_2 con un margen de error entre el 2% y el 14%, para lo que propone utilizar la transformada de Hilbert para el análisis de la señal de *VRC* (figura 26).

En el primer trabajo realizado por Cottin y col. (2006), realizado sobre un cicloergómetro con 11 sujetos practicantes de ciclismo y triatlón, observaron que todos los sujetos presentaban, en el examen visual de equivalentes ventilatorios, f_p , y $PS \cdot f_p$, presentaban dos significativos de sus valores a lo largo de la prueba. El primer aumento no lineal correspondió al VT_1 y se correspondía con los cambios observados en las dos variables de *VRC* mencionadas ($VT_1 = 219 \pm 45$ vs. $f_p = 220 \pm 48$ W; $p = 0.975$; VT_1 vs. $PS \cdot f_p = 213 \pm 56$ W, $p = 0.662$). El segundo aumento no lineal representó el VT_2 y también presentó la misma correspondencia ($VT_2 = 293 \pm 45$ vs. $f_p = 294 \pm 48$ W, $p = 0.956$; vs. $PS \cdot f_p = 300 \pm 58$ W; $p = 0.445$). La correlación entre estos parámetros también presentaron valores muy elevados [(VT_1 vs. f_p : $r^2 = 0.94$, $p < 0.001$; VT_1 vs. $PS \cdot f_p$ $r^2 = 0.48$, $p < 0.05$) y (VT_2 vs. f_p $r^2 = 0.97$, $p < 0.001$; VT_2 vs. $PS \cdot f_p$ $r^2 = 0.79$, $p < 0.001$). El estudio confirma que los umbrales ventilatorios pueden ser determinados a partir de los intervalos R-R de la *VRC*, en sujetos sanos, cuando se utiliza un análisis tiempo-frecuencia. Además señalan que $PS \cdot f_p$ proporciona un índice más fiable y exacto que f_p para este propósito.

En el segundo trabajo de Cottin y col (2007), realizado en un ejercicio sobre tapiz con doce jugadores profesionales de fútbol de la primera división francesa, los autores proponen comparar el umbral determinado a partir de los equivalentes ventilatorios, con el umbral

determinado a partir del múltiplo ($PS \cdot f_p$) de los picos HF (f_p) por la densidad espectral de esa banda (PS). Los autores no encontraron diferencias significativas entre la velocidad de carrera en VT_1 respecto $PS \cdot f_{p1}$ ($9,83 \pm 1,12$ vs. $10,08 \pm 1,29$ $\text{Km} \cdot \text{h}^{-1}$; n.s.), ni entre VT_2 respecto $PS \cdot f_{p2}$ ($12,55 \pm 1,31$ vs. $12,58 \pm 1,33$ $\text{km} \cdot \text{h}^{-1}$; n.s.) (figura 27). El análisis de regresión lineal mostró una correlación entre VT_1 contra $PS \cdot f_{p1}$ ($R^2 = 0,94$; $p < 0,001$) y VT_2 vs. $PS \cdot f_{p2}$ ($R^2 = 0,96$; $p < 0,001$). El plot del análisis Bland-Altman aplicado en la prueba incremental reveló que la evaluación de la ASR da una valoración exacta de los umbrales, de la misma forma que con el estudio de $PS \cdot f_p$ se consigue un índice fiable para la detección de esos mismos puntos.

Nuestro grupo de trabajo estudió la utilidad de las wavelets aplicados a la VFC para la determinación de umbrales (G^o-Manso y col., 2008; Sarmiento, 2008). La utilización de la TWC (Morlet wavelet con $\omega_0 = 6$) para el análisis visual de la respuesta cardiaca, así como por el cálculo instantáneo de los coeficientes wavelets de la señal global y de cada banda de frecuencia de la VRC (LF y $HF-VHF$), nos permite la determinación de la densidad espectral en cada momento de una prueba incremental. Por otro lado, cuando se aplica una TWD (Wavelet Daubechies con $\omega_0 = 8$) a el señal de la banda $HF-VHF$, es posible determinar la evolución de los picos máximos en la banda $HF-VHF$ (f_p) y, de esta manera poder determinar sus evolución global y calcular su valor (Hz) en cada instante de la misma. El comportamiento de estas dos variables con los incrementos de carga (ΔW) nos permite determinar aquellas instantes que corresponden a $f_p T_1$ y $f_p T_2$, y a $PS \cdot f_p T_1$ y $PS \cdot f_p T_2$, los cuales presentan una elevada correlación con los umbrales determinados por parámetros ventilatorios (VT_1 y VT_2).

De los datos obtenidos comprobamos que, para la muestra utilizada, no existen diferencias estadísticamente significativas entre la determinación de umbrales (VT_1 y VT_2) obtenidos por el análisis de parámetros ventilatorios y la determinación de los mismos punto a partir de parámetros derivados de la variabilidad de la frecuencia cardiaca (f_p y $PS \cdot f_p$).

En nuestro caso, no encontramos diferencias estadísticamente significativas al comparar las medias (T-test) de los valores de umbral determinadas a partir de la VRC (f_p y $PS \cdot f_p$) con los de VT_1 y VT_2 determinados a partir de diferentes metodologías (F_R , V_E , $PET_{O_2-CO_2}$ y V_E/VO_2-VCO_2). Sin embargo, vemos que el uso de la VRC , cuando se emplea como criterio el método $PS \cdot f_p$, sobreestima moderadamente el valor del primer umbral o $PS \cdot f_p T_1$, es decir tiende a localizarlo en valores ligeramente superiores a los que obtendríamos utilizando la metodología de los parámetros del intercambio de gases. En este caso, las diferencias estadísticas encontradas entre ambos métodos fueron de $9,53 \pm 13,15$ W de promedio. Esta diferencia tan sólo supone un 2,22 % de la carga máxima desarrollada por los sujetos en la prueba.

BIBLIOGRAFÍA

- Anosov, O., Patzak, A., Kononovich, Y., Persson, PB. 2000. High-frequency oscillations of the heart rate during ramp load reflect the human anaerobic threshold. *Eur J Appl Physiol.* 83: 388-394.
- Brunetto, AF., Moreira, B., Tesini, B., Müller, D., Pinto, D. 2005. Limiar ventilatório e variabilidade da frequência cardíaca em adolescentes. *Rev Bras Med Esporte.* 11(1): 22-27.
- Buchheit, M. 2006. Utilisation de la variabilité de la fréquence cardiaque chez le sportif. *Cardio & Sport.* 7 : 29-37.
- Conconi, F; Ferarri, M. *Determination* the anaerobics thresnold by a noninvasive field test in runnig. *Journal of Applied Physiology.* 1982.
- Conconi, F; Grazzi, G; Casoni, I; Guglielmini, C; Borsetto, C; Ballarin, E; Mazzoni, G; Patracchini, M; Manfredini, F. 1996. The Conconi test: methodology after 12 years of application. *Int J Sports Med.* 17: 509-519.
- Cottin, F., Leprêtre, PM., Lopes, P., Papelier, Y., Médigue, C., Billat, V. 2006; Assessment of Ventilatory Thresholds from Heart Rate Variability in Well-Trained Subjects during Cycling. *Int J Sports Med* 27: 959-967.
- Cottin, F., Médigue, C., Lopes, P., Leprêtre, PM., Heubert, R., Billat, VL. 2007. Ventilatory Thresholds Assessment from Heart Rate Variability during an Incremental Exhaustive Running Test. *Int J Sports Med.* 28: 287-294.
- García-Manso, JM.; Sarmiento, S.; Martín-González, JM.; Calderón, FJ.; da Silva, ME. 2008. Wavelet transform analysis of heart rate variability for determining ventilatory thresholds in cyclist. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte.* 1(3): 90-97.
- Lima, JR., Kiss, MA. 1995. Limiar de variabilidade da frequência cardíaca. *Rev Bras Activ Fis Saúde.* 9: 29-38.
- Nakamura, Y., Yamamoto, Y., Muraoka, I. 1993. Autonomic control of Herat rate during physical exercise and fractal dimension of Herat rate variability. *J Appl Physiol.* 74: 875-881.
- Pikkujämsä, S. 1999. Heart rate variability and baroreflex sensitvy in subjects without heart disease. Tesis Doctoral. Universidad de Oulo. Finlandia.
- Silva FM., Silva, AC., Murta, LO., Lavrador, MA., Maraes, VR., Moura, MS., Catai, AM., Silva, E., Maciel, BC., Gallo, L. 2005. Identification of anaerobic threshold during dynamic exercise in healthy men using Kolmogorov-Sinai Entropy. *Computers in Cardiology.* 32: 731-734.
- Tulppo MP, Mäkikallio TH, Takala TES, Seppänen T, Huikuri HV. 1996 Quantitative beat to beat analysis of heart rate dynamics during exercise. *Am J Physiol.* 271:H244-H252.
- Vachon JA, Basset DRJ, Clarke S. 1999. Validity of the heart rate deflection point as a predictor of lactate threshold during running. *J Appl Physiol.* 87:452-459.
- Yamamoto, Y., Hughson, RL., Nakamura, Y. 1991. Autonomic control of heart rate during exercise studied by heart rate variability spectral analysis. *J Appl Physiol.* 71: 1136-1142.

- Yamamoto Y, Hugson RL, Nakamura Y. 1992. Autonomic nervous system responses to exercise in relation to ventilatory threshold. Chest.101:206S-210S.

LA TENSIOMIGRAFÍA COMO HERRAMIENTA DE EVALUACIÓN MUCULAR

García-Manso, J.M.¹; Rodríguez-Ruiz, D.¹; Rodríguez-Matoso, D.¹; Sarmiento, S.¹; Quiroga, M.¹; da Silva, M.E.²

¹ Laboratorio de Planificación del Entrenamiento Deportivo. Departamento de Educación Física de la ULPGC

² Centro Andaluz de Medicina del Deporte

Introducción

La Tensiomiografía (TMG) es un método de evaluación, desarrollado por el profesor Valencic en la *Faculty of Electrical Engineering* de la Universidad de Ljubljana (Eslovenia), a principios de los años 1990. Su objetivo era desarrollar un instrumento para el control de enfermos con patologías neuromusculares (Valencic, 1990) que posteriormente se trasladó al campo del deporte cuando se solicitó la colaboración de este grupo de trabajo con el equipo olímpico esloveno de cara a la preparación para los Juegos Olímpicos de Sydney 2000 y los Juegos Olímpicos de Invierno celebrados en Salt Lake City 2002.

Desde la perspectiva de la actividad física, lo más interesante de la técnica es que resulta un método de evaluación no invasivo en el que no se requiere ningún esfuerzo por parte del sujeto que se evalúa. Este aspecto es muy positivamente valorados por deportistas y entrenadores que demandan siempre la utilización de test de evaluación que sean rápidos, precisos y que no interfieran en el trabajo diario.

Se utiliza para evaluar el balance muscular, el tono (rigidez), la fatiga y las características musculares mediante el análisis de las características mecánicas y de la capacidad contráctil de los músculos superficiales (Valencic et al, 1997; Dahmane et al., 2000; Valencic et al., 2000, Valencic et al. 2001). Mide los cambios geométricos (desplazamiento radial) que tiene lugar en el vientre muscular cuando se produce una contracción generada por un estímulo eléctrico externo.

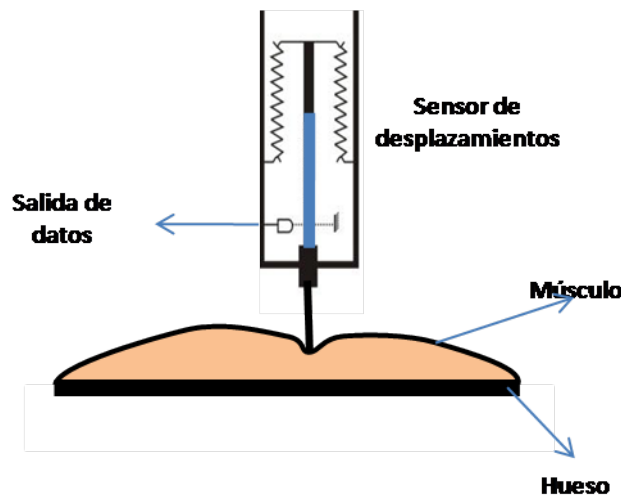


Figura 1: Colocación del sensor de desplazamiento sobre el músculo y proceso de recogida de datos por efecto del estímulo eléctrico aplicado

Los parámetros que aporta la TMG han sido correlacionados diferentes mecanismos condicionales, morfológicos o neuromusculares (Valencic et al., 1997, Simunic, 2003). Dahamane et al., (2000) encontraron una correlación positiva ($r=0.93$) entre el porcentaje de fibras de contracción lenta (fibras tipo-I), determinadas mediante análisis histoquímico, y el tiempo de contracción muscular (T_c). También se ha demostrado la relación lineal entre los valores de deformación transversal (D_m) de las fibras y la onda M (Kersevan et al., 2002). Esto ha permitido a diversos investigadores utilizar esta herramienta para: observar la atrofia que se produce, en amputados, de la musculatura situada por encima de la articulación de la rodilla (Burger et al., 1996); realizar el seguimiento de pacientes con problemas neuromusculares (Grabljevec et al., 2004); evaluar los procesos de adaptación de las propiedades contráctiles musculares en sujetos sometidos a un programa de entrenamiento (Djordjevik et al., 2000; Kersevan et al., 2002); controlar los efectos de un determinado de trabajo sobre la musculatura entrenada (Praprotnik et al., 2000).

La validez del método ha sido estudiada en diversos estudios. Krijaz et al. (2008) estudiaron la reproducibilidad del TMG en sujetos sanos (13 varones; Edad entre 19 a 24 años). Los autores encontraron, al evaluar el biceps braquial un bajo nivel de error (0,5 a 2%) y un coeficiente de correlación entre clases de un 0,86. En cualquier caso, pensamos que de no seguirse un riguroso protocolo, la utilidad del método se reduce significativamente. Es por esto, que en este trabajo, nosotros nos planteamos revisar los aspectos más importante que deben ser tenidos en cuenta en el momento de efectuar una evaluación muscular con tensiomiografía (TMG). Nuestro grupo de trabajo (Rodríguez-Matoso et al., 2009) realizó un trabajo para comprobar la reproductibilidad y fiabilidad de la técnica. Como consecuencia pudimos observar una elevada fiabilidad de la técnica (α de Combach T_c : 0.89; D_m : 0.92; T_d : 0.90; T_s : 0.89; T_r : 0.88), pero comprobando que la reproductibilidad de los datos queda condicionada por la repetición exacta

de los protocolos de medición y, muy concretamente, de la posición en la que se coloca el sensor. Nosotros pensamos que para poder lograr datos robustos y fiables en mediciones pre-post, se hace necesario minimizar al máximo los posibles errores (diferencias detectadas entre dos mediciones) que puedan derivarse al proceso de medición (protocolo de evaluación) por una incorrecta aplicación de la técnica de medida. De no seguirse un riguroso protocolo, la utilidad del método se puede ver significativamente afectada.

Teniomiógrafo

La evaluación mediante TMG se realiza utilizando un sensor de presión colocado sobre el vientre del músculo seleccionado. Para provocar la contracción se aplica una corriente eléctrica bipolar, mediante electroestimulador, a través de dos electrodos situados en los extremos proximal y distal del músculo, evitando que su colocación afecte a los tendones de inserción de dichas estructuras (Figura 2).



Figura 2: Colocación del los electrodos y el sensor de desplazamiento.

Para una correcta evaluación del músculo, los electrodos deben estar separados entre 2 y 5 centímetros (cm.), según músculo, respecto al punto de medición (Valencic, 2002; Simunic, 2003).

La posición del sujeto evaluado tiene que asegurar la completa relajación de la musculatura analizada, por lo que se debe colocar al sujeto sobre una camilla o sobre una silla, buscando

lograr los ángulos articulares, entre segmentos, que recomiendan los fabricantes. Para ello es recomendable disponer de los cojines diseñados para dicho proceso (Figura 3).



Figura 3: Cojines diseñados para estandarizar el grado de flexión de la articulación de la rodilla.

La duración de dicho estímulo eléctrico debe estandarizarse en 1 milisegundo (ms.), ya que tanto estímulos de mayor o menor duración alteran el tiempo de reacción (Knez et al., 2000).

Pese a la elevada reproducibilidad que muestra este método (Krizaj et al., 2008), es necesario seguir fielmente un protocolo previamente fijado para cada evaluación. En este sentido, en nuestro laboratorio, como ya señalamos, comprobamos que ligeras modificaciones en la colocación del sensor, respecto al extremo distal y proximal del músculo, conllevan a cambios en el nivel de deformación muscular (Rodríguez-Matoso et al., 2009). En el estudio citado, los autores observaron que midiendo la respuesta muscular en tres posiciones diferentes, equidistantes entre sí 1 y 2 centímetros, no determinaban cambios significativos en los tiempos de contracción o de relajación, pero, sin embargo, el nivel de deformación muscular sí se veía estadísticamente afectado.

Es necesario asegurarse de que el sensor se coloque perpendicularmente al vientre muscular (Valencic et al., 1997) y ejerciendo una presión aproximada de $1.5 \times 10^{-2} \text{ N/mm}^2$ sobre un área de 113 m^2 (Dahmane et al., 2001). Este procedimiento es fundamental para la recogida de datos por parte del sensor de desplazamiento durante la contracción muscular (Figura 4).

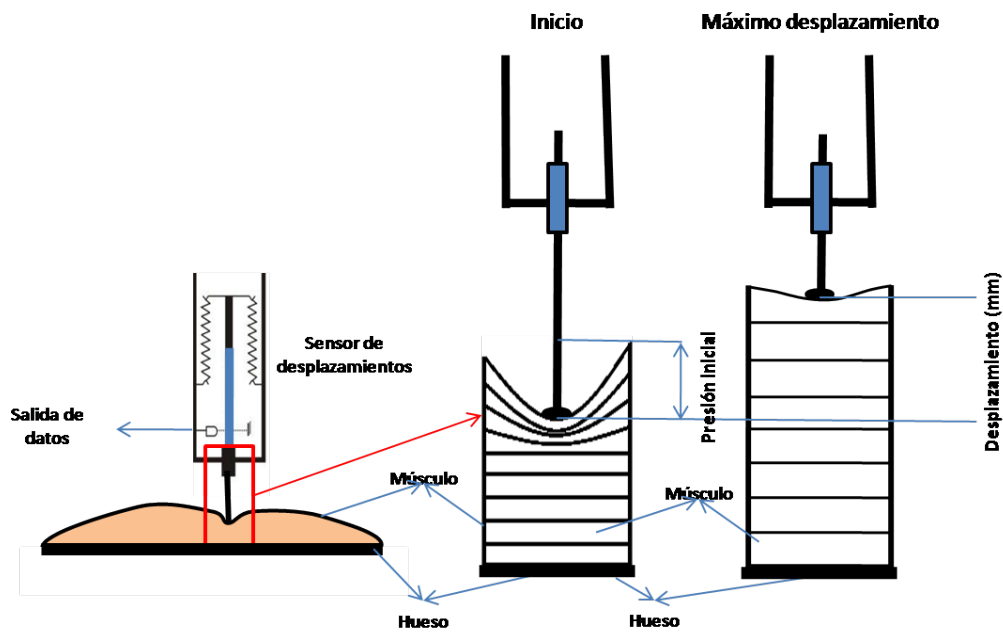


Figura 4: Desplazamiento del sensor durante la contracción muscular, después de la estimulación eléctrica

Nuestra experiencia nos dice que es aconsejable marcar el sensor de desplazamiento con el fin de estandarizar la presión inicial que se ejerce contra el vientre muscular.

Información aportada por la TMG

Una vez cumplidos los criterios metodológicos descritos estamos en condiciones de realizar la evaluación. Con ella dispondremos de una información gráfica y numérica de la respuesta muscular estudiada. Los datos aportados, correspondientes a la máxima respuesta observada, permiten obtener un informe de valores correspondientes a cuatro intervalos que caracterizan los aspectos más relevantes de la respuesta mecánica muscular (Figura 5). El primer intervalo representa el tiempo que tarda el músculo en responder al estímulo y que, dependiendo de las características y las posibles patologías de las fibras musculares, oscila entre 20 y 60 ms. El segundo intervalo, sucede cuando la contracción se acelera rápidamente hasta alcanzar la máxima deformación. En ese momento, nos encontramos en el tercer intervalo, donde se produce una estabilización de la respuesta, para, finalmente, empezar, en el cuarto intervalo, un descenso de la misma (Valencic et al., 2001).

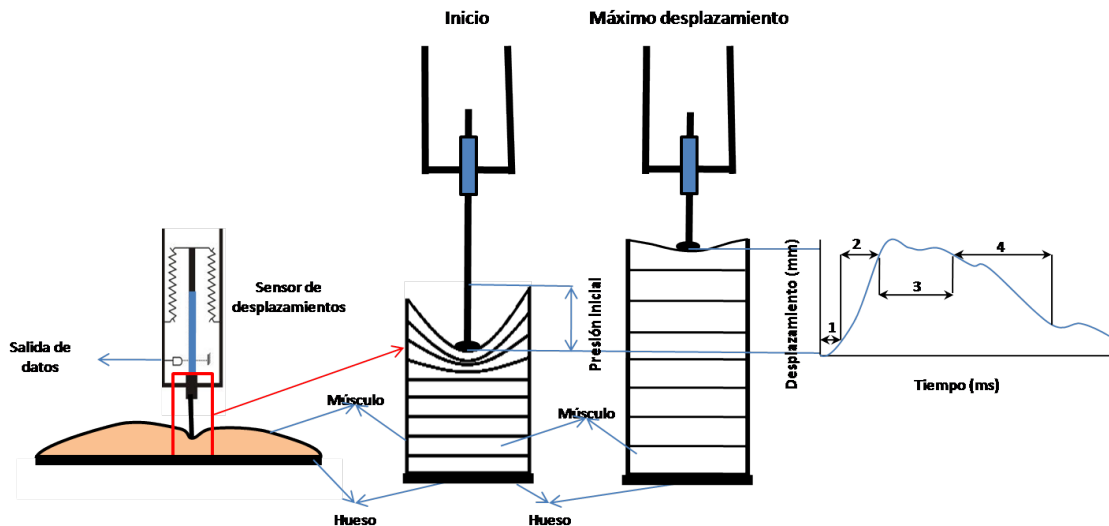


Figura 5: Gráfica de la respuesta muscular a un estímulo eléctrico obtenida mediante TM., Donde 1 representa el tiempo de reacción al estímulo, 2 representa el intervalo cuando la contracción se acelera rápidamente hasta alcanzar la máxima deformación, 3 estabilización de la respuesta y 4 un descenso de la misma.

Atendiendo a la evolución de la gráfica, se deducen los cinco parámetros que se utilizan en este tipo de evaluación y que dependen de la magnitud de los desplazamientos radiales de las fibras transversales musculares y del momento en que estos se producen (Valencic et al, 1997; Simunic, 2003). Los parámetros a los que hacemos referencia son (Figura 6): Deformación o desplazamiento máximo radial del vientre muscular (D_m), Tiempo de contracción (T_c), Tiempo de reacción (T_d), Tiempo que mantiene la contracción (T_s) y Tiempo de relajación (T_r).

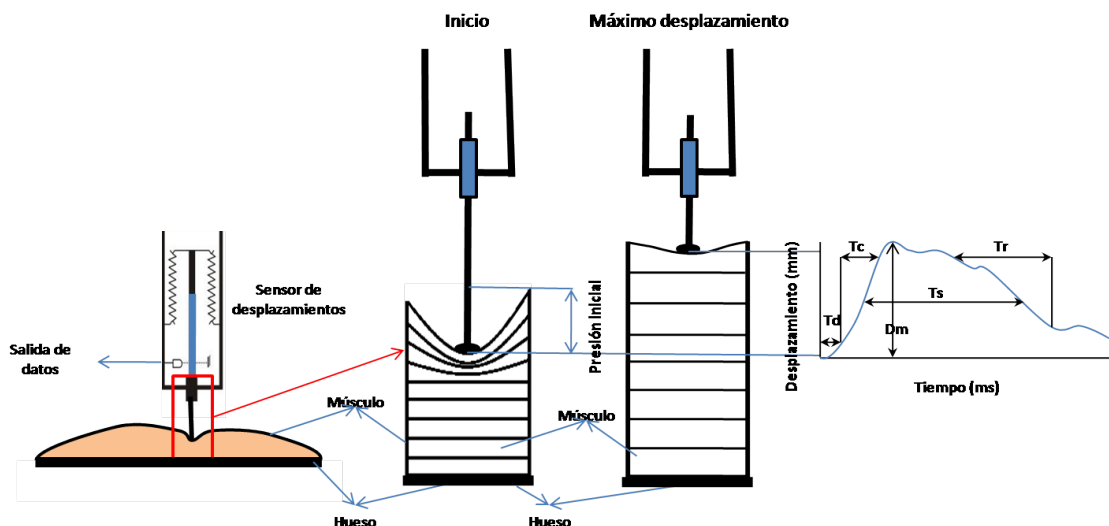


Figura 6: Gráfica de la respuesta muscular a un estímulo eléctrico obtenida mediante TMG. Donde D_m representa la deformación muscular máxima, T_d el tiempo de reacción al estímulo, T_c es el tiempo de contracción, T_s indica el tiempo de mantenimiento de la contracción y T_r que representa el tiempo de relajación.

- La Deformación máxima (D_m) viene dada por el desplazamiento radial del vientre muscular expresado en milímetros. Representa y evalúa el stiffness (rigidez) muscular, variando en

cada sujeto por cada grupo muscular en función de sus características morfofuncionales y de la forma en que esas estructuras han sido entrenadas. Valores bajos, respecto a los valores medios de los presentados en una población tipo, nos indican un elevado tono muscular y un exceso de rigidez en las estructuras del músculo. Mientras que, valores mayores, indican una falta de tono muscular o un grado elevado de fatiga (Valencic et al., 2001; Dahmane et al., 2001 y Krizaj et al., 2008).

- El *Tiempo de reacción (retardo o activación - Td)*, representa el tiempo que tarda la estructura muscular analizada en alcanzar el 10% del desplazamiento total observado, tras una estimulación. Como es lógico, su valor dependerá del tipo de fibra dominante en esa estructura, de su estado de fatiga y de su nivel de potenciación y activación (Dahmane et al., 2005).
- El *Tiempo de contracción (Tc)* se obtiene en esta metodología, determinando el tiempo que transcurre desde que finaliza el Tiempo de reacción (10% de Dm) hasta que alcanza el 90% de la deformación máxima.
- El *Tiempo de sustentación (Ts)*, representa, en este caso, el tiempo teórico que se mantiene la contracción. En la TMG se calcula determinando el tiempo que transcurre desde que la deformación inicial alcanza el 50% de su valor máximo, hasta que los valores de deformación, durante la relajación, vuelven a valores de un 50% de la deformación máxima.
- El *Tiempo de relajación (Tr)* aporta información sobre los niveles de fatiga, de forma que valores elevados de este parámetro, respecto a los normales para el sujeto evaluado, indican potenciales estados de fatiga.

Sobre la interpretación de los datos

Entendemos que no podemos terminar este trabajo sin recordar que es necesario tener en cuenta que la interpretación de los datos y la metodología a emplear en la evaluación responde a los criterios de individualidad (perfil individual del deportista) y especificidad (características de la modalidad deportiva). Respecto al concepto de individualidad, Krizaj et al. (2008) observaron que el grado de adaptación del sujeto al estímulo eléctrico determina los incrementos de los estímulos (impulsos eléctricos) a emplear en la evaluación, ya que aspectos como: el umbral de activación, la conductancia, el grosor de la piel, la hidratación muscular, la temperatura, etc., influyen, en cada sujeto, sobre la respuesta muscular. En este trabajo, se señala que su elevada sensibilidad impedía alcanzar altos niveles de estimulación impidiendo evaluar de forma correcta la respuesta muscular. Desde un punto metodológico, los autores recomiendan que, para evitar la fatiga muscular, los tiempos mínimos que deben transcurrir entre cada incremento de estímulo, deben ser superiores a los 10 segundos. En nuestro caso, hemos observado en algunos sujetos el fenómeno contrario, es decir, su elevada tolerancia al

dolor hacía que se pudiera llegar a elevados niveles de aplicación del estímulo sin que aparentemente se hubiera alcanzado su respuesta mecánica.

Conclusiones

La Tensiomiografía (TMG) se muestra como un método de evaluación del tono muscular, no invasivo, fiable y de fácil reproducibilidad que no requiere ningún esfuerzo por parte del sujeto al que se aplica. Se utiliza para evaluar la rigidez, las características mecánicas y la capacidad contráctil de los músculos superficiales mediante la medición del desplazamiento radial de las fibras transversales del vientre muscular, en función del tiempo en que se produce la contracción. Pese a la elevada reproducibilidad que muestra este método, es necesario seguir fielmente un protocolo previamente fijado para cada evaluación: colocación y presión inicial del sensor de desplazamiento; duración del estímulo, así como la separación en tiempo entre cada uno; angulación adecuada para cada articulación; incrementos de los estímulos eléctricos. Por último señalar que en la interpretación de los datos debe seguir los criterios de individualidad (perfil individual del deportista) y el de especificidad (características de la modalidad deportiva).

Bibliografía

- Burger H, Valencic V, Marincek C., Kogovsek N. (1996). Properties of musculus gluteus maximus in above-knee amputees. *Clin Biomech*; 11(1): 35–8.
- Dahmane, R.; Knez, N.; Valencic, V; Erzen, I. (2000). Tensiomyography, a non-invasive method reflecting the percentage of slow muscle fiber in human skeletal muscles. Book of Abstract: *Life Sciences 2000*, Gozd Martuljek, Slovenia, September 28th to October 1st, 2000, pp./str. 29.
- Dahmane, R.; Valencic, V.; Knez, N. and Erzen, I. (2001). Evaluation of the ability to make non-invasive estimation of muscle contractile properties on the basis of the muscle belly response. *Medical and Biological Engineering Computing*, 39: 51-55.
- Dahmane, R.; Djordjevic, S.; Simunic, B.; and Valencic, V. (2005). Spatial fiber type distribution in normal human muscle Histochemical and tensiomyographical evaluation. *Journal of Biomechanics*, 38: 2451-2459.
- Djordjevic, S.; Valencic, V.; Knez, N.; Dahmane, R.; Jurcic-Zlobec, B.; Bednarik, J. Simunic, B.; Kersevan, K. y Godina, N. (2000). Contractile properties of skeletal muscles of two groups of sportsmen-sprinters and cyclist measured by Tensiomyography. *2000 Pre-Olympic Congress*, Brisbane, Australia, Abstract 220.
- Grabljevec K, Simunic B, Kersevan K, Krizaj D, Kosorok V, Gregoric M. (2004) Detection of contractile properties of chronically spastic muscles in subjects after traumatic brain injury with tensiomyography (TMG) method. *Rehabilitation sciences in the new millenium challenge for multidisciplinary research: collection of works presented at the 8th congress of European federation for research in rehabilitation*, Ljubljana, Slovenia; 2004. p. 139–43.
- Kersevan K, Valencic V, Djordjevc S, Simunic B. (2002). The muscle adaptation as a result of pathological changes or specific training procedures. *Cellular Mol Biol Lett*; 7(2):367–9.
- Knez, N, Valencic, V. (2000). Proceedings of the ninth Electrocehnical and Computer Science Conference ERK 2000, 21. - 23. September 2000, Portorož, Slovenia. Ljubljana : IEEE Region 8, Slovenian section IEEE, Vol. B, pp. 301-304.
- Krizaj, D.; Simunic, B.; Zagar, T. (2008). Short-term repeatability of parameters extracted from radial displacement of muscle belly. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18: 645-651.
- Praprotnik, U., Valencic, V., Coh, M., Djordjević, S., Knez, N., Simunic, B., Krenker, A., Kersevan, K. (2000). Proceedings of the ninth Electrocehnical and Computer Science Conference ERK 2000, 21. - 23. September 2000, Portorož, Slovenia. Ljubljana : IEEE Region 8, Slovenian section IEEE, Vol. B, pp. 313-316.
- Rodríguez-Matoso, D.; Quiroga, M.E; da Silva-Grigoletto, M.; Bautista, P.; Sarmiento, S. y García-Manso, J.M. (2009). Evaluación de la reproducibilidad de la TMG. 17-19 de mayo de 2009. Murcia.

- Simunic, B. (2003). Model of longitudinal contractions and transverse deformations in skeletal muscles. Doctoral Thesis. Ljubljana.
- Simunic, B.; Rozman, S.; Pisot, R. (2005): Detecting the velocity of the muscle contraction. III International Symposium of New Technologies in Sport, Sarajevo.
- Valencic, V. (1990). Direct measurement of the skeletal muscle tonus. *Advances in External Control of Human Extremities*, 10: 575-584.
- Valencic, V. and Knez, N. (1997). Measuring of skeletal muscles dynamic properties. *Artific Org.* 21: 240-242.
- Valencic, V.; Djordjevic, S.; Knez, N.; Dahmane, R.; Coh, M; Jurcic-Zlobec, B.; Praprotnik, U.; Simunic, B.; Kersevan, K.; Bednarik, J. y Gomina, N. (2000). Contractile properties of skeletal muscles detection by tensiomiographic measurement method. *2000 Pre-Olympic Congress*, Brisbane, Australia, Abstract 507.
- Valencic, V.; Knez, N.; Simunic, B. (2001). Tenziomiography: Detection of skeletal muscle response by Means of radial muscle belly displacement. *Biomedical Engineering*, 1: 1-10.