

UNIVERSIDAD DE CHILE
FACULTAD DE MEDICINA
ESCUELA DE KINESIOLOGÍA

Indices de Fatiga muscular local en hombres y mujeres, determinados a través de Electromiografía de superficie, en Extensores de Rodilla

Tesis entregada a la Facultad de Medicina de la UNIVERSIDAD DE CHILE en cumplimiento parcial
de los requisitos para optar al grado de: **LICENCIADO EN KINESIOLOGIA**

Autoras:

Natalia Huerta Z.

Rosario Pino E.

Directores de Tesis: Dr. Carlos Infante C. Kigo. Rodrigo Guzmán V.

2003

Informe de aprobación de Tesis de Licenciatura .	1
Agradecimientos .	3
Resumen .	5
Abstract . .	7
Abreviaturas .	9
INTRODUCCION .	11
Anatomía de los músculos vasto medial y vasto lateral . .	12
MUSCULO CUADRICEPS .	12
ANATOMIA DEL VASTO MEDIAL . .	12
ANATOMIA DEL VASTO LATERAL .	13
Histología de vastos medial oblicuo y lateral .	13
TIPOS DE FIBRAS MUSCULARES . .	13
VASTO LATERAL . .	13
VASTO MEDIAL .	14
Origen de la actividad mioeléctrica . .	14
Fuerza Muscular .	14
Fatiga .	15
La fatiga física general .	15
Fatiga muscular local .	15
Evaluación de la fatiga .	15
Electromiografía de Superficie .	16
DEFINICION DEL PROBLEMA . .	19
OBJETIVO GENERAL . .	21
OBJETIVOS ESPECÍFICOS .	23
HIPOTESIS .	25
VARIABLES . .	27
VARIABLES DESCONCERTANTES . .	27

MATERIAL Y METODO . .	29
Proceso de obtención de datos: Sujetos .	29
Criterios de Inclusión .	29
Criterios de Exclusión . .	30
Diseño de Investigación . .	30
Procedimiento . .	30
EVALUACION DE LA FUERZA .	30
REGISTRO DE LAS SEÑALES EMG . .	31
EVALUACION DE LA FATIGA . .	31
PROCESAMIENTO DE LAS SEÑALES ELECTROMIOGRAFICAS . .	31
DETERMINACIÓN DEL INDICE DE FATIGA MUSCULAR BASADO EN LA FRECUENCIA DE LA SEÑAL EMG . .	32
Resultados y Análisis estadístico . .	33
Conclusión .	37
Discusión y Proyecciones . .	39
Bibliografía .	41
Anexo A . .	45
Anexo B . .	47
Anexo C . .	49
Anexo D . .	51
Anexo E . .	53
Anexo F .	55
Anexo G . .	57
Anexo H . .	59
Anexo I . .	61
Anexo J .	63
Anexo K . .	65
Anexo L .	67
Anexo M . .	69

Informe de aprobación de Tesis de Licenciatura

Se informa a la Escuela de Kinesiología de la Facultad de Medicina que la Tesis de Licenciatura presentada por las candidatas:

Natalia Huerta Zurita

Rosario Pino Emhart

Ha sido aprobada por la Comisión Informante de Tesis para optar al grado de Licenciado en Kinesiología en examen de defensa de Tesis de fecha

Directores de Tesis: Dr. Carlos Infante Calvo

Klgo. Rodrigo Guzmán Venegas

Comisión Informante de Tesis:

Nombre

Firma

.....

.....

.....

Agradecimientos

- Al Doctor Carlos Infante, por permitirnos desarrollar esta investigación y brindarnos los medios necesarios para realizarla.
- Al Kinesiólogo Rodrigo Guzmán, por sus sabias palabras y apoyo en todo momento.
- A nuestros amigos, compañeros y hermanos, por la buena voluntad para participar en el estudio.
- A todas las personas que trabajan en el laboratorio de fisiología del Centro de Alto Rendimiento.
- A Anita Montoya, quien fue de gran ayuda en el análisis estadístico.

Quisiera agradecer a Dios, por darme la posibilidad de estar en esta carrera y estudiar lo que a mí me gusta. También a mi familia, por la inmensa paciencia y apoyo que me dieron. A Javier, por su cariño y comprensión en cada momento. ¡Muchas gracias a todas mis amigas, por animarme a seguir adelante y en especial a ti Nati!

Rosario Pino E.

Gracias a todos quienes me apoyaron durante este tiempo. A Boris, por su entrega y cariño constante. A Gaspar, por ser mi más fiel amigo. Gracias a mi familia y amigas, por soportarme. A Tallo, por hacerlo todo más agradable.

Natalia Huerta Z.

Resumen

El propósito de este estudio fue determinar los índices de fatiga muscular local de extensores de rodilla (VMO y VL), en hombres y mujeres, mediante una medición con EMGs. La muestra consistió en 40 sujetos (20 mujeres y 20 hombres), todos sanos, voluntarios y sin patología de rodilla previa. Para evaluar la resistencia a la fatiga, se realizó una contracción voluntaria, isométrica, fatigante y submáxima del 60% de la CVM, mientras se hacía un registro de la actividad mioeléctrica, con electrodos de superficie localizados en los músculos vastos lateral y medial de la extremidad inferior seleccionada.

Para determinar los cambios en la frecuencia de la señal electromiográfica de ambos músculos en el tiempo, se analizaron los treinta primeros segundos de cada señal, de los cuales se obtuvo el espectro de frecuencia para luego aplicarle la transformada rápida de Fourier. A partir de cada espectro se calculó la frecuencia mediana. A continuación, estos datos fueron sometidos a un análisis de regresión lineal obteniendo la frecuencia mediana inicial, para posteriormente ser normalizados y así obtener el índice de fatiga muscular local de estos músculos, correspondiente a la MF Slope.

Para analizar los datos se utilizó un programa de análisis estadístico llamado Microcal Origin 5.0. La estadística utilizada para analizar los resultados y atribuirle significancia fue la prueba de T- de Student para dos poblaciones independientes.

Los resultados obtenidos indican que no hubo diferencias estadísticamente significativas, con un nivel de significancia de 0.05, en los índices de fatiga muscular local de extensores de rodilla, entre hombres y mujeres. Por lo tanto, según la investigación realizada, se concluye que es posible que los factores anatómo-estructurales de la rodilla, no tengan una influencia en la resistencia a la fatiga muscular local de los músculos VMO y VL.

Abstract

The purpose of this study was determine the local muscle fatigue indicators of knee extensors (VMO y VL), both for women and men, using EMGs measurements. The sample had forty subjects (20 female and 20 male) all of them healthy; they were volunteers and without any knee pathology. The study consisted of voluntary, isometric, fatigate and at 60% of the average of three maximal voluntary contractions in order to evaluate resistance to fatigue. The study was made while a record was done of the myoelectric activity surface electrodes located on VL and VMO muscles.

The thirty first seconds of each signals were analized in order to determine the changes of EMGs signal frequency of both muscles as time passed. The frequency spectrum was obtained and then Fast Fourier Transform (FFT) was applied. The median frequency was computed from each spectrum. Afterwards, these data were analized with a linnear regression obtaining initial median frequency. Thereafter, they were normalized to obtain the local muscle fatigue indicators of these muscles, corresponding to the MF Slope.

The Microcal Origin 5.0 program was used to statistically analized the data. The statistics used to study the results and to get significance was the student T- test for two independent populations.

The obtained results show there were no statistically significant differences, with a significance level of 0.05 between local muscle fatigue indicators of knee extensors of males and females. Therefore, according to these research, it is possible to conclude the knee anatomo-structurals factors do not have an influence on the local muscle fatigue resistance of the VMO and VL muscles.

Abreviaturas

cms: centímetros

CVM: Contracción Voluntaria Máxima

EMGs: Electromiografía de Superficie

FFT: Transformada Rápida de Fourier

Hz: Hertz

MF: Frecuencia Mediana

N: Newton

VMO: Vasto Medial Oblicuo

VL: Vasto Lateral

INTRODUCCION

La fatiga muscular puede ser definida como la caída en la máxima capacidad de generación de fuerza en un músculo (Kent-Braun, 2002). Son muchos los factores que influyen en la fatiga; uno de ellos es el género. En un intento por aproximarse a evaluaciones cuantitativas que nos ayuden a aclarar cada día más estos factores, se hace necesario acercarse a herramientas de evaluación que nos otorguen datos precisos y confiables desde un punto de vista científico y que además cumplan con los requisitos de establecer datos y experiencias que metodológicamente puedan ser reproducidos por otros interesados.

Entre la gran variedad de herramientas de evaluación, se encuentra la evaluación muscular por medio de la electromiografía, que es el estudio de la actividad eléctrica muscular. Dentro de esta técnica existen dos grandes vertientes; la electromiografía invasiva o de aguja y la electromiografía no invasiva o de superficie (EMGs). A través de la electromiografía de superficie se construye el electromiograma que se define como: la suma espacial y temporal de los potenciales de acción que se generan durante la contracción muscular (De Luca, 1997). Esta técnica ofrece múltiples usos como lo es en enfermedades neuromusculares, miofeedback y en la obtención de fatiga muscular, entre otros. Es por eso, que para esta investigación utilizaremos la EMGs como una forma objetiva de evaluar la fatiga muscular local de extensores de rodilla (músculos VMO y VL) y poder describir si existe diferencia de estos índices, entre hombres y mujeres.

Anatomía de los músculos vasto medial y vasto lateral

MUSCULO CUADRICEPS

El músculo cuádriceps femoral, formado por cuatro cabezas, forma la prominencia principal de los músculos anteriores del muslo y constituye de manera colectiva el músculo mayor y uno de los más poderosos del organismo. Cubre casi toda la cara anterior y los lados del fémur y consta de cuatro partes:

- Recto femoral
- Vasto lateral
- Vasto intermedio
- Vasto medial.

El cuádriceps es un extensor potente de la pierna; sus cuatro partes se reúnen creando una inserción tendinosa en la tibia.

Los tres músculos vastos apenas se pueden separar entre sí. Los tendones de las cuatro porciones del cuádriceps se unen en la parte distal del muslo para originar un tendón cuádriceps único, robusto y ancho. Este tendón se inserta en la base de la rótula y en la tuberosidad de la tibia a través del ligamento rotuliano.

ANATOMIA DEL VASTO MEDIAL

El vasto medial es una lámina muscular ancha y gruesa, situada medialmente al vasto intermedio, en la cara medial del fémur. Se divide en dos porciones, el vasto medial longitudinal (VML) y el vasto medial oblicuo (VMO). El VML nace en el lado medial de la línea áspera y en la rama medial de la trifurcación superior de dicha línea. La inserción se extiende superiormente hasta la extremidad inferior de la línea intertrocanterea y termina inferiormente en la bifurcación de la línea áspera. Las fibras de esta larga cabeza se dirigen verticalmente, desviándose en promedio 15-18° medialmente del eje longitudinal del fémur. Este músculo es puramente extensor de rodilla. En cambio, el VMO se origina principalmente del tendón aductor. Las fibras de esta corta cabeza son más horizontales, desviándose en promedio 50-55° del eje femoral longitudinal. Este músculo tiene un rol importante en mantener la patela centrada para poder deslizarse sobre los cóndilos, y así prevenir el desplazamiento lateral de ésta, además es un potente estabilizador de rodilla. Ambos fascículos musculares se dirigen inferoanteriormente y contornean la cara medial del fémur, el cual cubren. Terminan en ambas caras de una lámina tendinosa que contribuye a formar el tendón de terminación del cuádriceps femoral.

ANATOMIA DEL VASTO LATERAL

El músculo vasto lateral (externo) está situado lateralmente al vasto intermedio. El vasto lateral nace de una ancha línea de inserción, rugosa y continua, formada de superior a inferior: a) por la cresta rugosa que limita medial e inferiormente la cara anterior del trocánter mayor; b) por la cresta que limita inferiormente la cara lateral del trocánter mayor; c) por el labio lateral de la tuberosidad glútea; y d) por la mitad superior del labio y de la vertiente laterales de la línea áspera (Poirier) o, según la mayoría de los autores clásicos, por toda la altura del labio y de la vertiente lateral de la línea áspera. Esta inserción se realiza por medio de una lámina tendinosa gruesa. Las fibras musculares nacen de la cara profunda de dicha lámina, así como de una estrecha superficie ósea perteneciente a la parte más elevada, yuxtatrocantérea, de las caras anterior y lateral del fémur. Las fibras musculares se dirigen inferiormente, las superiores casi verticalmente y las demás siguen una dirección tanto más oblicua cuanto más inferiores son. El cuerpo muscular que forman cubre en gran parte el vasto intermedio y termina en una aponeurosis tendinosa de inserción que aparece en la cara profunda del músculo. Esta aponeurosis se estrecha gradualmente y se convierte en uno de los elementos del tendón terminal del cuadriceps femoral (Moore, 1998; Rouvière, 1999).

Histología de vastos medial oblicuo y lateral

TIPOS DE FIBRAS MUSCULARES

Las fibras musculares se clasifican según el tiempo que tardan en llegar a su tensión peak, lo cual se relaciona con el tiempo de relajación, por lo que se pueden identificar dos tipos de fibras:

- Tipo I o fibras lentas, aquellas que tardan en llegar a la tensión peak, son rojas por su alto contenido de mitocondrias y mioglobina, resistentes a la fatiga, utilizan preferentemente un metabolismo aeróbico y son de pequeño diámetro.
- Tipo II o fibras rápidas, aquellas que alcanzan más rápido la tensión peak, son blancas, se fatigan rápidamente, utilizan principalmente un metabolismo anaeróbico y tienen mayor diámetro (Wim H., 1991; Chicharro, 2001).

VASTO LATERAL

La composición de fibras del músculo vasto lateral es similar para hombres y mujeres. Sin embargo, en mujeres existe un leve predominio de fibras tipo I (51%) y en hombres existe mayor cantidad de fibras tipo II (54%) (Pincivero, 2001; Simoneau, 1989).

VASTO MEDIAL

El tipo de fibras que componen el vasto medial, se distribuyen de diferente manera en sus dos fascículos musculares. En el vasto medial longitudinal (VML), la parte más proximal del músculo, predominan las fibras tipo I (60%). En el vasto medial oblicuo (VMO), la parte distal del vasto medial, predominan las fibras tipo II (53%) (Travnik, 1995). Sin embargo, la composición de fibras en promedio es similar para hombres y mujeres con un predominio de fibras tipo II (53%) (Travnik, 1995).

Origen de la actividad mioeléctrica

La unidad motora consiste en la motoneurona \square y las fibras musculares a las cuales inerva. La unión entre la neurona y la fibra muscular recibe el nombre de placa motora. Cuando un impulso nervioso llega a la placa terminal motora se libera acetilcolina y la membrana de las fibras musculares se despolariza localmente. Esto evoca un potencial de acción que se propaga a lo largo de la fibra muscular. Posteriormente se produce la liberación de calcio del retículo sarcoplásmico que difunde hacia los miofilamentos para luego unirse a la troponina C. Se produce el movimiento de la tropomiosina exponiendo los sitios de unión a miosina, ocurre la contracción (Guyton, 1992).

Fuerza Muscular

La fuerza muscular consiste en la capacidad de realizar una tensión en el músculo sobre una resistencia en un momento concreto.

La fuerza muscular está determinada por el tipo de fibras que posee un músculo. Según la predominancia de fibras tipo I o tipo II, es la fuerza que el músculo es capaz de ejercer, llegando a ser las fibras tipo II cinco veces más fuertes que las de tipo I (Wim, 1991).

La tensión máxima que cualquier fibra muscular puede desarrollar depende de su longitud relativa en el momento de la contracción. Un estiramiento más allá de la longitud de reposo disminuye la distancia de superposición entre los filamentos de actina y miosina. Cuanto más se separan, menos puentes son posibles entre ambos tipos de filamentos. Lo mismo sucede cuando un músculo se acorta, aunque la variación de la distancia actina- miosina no es tan evidente.

Algunos hallazgos obtenidos de estudios electromiográficos, muestran que al hacer una contracción isométrica voluntaria de un músculo, la actividad eléctrica mantiene una relación lineal con la fuerza que se está ejerciendo. Muestran también que a velocidad constante de acortamiento o estiramiento, la actividad eléctrica en el músculo es

directamente proporcional a la fuerza. Un tercer hallazgo es que al haber una fuerza constante, la actividad eléctrica aumenta linealmente con la velocidad de acortamiento, pero disminuye cuando el músculo se elonga (Milner-Brown; 1986).

Fatiga

La fatiga física general

Se define la fatiga física como un estado de homeostasis perturbada debido al trabajo y al medio ambiente. Esto suele dar lugar a síntomas subjetivos y objetivos (Astrand, 1995).

Fatiga muscular local

La fatiga muscular local, puede ser definida como la incapacidad del músculo para mantener un grado de tensión constante en el tiempo (Kranz, 1985). Las características musculares intrínsecas que le confieren mayor o menor resistencia a la fatiga son el tipo y tamaño de sus fibras, su densidad capilar, la actividad de sus enzimas y el metabolismo asociado a esta última (Wim, 1991). Los músculos que tienen un predominio de fibras tipo I (de contracción lenta) durante una contracción isométrica, pueden mantener un mismo nivel de tensión, pero son capaces de hacerlo por más tiempo, en comparación con aquellos que tienen un predominio de fibras rápidas (Wim, 1991). Por otro lado, la cantidad de energía utilizado por el “*músculo lento*” es mucho más baja, esto le confiere a éste tipo de músculos la ventaja de poder mantener por más tiempo un nivel determinado de tensión, porque por su bajo requerimiento energético se produce una menor acumulación de desechos metabólicos inhibitorios, que serían los responsables del proceso de fatiga muscular.

Evaluación de la fatiga

Clásicamente los métodos para evaluar fatiga muscular local, se han basado en la caída de los registros de torque o en los tiempos de resistencia en una tarea determinada. Sin embargo, estos dos parámetros no son más que expresiones tardías en el proceso de instauración de la fatiga y fuertemente influenciados por componentes motivacionales (De Luca, 1997). El avance explosivo de la instrumentación y electrónica en los diez últimos años ha permitido un gran avance en la técnica de EMGs (Silvestre, 2002), la cual ha demostrado ser el mejor método de evaluación de la fatiga muscular local, debido a que registra fenómenos electrofisiológicos acontecidos en la fibra muscular como consecuencia del proceso de fatiga, sobre los cuales no habría ninguna influencia de factores motivacionales (De Luca, 1997).

Electromiografía de Superficie

La Electromiografía (EMG), permite construir el Electromiograma - que es la suma espacial y temporal de los potenciales de acción durante la contracción muscular- (Kranz, 1985; De Luca, 1997). Este nos ofrece fácil acceso a la fisiología o la fisiopatología del sistema neuromuscular (De Luca, 1997), permitiéndonos estudiar con una herramienta objetiva y precisa el comportamiento mioeléctrico muscular. Dentro de la técnica EMG, se encuentra la electromiografía de superficie (EMGs), con la cual se estudia la actividad mioeléctrica en forma *no invasiva*, mediante la grabación de las diferencias de potencial expresadas en la superficie de la piel sobre un músculo, como resultado de la actividad eléctrica generada en éste a raíz de su despolarización.

Los cambios fisiológicos y bioquímicos que ocurren en el músculo durante una contracción mantenida en el tiempo, conllevan a un cambio en el electromiograma. Se ha observado que hay cambios en la amplitud y frecuencia de la señal EMG en función del tiempo. Estos cambios en la señal EMG son:

a) Disminución de la frecuencia de los PAUM (potenciales de acción de las unidades motoras) (Lindström, 1977; Moritani, 1986; Lloyd, 1971; Hägg, 1992).

b) Un aumento en la amplitud de la señal EMG, durante una contracción sobre el 30% de la contracción voluntaria máxima (CVM) y bajo el 80% de ésta (De Luca, 1997; Lindström, 1977; Moritani, 1986; Lloyd, 1971).

Algunos de los posibles eventos que se producen en el músculo, durante una contracción mantenida y que se expresan en los cambios en el electromiograma serían los siguientes:

(1) La acumulación de H⁺ que produciría una falla en el acoplamiento excitación - contracción, compitiendo estos protones con el Calcio liberado del retículo sarcoplasmático por el sitio activo de la Troponina C (Fitts, 1994; Westerblad, 1991).

(2) Se produciría una falla en la bomba sodio - potasio para mantener el equilibrio iónico, por un aumento del sodio intracelular.

(3) La disminución del pH que provoca un deterioro en los niveles de fosforilasas y fosfofructoquinasas, disminuyendo la producción glicolítica del ATP.

(4) El gran flujo de potasio a través de la membrana celular puede conducir a un deterioro de la excitación del sarcolema y del sistema tubular T.

(5) El aumento del K⁺ extracelular produciría una despolarización de la membrana celular, lo que inactivaría los canales de Sodio, disminuyendo de esta forma la amplitud de los potenciales de acción (Fitts, 1994).

(6) La disminución del riego sanguíneo por la compresión de los vasos intramusculares, producto de la contracción muscular mantenida (Mortimer, 1970).

Gracias a su desarrollo tecnológico y a su alta sensibilidad, la EMGs ha sido

ampliamente utilizada como una herramienta de evaluación de la *fatiga muscular local* (De Luca, 1997, Lindström, 1977; Moritani, 1986; Lloyd, 1971; Hägg, 1992; Umezu, 1998; Krivickas, 1996; Casale, 1994).

El estudio del fenómeno de fatiga a través de la EMGs, es utilizado para describir el comportamiento de la señal EMG en el tiempo, para así constatar en forma objetiva los cambios electrofisiológicos que ocurren en el músculo durante una contracción mantenida. La valoración de parámetros tales como el cambio en la Frecuencia y en la Amplitud de la señal EMG, han sido ampliamente utilizados como *índices de la fatiga muscular local* (De Luca, 1997, Lindström, 1977; Moritani, 1986; Lloyd, 1971; Hägg, 1992; Umezu, 1998; Krivickas, 1996; Casale, 1994).

Durante una contracción muscular mantenida fatigante, se observa una caída en la frecuencia en función del tiempo (De Luca, 1997; Lindström, 1977; Moritani, 1986; Lloyd, 1971; Hägg, 1992; Umezu, 1998) (*Anexo A, figura 1*). El desplazamiento hacia las bajas frecuencias de la señal EMG estaría dado principalmente por la disminución de la velocidad de conducción de la fibra muscular, por la caída del pH muscular (Kranz, 1985; De Luca, 1997).

Otro parámetro utilizado como *índice de fatiga* ha sido el aumento de la amplitud de la señal EMG (De Luca, 1997; Umezu, 1998; Krivickas, 1996; Casale, 1994). Sin embargo, este aumento de amplitud sólo es observado en aquellas contracciones realizadas sobre un 30% de la CVM y bajo el 80% de ésta (De Luca, 1997; Moritani, 1986). En las contracciones ejecutadas cerca del 100% de la CVM se observa una caída en la amplitud de la señal EMG, esto estaría explicado porque a un alto nivel de tensión se gatillaría el reflejo inhibitorio que tendría su origen en el órgano tendinoso de Golgi (Moritani, 1986). El aumento en la amplitud de la señal EMG en contracciones submáximas se debería a un mecanismo neurofisiológico, en el cual, a medida que en el sistema neuromuscular al intentar mantener un grado de tensión muscular en contra de una carga en el tiempo, este debe reclutar nuevas unidades motoras para mantener el grado de tensión exigido, ya que se produce una falla en la generación de tensión de algunas unidades motoras, esto se expresa como una mayor diferencia de potencial en la piel, sobre el músculo, por lo cual aumenta la amplitud de la señal EMG (De Luca, 1997).

Mediante el cálculo de la frecuencia mediana (MF), podemos determinar en forma objetiva y precisa el grado de fatigabilidad muscular local en relación con el tiempo. Es importante destacar que la evaluación electromiográfica de la fatiga muscular local, permite minimizar la influencia de los componentes motivacionales y emocionales, involucrados en la ejecución de pruebas fatigantes. Esta afirmación se basa en el hecho que los cambios registrados en la señal EMG, sobretodo los referentes a su frecuencia, son productos de cambios bioquímicos y/o metabólicos acontecidos en el propio músculo, en los cuales los factores emocionales no tendrían ninguna influencia (De Luca, 1997). Sin embargo, los cambios en la amplitud de la señal EMG pueden ser influenciados por factores tales como: El porcentaje de CVM a que se ejecute la prueba (Moritani, 1986); estrategias individuales de reclutamiento de unidades motoras y habilidad del sujeto para ejecutar las pruebas (De Luca, 1997), es por esto, que en nuestra investigación hemos decidido no utilizar este parámetro.

La aplicación de la EMGs en la evaluación de la fatigabilidad de los músculos extensores de rodilla ha sido ampliamente reportada (Milner-Brown, 1986; Onishi, 1999; Masuda, 1999). Sin embargo, no existen trabajos publicados en Chile, que hayan descrito la evaluación de la fatigabilidad muscular en extensores de rodilla, entre hombres y mujeres, por medio de la EMGs. Debido a esto, es que decidimos realizar este estudio descriptivo y de referencia en población sana para estudios posteriores, que además será uno de los pioneros en realizarse en Chile y que dará a conocer datos estadísticos y fidedignos de una muestra de nuestra población, datos que hasta hoy son obtenidos de material bibliográfico extranjero no reflejando las características de nuestra sociedad.

DEFINICION DEL PROBLEMA

¿Existen diferencias significativas en la resistencia a la fatiga muscular local, de los extensores de rodilla, entre hombres y mujeres, evaluados a través de los parámetros electromiográficos de superficie?

OBJETIVO GENERAL

Señalar la diferencia que existe en la resistencia a la fatiga muscular local de los extensores de rodilla, a través de EMGs, en dos grupos de sujetos, hombres y mujeres sanos, entre 18 y 25 años.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

1. Adquirir la señal electromiográfica de los extensores de rodilla durante una contracción fatigante del 60% CVM.
2. Determinar los índices de fatiga muscular local de los extensores de rodilla en hombres y mujeres.
3. Determinar la diferencia entre los índices de fatiga muscular local de ambos grupos.

HIPOTESIS

- Existe diferencia en la resistencia a la fatiga muscular local evaluada a través de la EMGs, entre hombres y mujeres sanos, entre 18 y 25 años.
- Las mujeres son más resistentes a la fatiga muscular local de extensores de rodilla que los hombres, evaluada a través de EMGs.

VARIABLES

1. Resistencia a la fatiga

- Cuantitativa, Continua y Ordinal
- Definición conceptual: La resistencia a la fatiga muscular local es la capacidad del músculo para mantener un grado de tensión constante en el tiempo (Kranz, 1985).
- Definición operacional: Valor obtenido a través del procesamiento de la señal electromiográfica.

2. Género:

- Cualitativa y atributiva.

VARIABLES DESCONCERTANTES

- | | |
|---|----|
| Alta relación ruido/señal. | 1. |
| Incapacidad del sujeto de realizar la prueba. | 2. |

MATERIAL Y METODO

Proceso de obtención de datos: Sujetos

La población en estudio fue de 40 sujetos sanos, estudiantes universitarios entre 18 y 25 años de edad, 20 hombres (promedio de 22.6 años, DS: 1.9; promedio de talla de 174.3 cm, DS:1.7 y en el peso un promedio de 72.2 kg, DS:5.4) y 20 mujeres; (con un promedio de edad de 21.5 años, DS:1.8; promedio de talla de 161.7, DS:5.3 y en el peso un promedio de 58.8 kg, DS: 7.9)(*Anexo B, Tabla 3*), que asistieron al laboratorio de Fisiología del Centro de Alto Rendimiento (CAR), previo consentimiento, entre los meses de Agosto, Septiembre y Octubre del año 2003.

Criterios de Inclusión

- Individuos sanos.
- Sedentarios; es decir, sujetos que no realizan actividades físicas más de dos veces por semana.
- Voluntarios para participar en este estudio.
- Individuos de ambos géneros.

Criterios de Exclusión

- Sujetos con patología previa de rodilla o de muslo.
- Sujetos que no quieran participar en el estudio.

Diseño de Investigación

Nuestra investigación es observacional y transversal; porque no modificamos las variables, y se realizó en un mismo momento, durante un período de tiempo determinado.

También es un estudio de tipo descriptivo, ya que medimos de manera independiente las variables e indicamos cómo se relacionan estas variables entre sí.

Otra característica del diseño de ésta investigación es que es no experimental, ya que no variamos intencionalmente las variables.

La hipótesis de investigación que se planteó anteriormente, es del tipo “descriptiva”, ya que nuestro estudio es de tipo descriptivo (Hernández, 1991).

Procedimiento

EVALUACION DE LA FUERZA

Para evaluar la fuerza los sujetos realizaron una contracción isométrica voluntaria máxima de extensores de rodilla de la extremidad seleccionada aleatoriamente, a 60° de flexión, que ha demostrado ser la posición de máxima generación de fuerza isométrica de extensión de rodilla (Pincivero, 2001; Thortensson, 1976). Esta evaluación se realizó en una máquina de cuadriceps Cybex (*Anexo C, figura 2*), la cual fue implementada con una célula de carga (muscle lab) (*Anexo D*). El sujeto realizó el esfuerzo de los extensores de rodilla en contra de la célula de carga, por lo que el registro de la célula de carga fue considerado como la fuerza generada por los extensores de rodilla.

Previo a realizar la prueba, el sujeto realizó un calentamiento previo en bicicleta de 5 minutos de duración (Pincivero, 2000) (*Anexo E, figura 3*). Luego, realizó 3 repeticiones de fuerza máxima, cada una de 5 segundos de duración, con dos minutos de reposo entre cada una (Lloyd, 1971; Onishi, 1997; Pincivero, 2001). La CVM es definida como el promedio de los tres registros captados por la célula de carga.

REGISTRO DE LAS SEÑALES EMG

Se registró la actividad mioeléctrica del músculo cuádriceps, específicamente del vasto lateral y medial oblicuo, a través de electrodos de superficie pregelizados de cloruro de plata – plata, con un diámetro de 10 mm y una distancia interelectrodos de 10 mm. La piel sobre los lugares de registro fue preparada, para reducir su impedancia eléctrica, a través de la eliminación de suciedad, células muertas y aceites naturales ubicados en ésta. La piel será primero lavada con un jabón de glicerina neutro. Luego fue rasurada en forma prolija para luego ser nuevamente lavada con el mismo jabón. Finalmente la piel fue limpiada con alcohol al 96%. Este procedimiento disminuye la impedancia eléctrica de la piel, la cual debe ser menor a 5 k Ω (De Luca, 1997).

Los electrodos para el VMO, se ubicaron en el vientre muscular aproximadamente 4 cm hacia superior y 3 cm hacia medial desde el borde superomedial de la rótula y orientados 55° con respecto a la vertical. Los electrodos para el VL se ubicaron 10 cm hacia superior y 6-8 cm hacia lateral desde el borde superior de la rótula y orientados en 15° con respecto a la vertical. Los electrodos a tierra se localizaron en el borde medial del tercio superior de la tibia (Cowan, 2001)(*Anexo E, figura 4*).

Las señales EMG fueron amplificadas con preamplificadores diferenciales simples de 8 kiloganancia y un CMRR de 10dB.

Luego las señales fueron amplificadas y digitalizadas con el equipo Delta 1010 de M-audio, con una frecuencia de muestreo de 6000 Hz. Las señales también fueron filtradas con filtros digitales con un ancho de banda de 20-450 Hz. Las señales EMG fueron almacenadas como archivos ASCII, para su posterior análisis.

EVALUACION DE LA FATIGA

Se evaluó la actividad electromiográfica de los músculos vasto medial oblicuo y vasto lateral, de la extremidad seleccionada en forma simultánea, durante la ejecución de una contracción isométrica submáxima mantenida al 60% de la CVM, a 60° de flexión de rodilla (Pincivero, 2001;Thortensson, 1976) en contra de la célula de carga en la máquina de cuádriceps.

La prueba finalizó cuando el sujeto fue incapaz de mantener la contracción al 60% de la CVM.

Para el control del nivel de porcentaje de la CVM el sujeto recibió un feedback visual del registro de la célula de carga, mediante la pantalla del computador (*Anexo F, figura 5*).

PROCESAMIENTO DE LAS SEÑALES ELECTROMIOGRAFICAS

Para evaluar el grado de fatiga de los músculos vastos lateral y medial oblicuo, se determinó un índice de fatiga muscular local, que se basó en los cambios de la frecuencia de la señal electromiográfica. Para esto se usó un software de análisis de datos (Igorpro,

Wavemetrics). (De Luca, 1997; Umezu, 1998; Krivickas, 1996; Casale, 1994).

DETERMINACIÓN DEL INDICE DE FATIGA MUSCULAR BASADO EN LA FRECUENCIA DE LA SEÑAL EMG

Para determinar los cambios en la frecuencia de la señal EMG de ambos músculos en el tiempo, el total de la señal fue fraccionada en ventanas de un segundo, luego fueron analizados los primeros treinta segundos de cada señal. A cada una de estas ventanas se le aplicó la Transformada Rápida de Fourier (FFT), con lo que se obtuvo el espectro de frecuencia de cada una de las ventanas. A partir de cada espectro se calculó la Frecuencia Mediana (MF), la cual se define como el punto en la abscisa (en Hz) que divide el área bajo la curva descrita por el espectro de frecuencia en dos partes iguales (Pincivero, 2000); de esta forma se obtuvo de cada señal treinta datos de la Frecuencia Mediana (*Anexo G, figura 6*), los que corresponden a cada uno de los treinta segundos de la señal y describe el comportamiento de este valor en función del tiempo. Los datos de Frecuencia Mediana y tiempo fueron sometidos a un primer análisis de regresión lineal, del cual se determinó la Frecuencia Mediana inicial (MFi) (*Anexo H, figura 7*), que se definió como el valor en la ordenada (en Hz) donde este eje es interceptado por la línea de regresión lineal (Umezu, 1998; Krivickas, 1996;). Todos los datos de la MF que se obtuvieron a partir de los primeros treinta segundos fueron normalizados a la Mfi (Umezu, 1998; Krivickas, 1996;) por lo tanto, expresados como porcentaje de esta última. Los datos normalizados y el tiempo fueron sometidos a un segundo análisis de regresión lineal, del cual se determinó la pendiente de la curva de regresión lineal (MFslope normalizada) y expresó en que porcentaje de la MFi varía la frecuencia de señal EMG por unidad de tiempo. La MFslope es considerada como un índice de fatiga muscular local. (*Anexo I, figura 8*) (De Luca, 1997; Umezu, 1998; Krivickas, 1996; Casale 1994).

Resultados y Análisis estadístico

Tabla N°1. Índices de fatiga muscular local de extensores de rodilla en mujeres

Indices de Fatiga muscular local en hombres y mujeres, determinados a través de Electromiografía de superficie, en Extensores de Rodilla

Sujeto	VMO	VL
1	0,027	0,314
2	-0,178	-0,501
3	-0,027	-0,152
4	-0,104	-0,289
5	0,469	0,379
6	0,197	-0,166
7	-0,323	0,347
8	-0,689	-0,339
9	-0,762	0,031
10	0,048	0,098
11	-0,460	-0,610
12	-0,197	-0,261
13	-0,651	-0,164
14	-0,272	-0,515
15	-0,183	-0,492
16	-0,242	-0,324
17	-0,398	-0,255
18	-0,138	-0,277
19	-0,131	-0,355
20	0,532	-0,261
X	-0,174	-0,190

Tabla N°2. Indices de fatiga muscular local de extensores de rodilla en hombres.

Sujeto	VMO	VL
1	-0,046	0,030
2	-0,046	-0,481
3	-0,411	-0,051
4	-0,024	-0,016
5	-0,125	-0,030
6	0,067	-0,212
7	0,098	0,098
8	0,041	-0,231
9	0,179	-0,107
10	-0,780	-1,140
11	-0,350	-0,237
12	-0,508	-0,285
13	0,049	-0,239
14	0,488	0,067
15	0,002	-0,398
16	0,028	0,029
17	-0,089	0,014
18	-0,625	-0,571
19	0,093	0,147
20	-0,037	-0,460
X	-0,100	-0,204

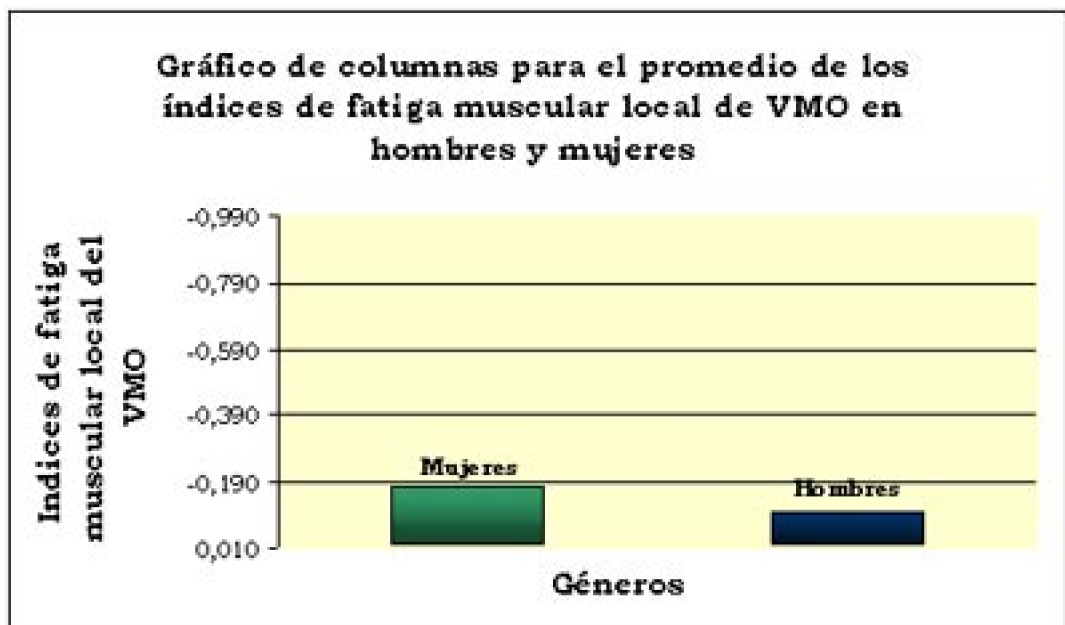


Figura 9. Índices de fatiga muscular local del VMO para hombres y mujeres.

Gráfico de columnas para el promedio de los índices de fatiga muscular local de VL en hombres y mujeres

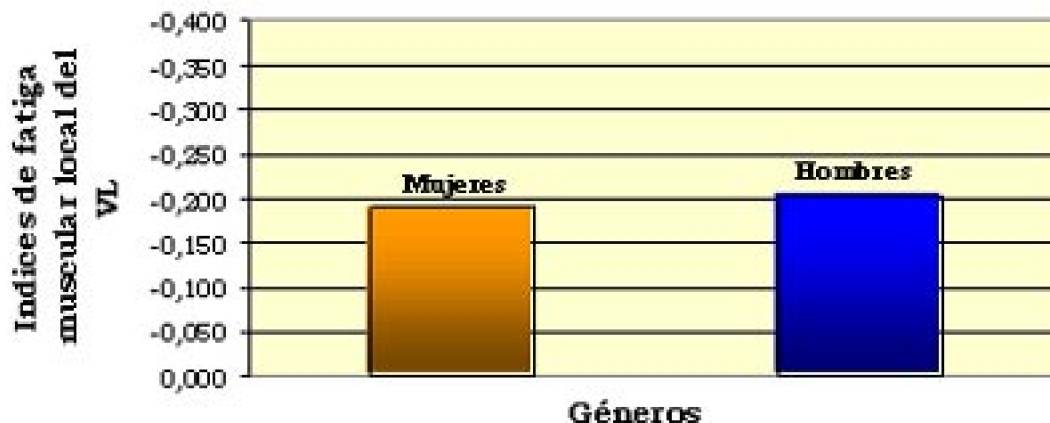


Figura 10. Índices de fatiga muscular local de VL para hombres y mujeres.

Los índices de fatiga muscular local de extensores de rodilla, basados en la frecuencia entre ambos grupos, fueron analizados mediante un software estadístico (Microcal Origin 5.0 Copyright © 1990 – 1997 Microcal Software, Inc) a través de la distribución estadística t – Student.

Como nivel de confianza (o probabilidad de error), se utilizó un valor de 0.05, lo que significa que tendremos un 5% de probabilidad de error, lo cual es aceptable desde un punto de vista estadístico.

De acuerdo al objetivo del estudio, utilizaremos estas dos hipótesis para analizar los datos:

Ho: Los índices de fatiga muscular local de extensores de rodilla son diferentes entre hombres y mujeres.

H1: Los índices de fatiga en extensores de rodilla son iguales entre hombres y mujeres.

Conclusión

A partir de los resultados obtenidos, podemos concluir que no existen diferencias estadísticamente significativas en los índices de fatiga muscular local de extensores de rodilla (VMO y VL), evaluadas a través de EMGs, entre hombres y mujeres, por lo que se rechazó la hipótesis nula luego de aplicar una prueba estadística de t-student con un p-value de 1.64.

Discusión y Proyecciones

En nuestro estudio, no encontramos diferencias significativas entre hombres y mujeres, en los índices de fatiga muscular local, que se obtuvieron mediante el análisis espectral de las señales electromiográficas capturadas a partir del VMO y VL durante una contracción al 60% de la CVM.

Debido a que existen diferencias anatómo-estructurales en la rodilla (el tamaño de la masa muscular en general, es mayor en hombres, debido a que existen factores hormonales que potencian esta característica; una pelvis más ancha en las mujeres implica una mayor anteversión femoral que aumenta el ángulo Q, lo que resulta en una deformación en valgo de las rodillas; y la diferencia que existe en el área de contacto patelofemoral, siendo mayor en los hombres, en todos los ángulos de flexión mayores a 30°) y en el área de sección transversal de los músculos (Smith, 2002; Csintalan, 2002), era posible esperar una diferencia en los índices de fatiga entre ambos géneros, como lo descrito por *Umezu et al.* en la musculatura erectora espinal. Sin embargo, no encontramos diferencias en los índices de fatiga al igual que lo reportado por *Semmler et al.* De esta forma es posible que los factores anatómo-estructurales de la rodilla y del área de sección transversal en la musculatura, no tengan una influencia en la resistencia a la fatiga muscular local de los músculos VMO y VL.

Por otro lado, las variables espectrales (MF) son influenciadas por factores tales como: la amplitud, duración, forma y frecuencia de los potenciales de acción de las unidades motoras. A su vez, estos dependen de la velocidad de conducción de la fibra muscular, el tipo de fibra, el diámetro de ésta y el flujo sanguíneo muscular, entre otros.

En este estudio no se registraron diferencias significativas en las variables espectrales entre hombres y mujeres, por lo cual, se puede establecer presumiblemente que no existen diferencias en el comportamiento de estos factores. Por otro lado, se ha descrito que las mujeres presentan un mayor contenido de tejido subcutáneo en la parte anterior del muslo (Smith, 2002). Este último actúa como un filtro pasa bajo, por lo que es de esperar una diferencia en los componentes de frecuencia en la señal electromiográfica entre ambos géneros, no obstante, esto no fue observado.

En este estudio también se registró la fuerza de los extensores de rodilla, la cual en promedio resultó ser más elevada en el grupo masculino que en el femenino (el promedio para los hombres fue de 522 N y el promedio para las mujeres fue de 283.8 N). A pesar de esto, en nuestro estudio, el grupo masculino no obtuvo índices de fatiga que indicaran mayor resistencia a ésta, en comparación con el grupo femenino, por lo tanto, podemos establecer que existe independencia entre la variable de fuerza de los extensores de rodilla de ambos vastos y los índices de fatiga. Esto concuerda con lo descrito por *De Luca et al.* Sin embargo, para poder concluir la independencia de la relación entre los índices de fatiga y el nivel de fuerza de los extensores de rodilla, en el futuro, sería necesario determinar los índices de fatiga en el recto anterior.

El objetivo de nuestro estudio fue describir la diferencia que existe en los índices de fatiga muscular local de extensores de rodilla (VMO y VL), entre hombres y mujeres, evaluados a través de EMGs. En virtud de la investigación realizada, es posible contar con datos de referencia para futuras investigaciones relacionadas con la resistencia a la fatiga de la articulación de rodilla. Por último, debido a que la muestra utilizada eran sujetos sedentarios sanos, los datos obtenidos podrían ser comparados con datos registrados a partir de pacientes con disfunción patelofemoral y describir las posibles diferencias entre las muestras.

Bibliografía

- Alberts B., "Biología Molecular de la Célula", 3º Edición, Edit. Omega, 1996.
- Astrand P., "Fisiología del Trabajo Físico: Bases fisiológicas del ejercicio", 3º Edición, Edit. Panamericana, 1258-62, 1995.
- Casale R., Buonocore M., Di Massa A., Setacci C., "Electromyographic Signal Frequency Analysis in Evaluating Muscle Fatigue of Patients with Peripheral Arterial Disease". Arch Phys Med Rehabil, 75: 1118-21, 1994.
- Chicharro J., Fernández A., "Fisiología del Ejercicio"; 2º Edición, Edit. Panamericana, 2000.
- Cowan S., Bennell K., Hodges P., Crossley K., McConell J., "Delayed onset of Electromyographic Activity of Vastus Medialis Obliquos relative to Vastus Lateralis in Subjects with Patellofemoral Pain Syndrome". Arch Phys Med Rehabil, 82: 183-9, 2001.
- Csintalan R., Schulz M., Woo J., McMahon P., Lee T., "Gender Differences in Patellofemoral Joint Biomechanics". Clinical Orthopedics and Related Research, 402: 260-269, 2002.
- De Luca C., "The use of surface Electromyography in Biomechanics". J of Applied Biomechanics, 13: 135-63, 1997.
- Fitts R., "Celular Mechanism of Muscle Fatigue". Physiological reviews, 74 (1): 49-94, 1994.

- Guyton, "Tratado de Fisiología Médica". Octava Edición, Editorial Interamericana Mc Graw Hill, 1992.
- 10.Hägg, Göran M. "Interpretations of EMG spectral alterations and alterations indexes at sustained contraction". J. Appl. Physiol. 73(4): 1211-1217, 1992.
- Hernández R., Fernández C., Baptista P., "Metodología de la investigación", 2º Edición, Edit. Mc Graw-Hill, 1991.
- Holder-powell H. and Jones D. "Fatigue and muscular activity", a reviews. Physioterapy. 46(11): 672-679, 1990.
- Kahn J. and Monod H. "Fatigue induced by static work". Ergonomics. 32(7): 839-846, 1989.
- Kranz H., Cassell J., Inbar G., "Relation between Electromyogram And Force In Fatigue". J. Appl. Physiol. 59 (3): 821-825, 1985.
- Kent- Braun J., Ng A. V., Doyle J., Towse T. "Human skeletal muscle responses vary with age and gender during fatigue due to incremental isometric exercise". J Appl Physiol93: 1813-1823, 2002.
- Krivickas L., Nadler S., Devies M., Petroski G., Feinberg J. "Spectral analysis during fatigue: surface and wire electrode comparations. Am. J. Phys Med Rehabil. 75:15-20, 1996.
- Lloyd A., "Surface electromyographic during sustained isometric contractions". J of Applied Physiologic, 30 (5):713-19, 1971.
- Lindsrtröm L., Kadefcrs R., Petersén I., "An electromyographic index for localized muscle fatigue". J Appl. Physiol.: Pespirat Environ. Exercise Physiol. 43(4): 750-754, 1977.
- Mackenna M., "The role of ionic process in muscular fatigue during intense exercise". Sport Medicine, 13: 134-145, 1992.
- Masuda K., Masuda T., Sadoyama T., Inaki M., Katsuta S., "Changes in surface EMG parameters during static and dynamic fatiguing contractions". J of Electromyography and Kinesiology, 9: 39-46, 1999.
- Milner-Brown H.S., Mellenthin M., Miller R., "Quantifying Human Muscle, Strength, Endurance and Fatigue". Arch Phys Rehabil, 67: 530-5, 1986.
- Moore Keith L., Dalley Arthur F., "Anatomía con orientación Clínica". Cuarta Edición, Editorial Panamericana, 2002.
- Moritani T., Muro M., Nagata A., "Intramuscular and surface electromyogram changes during muscle fatigue". J. Appl. Physiol. 60(4): 1179-1185, 1986.
- Mortimer J., Magnusson R., Petersén I., "Conduction velocity in ischemic muscle: effect on EMG frequency spectrum". Am J Physiology, 219 (5): 1324-9, 1970.
- Onishi H., Yagi R., Akasaka K., Momose K., Ihashi k., Handa Y., "Relationship between EMG signals and force in human vastus lateralis muscle using multiple bipolar wire electrodes". J of Electromyography and Kinesiology, 10: 59-67, 2000.
- Pincivero D., Campy R., Salfetnicov Y., Bright A., Coehlo A., "Influence of contraction intensity, muscle and gender on median frequency of the cuadriceps femoris". J Appl Physiol 90: 804-810, 2001.

-
- Pincivero D., Green R., Mark J., Campy R., "Gender and muscle differences in EMG amplitude and median frequency, and variability during maximal voluntary contractions of the quadriceps femoris". *J of Electromyography and Kinesiology*, 10: 189-196, 2000.
- Rouvière H., "Anatomía Humana", tomo III, 10^o Edición, Edit. Masson, 1999.
- Semmler J., Kutzscher D., Enoka R., "Gender Differences in the Fatigability of Human Skeletal Muscle". *J Neurophysiol*, 82: 3590-3593, 1999.
- Silvestre R., "Electromiografía de superficie y fatiga muscular local". *Revista Colegio de Kinesiólogos de Chile*, 69, 2002.
- Simoneau J., Bouchard C., "Human variation in skeletal muscle fiber-type proportion and enzyme activities". *Am J Physiol Endocrinol Metab.*, 257: E 567- E572, 1989.
- Smith F., Smith P., "Musculoskeletal Differences Between Males and Females". *Sport Medicine and Arthroscopy Review*, 10: 98-100, 2002.
- Thorstensson A., Grimby G, Karlsson J., "Force- velocity relations and fiber composition in human knee extensor muscles". *J Appl Physiol* 40:12-16, 1976.
- Travnic L., Pernus F., Erzen I., "Histochemical and morphometric characteristics of the normal human vastus medialis longus and vastus medialis obliquos muscles". *J Anat.*, 187: 403-11, 1995.
- Westerblad H., Lee J., Lännergren J., Allen D., "Cellular mechanism of fatigue in skeletal muscle". *Am J Physiol.*, 261: 195-209, 1991.
- Wim H., Linssen M: Stegeman D., "Fatigue in type I fiber predominance: a muscular force and surface EMG study on the relative role of type I and type II", *Muscle and Nerve*, 14: 829-837, 1991.
- Umezu Y., Kawasu T., Tajima S., Ogata H., "Spectral electromyographic fatigue analysis of back muscle in healthy adult women compared with men". *Arch Phys med Rehabil.* 79: 536-538, 1998.

Anexo A

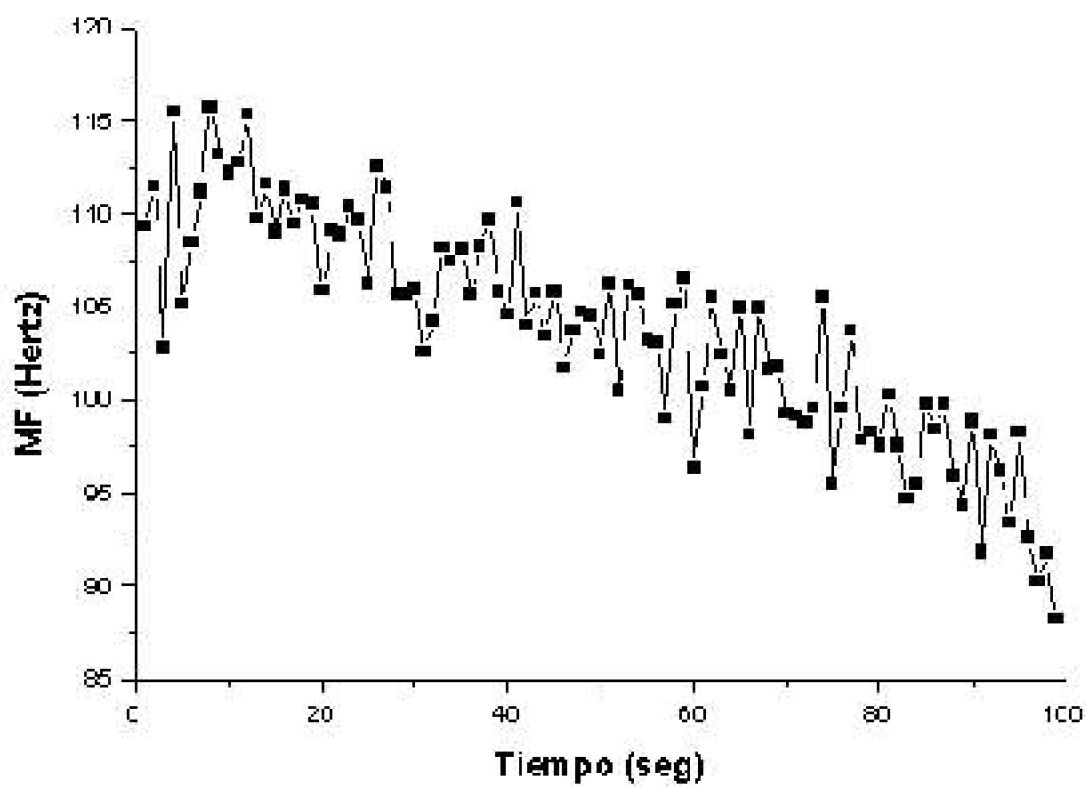


Figura 1. Muestra la caída de la frecuencia Mediana (MF) durante una contracción mantenida fatigante en el tiempo (señal obtenida del bíceps brachii, en el laboratorio de Biomecánica del Centro de Alto Rendimiento, Santiago de Chile).

Anexo B

Indices de Fatiga muscular local en hombres y mujeres, determinados a través de Electromiografía de superficie, en Extensores de Rodilla

Hombres	Peso	Talla	Edad
1	65	175	20
2	71,5	178	25
3	66	165	25
4	71	176	19
5	73,5	184	21
6	75,5	178	23
7	74,3	177	22
8	81	177	22
9	72	171	25
10	73,5	170	24
11	69	175	20
12	79	178	24
13	71	169	23
14	78	177	22
15	68,5	171	23
16	73,5	175	21
17	59,5	169	20
18	71,5	176	24
19	82	178	24
20	69,5	167	24
Promedio	72,2	174,3	22,6
SD	5,4	4,7	1,9

Mujeres	Peso	Talla	Edad
1	47,8	160	18
2	47,5	158	22
3	54	159	22
4	50	160	23
5	59,5	159	19
6	72	169	22
7	64	154	18
8	62	162	22
9	50	158	22
10	64,5	166	20
11	46,5	158	23
12	72,1	167	23
13	57,5	168	18
14	67	168	22
15	57	170	22
16	61	161	23
17	60,7	165	22
18	57,5	158	22
19	68	163	24
20	56,5	150	22
Promedio	58,8	161,7	21,5
SD	7,9	5,3	1,8

Tabla N°3. Peso (kg), talla (cms) y edad (años) según género.

Anexo C



Figura 2. Máquina de cuádriceps, Cybex II. El sujeto se sienta con una flexión de 60° de rodilla y realiza una contracción isométrica.

Anexo D

El equipo mediante el cual se realizará la medición de la fuerza, consiste en un sistema de amplificación denominado MuscleLab, que cuenta con una célula de carga que corresponde al sensor de la fuerza medida.

Características del MuscleLab:

- Temperatura de operación: 0 a +70C°
- Poder de entrada: 9VAC, 2A
- Poder de Salida: 12VDC -1A, 2VDC -2A
- Batería: Tipo Nicad. &V, 4000mAh.
- Interface PC: RS232.
- Frecuencia de sampleo: 100Hz.
- Ventana de resolución de tiempo: 10ms.

Anexo E



Figura 3. Calentamiento previo en bicicleta, con carga mínima.



Figura 4. Ubicación de electrodos en la extremidad a evaluar.

Anexo F

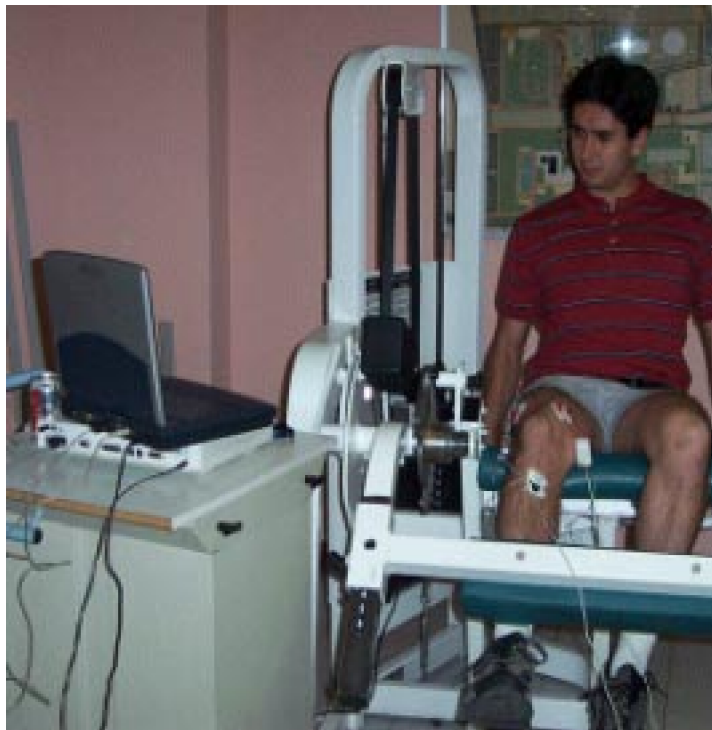


Figura 5. *Medición de fatiga muscular local de extensores de rodilla.*

Anexo G

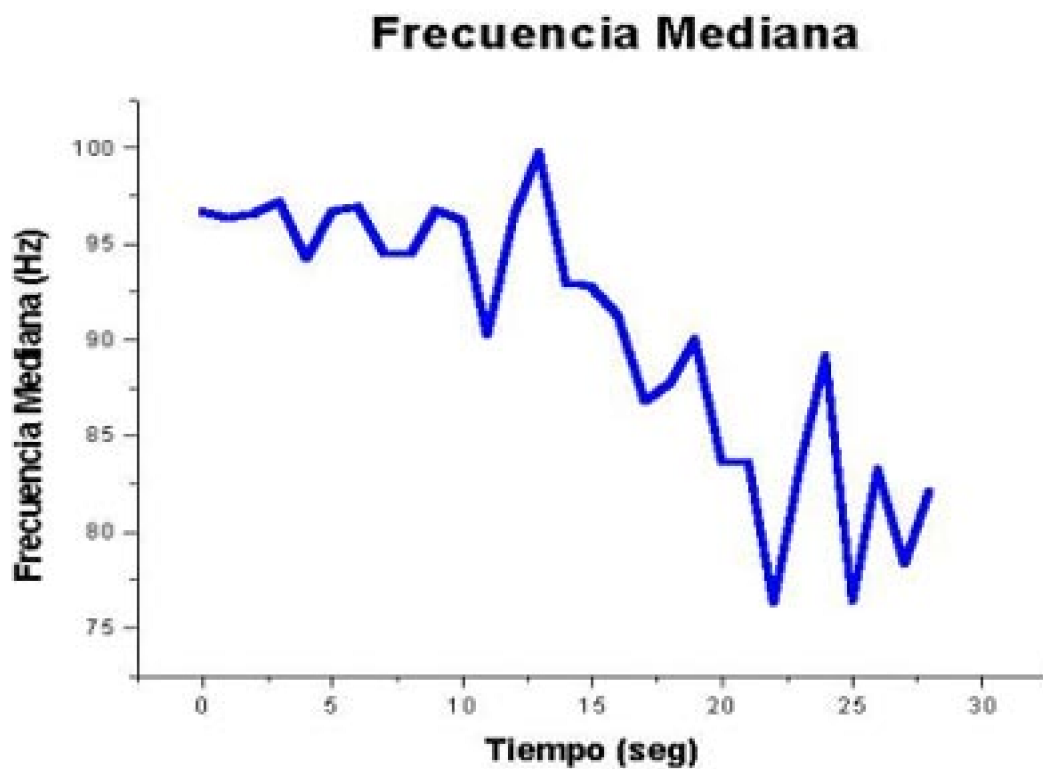


Figura 6. Gráfico que muestra la relación entre frecuencia mediana (hz) y tiempo (seg).

Anexo H

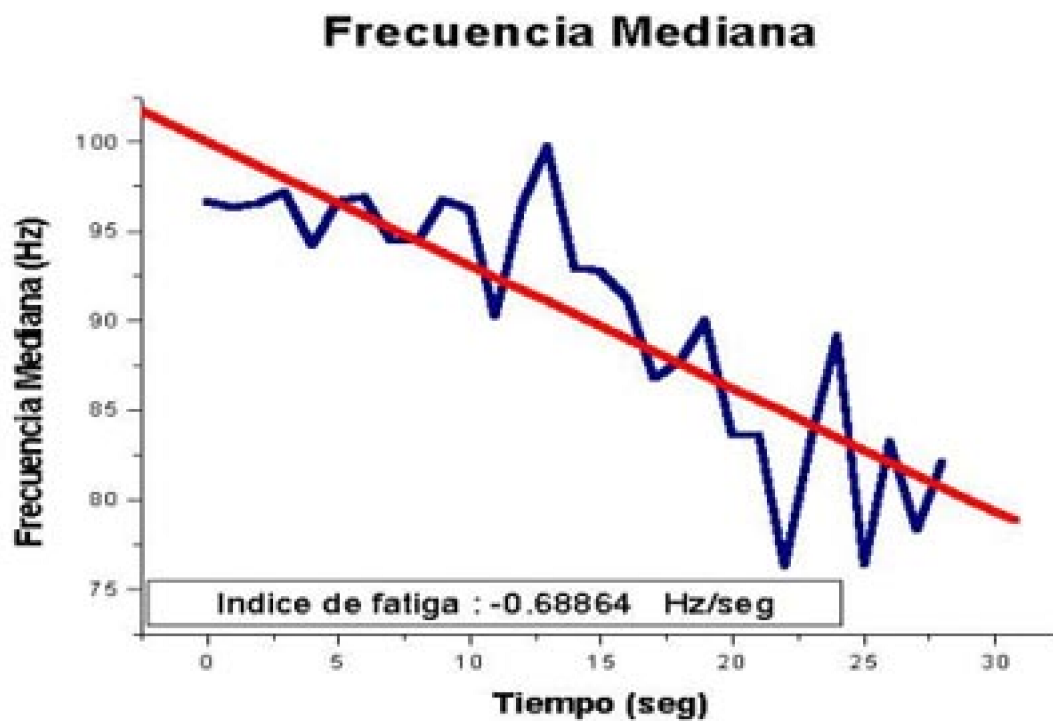


Figura 7. Gráfico que muestra los datos de Frecuencia Mediana y tiempo sometidos a un primer análisis de regresión lineal, del cual se determinó la Frecuencia Mediana inicial (MFi)

Anexo I

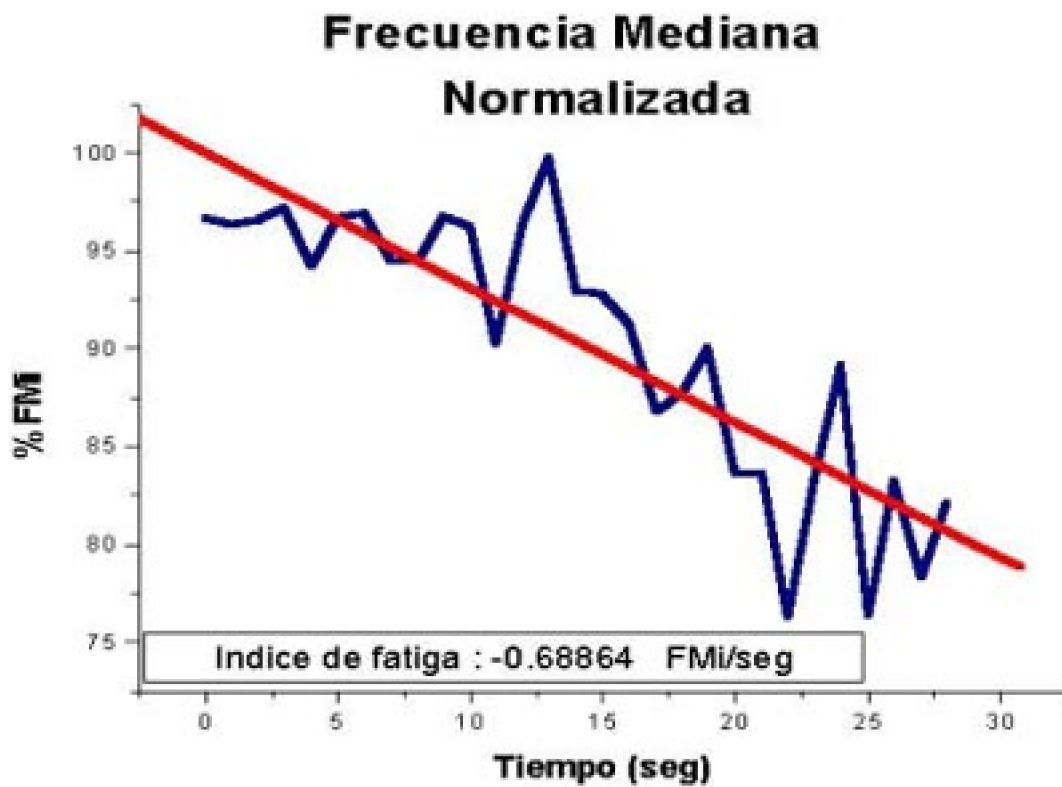


Figura 8. Gráfico que muestra MF slope normalizada, la que es considerada como un

índice de fatiga muscular local.

Anexo J

Tabla N°4. Resultados de las tres repeticiones de fuerza muscular, el promedio y el valor de CVM, en mujeres.

Indices de Fatiga muscular local en hombres y mujeres, determinados a través de Electromiografía de superficie, en Extensores de Rodilla

Sujeto	Repet. 1	Repet. 2	Repet. 3	Promedio	X x 0,6 (CVM)
1	223	234	237	231	139
2	193	190	182	188	113
3	229	251	251	244	146
4	270	278	267	272	163
5	212	209	215	207	124
6	300	311	320	310	186
7	314	328	300	314	188
8	355	353	339	349	209
9	215	201	182	199	120
10	270	264	275	269	164
11	278	262	262	267	160
12	367	353	347	352	211
13	281	275	253	264	159
14	367	391	383	380	228
15	300	295	289	295	177
16	355	355	361	357	214
17	281	289	278	280	168
18	306	286	289	290	165
19	344	328	355	343	206
20	264	262	270	265	159
X	286.2	285.75	282.75	283.8	-

Anexo K

Tabla N°5. Resultados de las tres repeticiones de fuerza muscular, el promedio y el valor de CVM, en hombres.

Indices de Fatiga muscular local en hombres y mujeres, determinados a través de Electromiografía de superficie, en Extensores de Rodilla

Sujeto	Repet. 1	Repet. 2	Repet. 3	Promedio	X x 0,6 (CVM)
1	466	474	455	465	279
2	543	538	529	528	317
3	460	433	435	443	266
4	518	532	513	521	313
5	728	731	709	723	434
6	491	480	474	476	285
7	555	543	527	542	325
8	576	576	560	571	342
9	540	513	535	529	318
10	204	212	204	207	124
11	452	455	450	452	271
12	491	469	491	484	290
13	551	527	551	543	326
14	714	710	712	712	427
15	554	565	538	552	331
16	590	587	565	581	342
17	424	389	391	401	240
18	549	546	568	554	333
19	761	742	742	748	449
20	427	413	386	408	245
X	529,7	521,75	516,75	522	-

Anexo L

Ficha de Evaluación

Nombre:

Fecha:

Fecha de Nacimiento:

Sexo:

Peso:

Altura:

Actividad:

Extremidad:

Evaluación de Fuerza Muscular	Indices de Fatiga
1°	Vasto Medial Oblicuo
2°	Vasto Lateral
3°	
4°	
Promedio	
60%	

Anexo M

Santiago, de.....de 2003

Carta de Consentimiento

Yo.....rut....., acepto participar como sujeto de muestra en el proyecto de investigación titulado: "Índices de Fatiga muscular en hombres y mujeres, determinados a través de Electromiografía de superficie, en Extensores de Rodilla". También afirmo haber sido informado (a) sobre los procedimientos a los cuales seré sometido (a) y renuncio a mis derechos sobre los datos adquiridos a partir de mi evaluación.

.....

Firma