



Facultad de Ciencias de la Salud
Escuela de Kinesiología Universidad Católica Silva Henríquez

INDICE DE COCONTRACCION MUSCULAR DEL VASTO
LATERAL Y BICEPS FEMORAL DURANTE EL PEDALEO EN LA
POSICION AERODINAMICA EN TRIATLETAS CHILENOS

POSTULANTES AL TÍTULO DE LICENCIATURA EN KINESIOLOGÍA

AUTORES: JUAN PABLO FREDES Y PABLO RODRIGUEZ

PROFESOR: CLAUDIO MONTEJO SOLER KINESIÓLOGO.

SANTIAGO, CHILE

2016

Autorización para fines académicos

Se autoriza la reproducción total o parcial, con fines académicos, por cualquier Medio o procedimiento, incluyendo la cita bibliográfica del documento.

Calificaciones

Facultad de ciencias de la salud

Escuela de Kinesiología Universidad Católica Silva Henríquez.

Determinar el índice de cocontracción del vasto lateral y bíceps femoral en la posición aerodinámica de la disciplina ciclismo en triatletas chilenos

Autores: Juan Pablo Fredes Arancibia – Pablo Rodríguez Veliz

Profesor guía: Kglo. Claudio Montejo Soler

Santiago, Chile.

2016

Dedicatoria

Dedicada a nuestras familias que siempre nos brindaron su apoyo para poder concluir este proceso tan importante para nuestra formación profesional.

Agradecimiento

Quiero agradecer a mi padre Juan Fredes, a mi madre Lidia Arancibia, mis hermano Javier Fredes y a Diego Fredes por toda la ayuda que me brindaron, aguantarme en los momentos difíciles y darme todo su apoyo incondicional, agradecer a mi familia por darme ánimos y apoyo, a mi compañero Pablo Rodríguez Veliz por sacar el proyecto adelante.

Por ultimo agradecer a mis padres por darme la oportunidad de estudiar la carrera que me apasiona.

Juan Pablo Fredes Arancibia

Agradecer al profesor Claudio Montejo por guiarnos a lo largo de todo este proceso y apoyarnos para sacarlo adelante.

Al profesor Cristian Riveros que fue pieza clave, se agradece muchísimo su entrega de conocimiento y disposición fueron fundamentales para orientarnos cuando estábamos perdidos con el tema.

Sin duda se agradece infinitamente el apoyo incondicional de mi abuela Sylvia Antola que siempre estuvo presente desde el inicio hasta el final de este largo proceso de 5 años y gracias a ella pude iniciarlo y concluirlo.

Pablo Rodríguez Veliz.

Contenido

Autorización para fines académicos.....	2
Calificaciones.....	3
Dedicatoria.....	4
Agradecimiento.....	5
Resumen.....	8
Introducción.....	9
Justificación.....	11
Planteamiento del problema.....	12
Objetivo General.....	12
Determinación de las variables.....	12
Independientes.....	12
Dependientes.....	12
Definición conceptual de las variables.....	13
Definición operacional de las variables.....	13
Tipo de estudio.....	13
Marco Teórico.....	14
Ciclismo en general.....	14
El Triatlón.....	14
Tipos de bicicletas.....	15
Adaptación de la bicicleta de triatlón.....	16
Posición aerodinámica.....	17
Biomecánica del ciclismo.....	17
Análisis Biomecánico del ciclismo.....	19
Cinética del pedaleo.....	20
Aspectos fisiológicos del musculo esquelético.....	20
El proceso de la contracción muscular.....	21
Tipos de contracción muscular.....	22
Cocontraccion en triatletas.....	22
Análisis electromiografico.....	23
Definición de la electromiografía.....	23
Unidad motora del potencial de acción y relación con EMG.....	24
Los factores que influyen en el MUAP.....	25
Métodos de EMG cualitativos y cuantitativos.....	26
Tipos de electros de superficie el activo y el pasivo.....	28

Utilidad y aplicaciones de la EMG	29
Sincronización y activación.....	30
Registro de señal de electromiografía	30
Preparación del usuario	31
Técnica EMG	32
Filtrado de la señal.....	36
Tipos de ruidos	37
EMG en el deporte	37
Metodología	38
Material y método.....	38
Muestra	38
Análisis de los datos	39
Análisis Estadístico	39
Resultados	40
Discusión	42
Conclusión.....	44
Glosario.....	45
Abreviaciones	45
Bibliografía	46
Anexo	50

Resumen

El objetivo principal de esta investigación es describir el índice de cocontracción (ICC) del vasto lateral (VL) y bíceps femoral (BF) durante el pedaleo en la posición aerodinámica en triatletas chilenos. Participaron 8 triatletas de forma voluntaria. La obtención de datos se realizó a través de electromiografía de superficie, en posición aerodinámica. La información fue recibida en el computador con el software IGOR, analizada con MATLAB y el índice de cocontracción fue calculado con la fórmula de Winter. Los resultados obtenidos revelan que la muestra 1 obtuvo el mayor porcentaje de ICC, con un porcentaje de 66,3787%, el mínimo fue la muestra 6 con un ICC de 34,3141%, el promedio de las 8 muestra fue un ICC de 52,8875%, la desviación fue de 9,4% ICC. Podemos concluir que son varios los factores que modifican los índices de cocontracción y que es necesario realizar estudios más detallados sobre los orígenes del fenómeno cocontracción.

Palabras claves: Triatlón, Ciclismo, Electromiografía, Cocontracción, Posición Aerodinámica.

Introducción

La kinesiología es una rama de la salud que estudia y entiende el movimiento del cuerpo humano. Una de las grandes aristas de la kinesiología es la biomecánica, que es el estudio de las fuerzas que actúan sobre y dentro del cuerpo con efectos de estas fuerzas en los tejidos (Joseph Hamill, Kathleen M. Knutzen, 2009). Hoy en día en el ámbito deportivo es de gran interés poder entender los fundamentos biomecánicos del movimiento del deportista y de esta forma poder mejorar sus performance. El hecho de que el triatlón es un deporte que consiste en la práctica competitiva de tres disciplinas, que son: natación, ciclismo y running, tiene gran relevancia por tres patrones musculares distintos y la tendencia en este ámbito es buscar mejorar la eficiencia en los deportistas y para esto se debe tener conocimiento de la activación muscular durante la carrera, y explicar una posible deficiencia en los patrones musculares y como la etapa más larga durante el triatlón es el ciclismo este estudio abarca lo que es la activación muscular específicamente describir el índice de contracción (ICC) en triatletas chilenos en la posición aerodinámica que se obtiene por medio de la electromiografía (EMG) de superficie, normalizada en amplitud a través de la contracción voluntaria máxima isométrica (MCV) y con la fórmula de ICC de Winter.

El ICC se describe como la actividad muscular al mismo tiempo del musculo agonista y antagonista (N. Massó, 2010) y según autores hablan que el ICC es deficiencia en lo que es práctica deportiva (Candotti, 2009), sin embargo también hay elementos que influyen en la eficiencia deportiva como los factores ambientales que consisten en condiciones del viento, topografía, calor ambiental y humedad, estos factores pueden alterar el desempeño del triatleta durante la competencia (Peiffer JJ, Abbiss CR 2011). La varianza en el posicionamiento de la bicicleta la posición aerodinámica genera cambios en la coordinación muscular, por ende en el pedaleo (Hug, 2009), es diversa la posible asociación del índice con una variable específica, este estudio describirá el ICC de 8 triatletas en la posición aerodinámica, los triatletas fueron evaluados en un rodillo estacionario con sus respectivas bicicletas esto se debe que la mayoría de los estudios son con mediciones en bicicletas ergonómicas y no con las bicicletas propias que usan los deportistas para competencia (Bayley, maillardet y Messenger, 2003) con el fin de que la muestra la obtención

de la EMG sea lo más realista posible, paralelamente se ubicó una cámara GoPro hero 3 Silver a 120 Hz de resolución la cual fue sincronizada con el electro miógrafo y cada musculo se captó su actividad con electrodos ubicados según SENIAM, el deportista calienta 15 minutos previo a la medición, posteriormente se mide en la bicicleta en la posición aerodinámica durante 10 segundos a 90 rpm de cadencia, al instante al bajarse de la bicicleta. Posteriormente la señal se analiza en el software MATLAB para la obtención del ICC.

Justificación

El ciclismo en triatlón es la disciplina más relevante a analizar debido a la distancia que implica, a la vez el ciclismo se encuentra en la mitad de toda la competencia, por ende se utiliza una gran cantidad de tiempo y esfuerzo, el rendimiento en esta etapa es crucial para la obtención de buenos tiempos en la competencia. El triatleta para poder obtener mejores tiempo adopta una posición aerodinámica sobre la bicicleta, lo cual ayudara a disminuir la resistencia del viento, esta posición trae beneficios para la competencia, sin embargo genera una mayor activación muscular. El triatleta tiene una variabilidad de activación muscular debido a las tres disciplinas que se practican en la competencia (Bini RR, 2014). Esta variabilidad de activación muscular está dada por una adaptación neuromuscular ya que estudio han demostrado que se generan para poder mantener el rendimiento en el triatlón. (Torres-Oviedo y Ting, 2010; Abrazo et al., 2011).

Otro de los factores que afectan en el rendimiento del triatleta son los índices de cocontracción, la cocontracción muscular durante el pedaleo es sinónimo de ineficiencia en el pedaleo y menor economía, es una de las diferentes causas que pueden afectar en el desempeño del triatleta (Candotti, 2009). Es por este motivo que nuestro estudio tiene como objetivo describir el índice de cocontracción muscular, abordar el tema y poder acotar la información que ya existe. Estudios han hecho comparación de los índices de cocontracción entre triatletas y ciclista de rutas, los resultados fueron que los triatletas obtuvieron un mayor porcentaje de índices de cocontracción a una cadencia de 90 revoluciones por minutos. Por ende nuestro estudio se realizó a una cadena de 90 revoluciones por minutos.

Los resultados de la activación muscular se obtuvieron mediante análisis electromiografico de superficie. El índice de cocontracción fue calculado con la formular de Winter.

Todo esto será realizado con el objetivo de dar a conocer nuevos conocimientos sobre los índices de cocontracción durante el pedaleo en posición aerodinámica en triatletas chilenos.

Planteamiento del problema

Pregunta investigativa

¿Cuál es el índice de cocontracción del vasto lateral (VL) y bíceps femoral (BF) en la posición aerodinámica de la disciplina ciclismo en triatletas chilenos?

Objetivo General

- Describir el índice de cocontracción muscular del vasto lateral y el bíceps femoral durante el pedaleo en la posición aerodinámica en triatletas chilenos.

Objetivo específicos

- Determinar el inicio, pico y final del patrón de activación muscular del vasto lateral y bíceps femoral en triatletas chilenos en posición aerodinámica.
- Calcular los índices de cocontracción muscular del vasto lateral y bíceps femoral en triatletas chilenos en posición aerodinámica.

Determinación de las variables

Independientes

- Triatletas chilenos.
- Posición aerodinámica de los triatletas.

Dependientes

- Índice de cocontracción vasto lateral y bíceps femoral.
- Patrón de activación muscular (inicio, pico y final).

Definición conceptual de las variables

- El triatlón es un deporte que consiste en la unión de tres disciplinas en una sola competencia. Las disciplinas son natación, ciclismo, atletismo.
- La Posición aerodinámica en el triatlón es aquella en la que el deportista adopta una mayor flexión de tronco con apoyo de antebrazo en el manillar.
- El índice de cocontracción es la actividad simultánea de los músculos agonista y antagonista.
- La activación muscular es el momento en la cual el musculo comienza su contracción o la detiene.

Definición operacional de las variables

La activación muscular antagónica es reflejada con el índice de cocontracción este se obtuvo por medio de un análisis electromiográfico de superficie en la posición aerodinámica utilizando dos electrodos con canales diferentes para cada musculo evaluado, los electrodos son ubicados según SENIAM y los datos fueron analizados por el software MATLAB, luego por medio de la fórmula de Winter se obtiene el índice de cocontracción.

Tipo de estudio

El estudio es de tipo descriptivo cuantitativo debido a que se realizaron mediciones numéricas, objetivas y en base a eso se realizara un análisis descriptivo, con un diseño no exploratorio ya que no se trabajara con un grupo de control, de corte transversal debido a que las mediciones serán tomadas en un tiempo determinado.

Marco Teórico

Ciclismo en general

La gente se aficiona al ciclismo por muchas razones. Algunos de ellos con fines de mejorar la salud, algunos corren para actividades competitivas, otros con fines sociales recreativas y algunos consideran que su bicicleta es el principal medio de transporte limpio. Independientemente de sus razones, todos compartimos la emoción del ciclismo (Peveler, 2009).

Como se ha comentado al inicio, las bicicletas se han convertido en un medio de transporte complejo debido a los avances tecnológicos y reiteradas modificaciones que tienen como objetivo reducir el costo de energía en el pedaleo (Minetti AE, Pinkerton J, Zamparo P, 2001). Las bicicletas modernas han dado lugar a un gran número de componentes nuevos en la bicicleta que se ajustan al individuo para adaptarse a la diferentes disciplinas que participe el corredor. Debido a los avances tecnológica de estas, las bicicletas se han vuelto específicas he únicas dando inicio a diferentes tipos de modalidades como son: El triatlón, ciclismo de competición, carretera, pista, bicicleta de montaña, BMX (Peveler, 2009).

El Triatlón

El triatlón es un deporte muy específico y de una variada técnica deportiva debido a la combinación de diferentes disciplinas como son la natación, ciclismo y carrera, en la cual cada área consta con sus propias características y diferentes distancias, las competencias pueden durar entre 2 y 8 horas como es el caso del Ironman (Bentley, Millet, Vleck y MacNaughton, 2002). La Primera competición fue en 1978 en Hawái, el cual había que recorrer una distancia de 3.8kms. En natación, 180kms. En bicicleta y 42kms. En la corrida. En esta recién iniciada competencia asistió un grupo de 12 participantes de sexo masculino (Lepers, 2008).

Hoy en día para poder clasificar al campeonato mundial se debe pasar por una clasificación en la cual se registran las mejores calificaciones obtenidas en

distintas competencias de todo el mundo, participan alrededor de 1700 triatletas, el 70% de los competidores son hombres (Lepers, 2008).

El triatlón debió pasar por varios años para poder ser un deporte de carácter olímpico, los juegos olímpicos de Sídney 2000 incluyo por primera vez el triatlón (<http://www.triahlon.org/olympics/history>).

La característica del triatlón es obtener y competir por el mejor tiempo cronometrado en las clasificaciones generales, adicionando los cambios cronometrados entra la natación, la bicicleta y la corrida. Obtener el mejor tiempo depende de varios factores ya sean intrínseco como la fisiología del corredor, el nivel de pre-entrenamiento, experiencia, antropometría y nutrición (Knechtle, Knechtle y Rosemann, 2011) los factores extrínseco pueden ser las condiciones del medio, como las corrientes del agua, condiciones del viento, topografía, calor ambiental y humedad, estos factores pueden alterar el desempeño del triatleta durante la carrera (Peiffer JJ, Abbiss CR 2011). Hay un factor importante durante la carrera que se deben tener en cuenta, como evitar deshidratación prolongada y excesiva para poder tener el mejor desempeño durante el triatlón (Jeukendrup, Jentjens y Moseley, 2005).

Tipos de bicicletas

Existen varios tipos de bicicleta con distintas características, la forma y los componentes van a depender exclusivamente de la disciplina en la que se quiera competir, dentro de las cuales tenemos:

Bicicleta de carretera: Tiene fines recreativos y competitivos, su configuración está adaptada para poder lograr grandes velocidad, posición aerodinámica, ligera, y con perfil de ruedas reducidos para disminuir la resistencia del neumático con el suelo (F. Carpes, 2014).

Bicicleta de montaña A diferencia de la bicicleta de carretera, su geometría y componentes son diferentes, difiere en neumáticos de gran superficie de contacto y amortiguadores que ayudan en la adaptación de la bicicleta en las distintas superficies del terreno (F. Carpes, 2014).

Bicicletas Híbridas: Presentan características de las bicicletas de carreteras y bicicletas de montañas, tienen varios engranajes, su manillar es recto para una

mejor maniobrabilidad. Se puede usar de forma competitiva y recreativa (F. Carpes, 2014).

Bicicleta de triatlón: Esta bicicleta tiene grandes diferencias con respecto a la demás, debido a las propias características que presenta, es debido a este deporte que las bicicletas deben ser adaptada al usuario (Burke y Pruitt, 2003).

Adaptación de la bicicleta de triatlón

La descripción de la bicicleta es fundamental, la estructura de la bicicleta de triatlón se confecciona y diseña únicamente para el deportista que la va a utilizar (Burke y Pruitt, 2003). Luego de tener la arquitectura adecuada de la bicicleta, el corredor debe adaptarse a la bicicleta, debe lograr encontrar la total comodidad para poder realizar un adecuado pedaleo, debe haber un confort para poder realizar las distintas transiciones que implican este deporte, como terminar el nado e iniciar el pedaleo y finalizar el pedaleo para iniciar la carrera (Sanderson y Amoroso, 2009).

La confección de la bicicleta de triatlón es diferente a la bicicleta de ciclismo. La variación de estas dos bicicletas se debe a las características y objetivos de la competición. La bicicleta de triatlón tiene como objetivo encontrar la posición más aerodinámica y esto se hace posible gracias a los aero-manillares, confección del marco de bicicleta y la longitud del plato (Carpes, 2014).

Los Aero manillares permiten una posición más horizontal, por ende una disminución de la resistencia del viento con la parte frontal de todo el ciclista y bicicleta, logrando una mejor aerodinámica. El peso del tren superior del cuerpo cae sobre los codos, lugar en donde hace contacto con el manubrio de la bicicleta, esta es una gran diferencia con la bicicleta de ruta ya que en la última el contacto es realizado con las manos y en la zona distal del manubrio, mientras que en el de ruta cae en el centro del manubrio y contactándolo con los codos (www.entrenar-triatlon.com/diferencia-pros-y-contras-entre-la-bicicleta-de-triatlon-y-la-de-carretera/).

Otras de las grandes diferencias de la geometría de la bicicleta de triatlón es el ángulo del tubo vertical posterior, la cual es mayor a la de la bicicleta de ruta, esto favorece la flexión del tronco, aumentando aún más la proyección aerodinámica hacia anterior. Los resultados favorables de esta posición aerodinámica fueron demostrados por el ciclista Greg Lemond en el año 1989,

obteniendo tiempos espectaculares en el tour de Francia, aquí se demostró la eficacia de los aero-manillares (Boone y Kreider, 1986).

La longitud del plato se debe realizar con la medida del largo del muslo y la altura del sillín debido a que estos actúan en la flexión de rodilla y en las cargas que recibe. La fuerza máxima disminuye al incrementar la longitud del plato lo que podría disminuir las cargas y también el trabajo muscular (Callaghan MJ, 2005, Ericson MO, Nisell R, 1987, MacDermid PW, Edwards AM 2010).

Posición aerodinámica

La finalidad de las distintas posturas, características de la bicicleta y corredor es lograr el objetivo de obtener una posición aerodinámica (Moss, Cheryl, McKenzie, Ruby y Heil, 2005) logrando de esta forma una reducción del 30-35% de la resistencia del aire con el ciclista (Capelli, Rosa y Butti, 1993; Kyle, 1989; Kyle, 1986). Al obtener una posición aerodinámica el triatleta provoca cambios fisiológicos en su organismo, aumentando el consumo de oxígeno, frecuencia cardíaca y ventilación respiratoria, por ende aumenta el gasto metabólico (Gnehm, Reichenbach y Altpeter, 1997).

Biomecánica del ciclismo

Biomecánica es un universo que se extrajo de las clases de mecánica en las carreras de ingeniería y similares, con la determinación de aplicar estas leyes de mecánica al movimiento de los organismos vivos. Fue conceptualizada por la sociedad europea de biomecánica como el estudio de las fuerzas que actúan sobre y dentro de un cuerpo y los efectos de estas fuerzas en los tejidos, utilizado para diagnósticos, tratamiento o investigación.

Existen dos tipos de movimiento humano, el movimiento lineal o de traslación, que ocurre a lo largo de una línea recta o curva en la que todos los puntos de un cuerpo se mueven a la misma distancia en una cantidad de tiempo adecuado, como la trayectoria de una pelota de fútbol o el camino de un velocista.

El movimiento angular se define como el movimiento alrededor de un cierto punto de manera que diferentes regiones del mismo segmento del cuerpo no se mueven a través de la misma distancia en una cantidad de tiempo dado. Los movimientos angulares se producen sobre un eje de rotación que se ubica generalmente en el fulcro del segmento, en el centro de masa o en un eje externo fijo. Todos los movimientos lineales están formados de movimiento angular, por ejemplo el patear una pelota hacia una máxima distancia. El contacto del pie con la pelota en una dirección se da una velocidad lineal y los movimientos angulares de los segmentos de la pierna son secuenciales uno tras otros en donde la velocidad está dada por la suma de vectores individuales de los segmentos (Joseph Hamill, Kathleen M. Knutzen, 2009).

En los análisis biomecánicos es fundamental tener los conocimientos y términos básicos de cinemática y de cinética. La cinemática estudia las propiedades del movimiento desde una perspectiva espacial y temporal sin tomar en cuenta las fuerzas que originan el movimiento estudiando principalmente la posición, velocidad y aceleración de un objeto o cuerpo. A su vez se puede hacer análisis cinemáticos lineales o angulares logrando con esto ejemplificar los segmentos que participan en un movimiento. Un análisis cinemático lineal por ejemplo sería las características de propulsión de un saltador de altura o la actuación de los nadadores de elite y un análisis de cinemática angular sería por ejemplo una observación de la secuencia de movimiento de la articulación de un velocista o aceleración segmentares en un salto vertical (Joseph Hamill, Kathleen M. Knutzen 2009). Ambos análisis son diferentes es por esto que es muy importante realizar ambos para una comprensión completa de todo los aspectos de un movimiento. La cinética estudia la causa del movimiento, principalmente la fuerza que actúan sobre un sistema como el cuerpo humano o un objeto, el análisis de cinética, por lo tanto está basado en el estudio de las fuerzas que causan un movimiento, por lo que es más difícil con análisis cinemático, ya que las fuerzas no pueden verse si no que solo se puede medir los efectos de esta, por lo que representa uno de los más grandes desafíos de la biomecánica por necesitar equipos sofisticados y una gran experiencia para realizar estos análisis (Joseph Hamill, Kathleen M. Knutzen 2009).

Las cámaras de video más comunes para análisis biomecánico operan entre 24 y 30 FPS, las cámaras de video de alta velocidad que se ocupan en mayor

medida para estos análisis operan a 60, 120, 180 o 200 FPS, a los 60 FPS el tiempo entre cuadro es 1/60 segundos (0,016679 segundos) y a 200 FPS 1/200 segundos (5 milésimas de segundo). Se utiliza un punto inicial de referencia para iniciar la digitalización (Joseph Hamill, Kathleen M. Knutzen 2009).

Análisis Biomecánico del ciclismo

Un análisis cinético del ciclismo podría realizarse a través de las cadenas cinéticas. Existen dos tipos de cadena, abierta y cerradas. Las cadenas abiertas se caracterizan por el segmento distal móvil, que se encuentra libre y el segmento proximal estabiliza, las cadenas cerradas, se caracteriza por el segmento distal estabilizador, que se encuentra fijo y el proximal es móvil, como el pie del ciclista con el pedal. En el ciclismo se observa movimientos angular en un sentido y luego en el otro generando con esto la vuelta del punto de partida, es por esto que cada segmento al movilizarse presenta un ángulo positivo y uno negativo del mismo valor, por lo que la suma de los movimientos angulares es igual a cero, debido a que volvemos al ángulo inicial (Haushalter, G., LAng G, 1982).

La cadena cerrada estudiada es durante el pedaleo, se inicia en el sillín y termina en el pedal, con todo los movimientos articulares que generan esto por lo que el sillín y el pedal alteran la secuencia de esta cadena. El sillín no debe ser blando ni poseer amortiguación, ya que generan movimientos excesivos y esto provocara ineficiencia en cada pedaleada afectando el rendimiento. Además los sillines grandes alteran el ascenso y descenso rectilíneo de las piernas. El pedal debe encajar con la zapatilla, en la ranura que está presente en el taco para acoplarse en la parte posterior del pedal. En el pedal se concentran las fuerzas generada en el pedaleo que genera el movimiento continuo y desplazamiento de la bicicleta. En la parte inferior de la zapatilla posee un taco que se acopla con el pedal evitando perdidas energéticas que afectan el rendimiento. La interacción que debe existir entre el ciclista y su bicicleta es importante para mejorar el performance y uno de los factores es aplicar una fuerza óptima en los pedales, sillín y manillar, con el propósito de mejorar el tiempo de carrera y a la vez favorecer favoreciendo un menor costo metabólico (Bini RR, Hume PA 2013, Lanferdini FJ, Vaz MA 2013).

Cinética del pedaleo

Es fundamental entender todas las fuerzas que participan sobre el ciclista y sobre la bicicleta durante el pedaleo, debido que la principal fuerza que moviliza la bicicleta es producida en los músculos esqueléticos y luego se transmiten por medio de los pedales, por ende la fuerza del pedal responde a fuerza externa como de arrastre, peso y rodadura.

Sin embargo, cuando el ciclista va sentado, el peso de su cuerpo es distribuido en el sillín, pedales y manillares, donde el 60% de la masa del ciclista va dirigida a la rueda posterior (Bini Rr, Hume PA, Croft J, Kilding AE, 2013) por tanto el peso corporal se suma a la gravedad y a la resistencia inicial más el peso de las estructuras de la bicicleta, cuando se recorra una velocidad de 20km/h se utiliza el 90% de la fuerza de arrastre para superar la resistencia del aire (Kyle CR, 1996). Es decir, cada vez que se modifica la superficie del terreno, peso corporal y la bicicleta, estos formaran parte de la resistencia total de la fuerzas que movilizan la bicicleta hacia adelante (Fonda V, Sarabon N, 2012). A través de los años, los componente de la bicicleta contribuyen a una disminución de la resistencia de la rueda para reducir el costo de transporte (Minetti AE, Pinkerton J, Zamparo P, 2001).

Cuando se refiere a la fuerzas aplicadas al sillín y al manillar se detecta una coherencia entre las fuerza del pedal y otras fuerzas del cuerpo, donde los ciclista utilizan la musculatura del miembro superior para mejorar la producción de energía de la bielas y esto siendo más eficiente cuando aumenta la carga de trabajo o por un incremento en la inclinación del pedaleo (Stone C, Hull ML, 1995).

Aspectos fisiológicos del musculo esquelético

Las fibras musculares son inervadas en grupos llamados unidades motoras, que al activarse en conjunto generan un potencial de acción, esto va a generar lo que se denomina la contracción muscular (N. Massó, 2010).

Es el proceso que genera nuestro cuerpo en todo momento. Las fibras musculares poseen una inervación por fibras nerviosas mielinizadas, cada una de estas fibras nerviosas se origina en el asta anterior de la medula, y desde

ahí cada moto neurona, penetra cada vientre muscular de manera profunda, provocando el reclutamiento de muchas fibras musculares (López Chicharro & Fernández Vaquero, 2006).

El proceso de la contracción muscular

Para que se lleve a cabo, se requieren varios fenómenos, primeramente se debe generar un potencial de acción que este viaja a través del axón de las motoneuronas realizando sinapsis en la placa motora posteriormente se libera de la parte terminal del axón acetilcolina en el espacio entre el botón pre sináptico y el sarcolema, la acetilcolina se libera en dirección a sus receptores en el sarcolema, los cuales al interactuar provocan la apertura de canales iónicos. Estos canales permiten el paso de iones Na^+ al interior de la fibra muscular, de esta manera se inicia el proceso de potencial de acción. Este potencial de acción se expande por el sarcolema por los túbulos T, posteriormente se liberan iones Ca^{++} del retículo sarcoplásmico al interior del citosol, estos iones se unen a la troponina C, permitiendo la interacción entre la actina y miosina, en presencia del ATP estas dos miofibrillas realizan un deslizamiento y acortamiento del sarcomero, denominándose contracción muscular (López Chicharro & Fernández Vaquero, 2006).

La variación de actividad muscular estará relacionada directamente con la activación del sistema nervioso central (SNC) la activación generara trenes de impulsos nerviosos que es activación de unidades motoras de manera simultánea que se van a superponer para formar la señal de EMG, a mayor excitación del SNC se va generar más fuerza en el musculo, esto implica un mayor número de unidades motoras activadas (Luca, 2006).

La contracción muscular es el proceso que genera nuestro cuerpo en todo momento. Las fibras musculares poseen una inervación por fibras nerviosas mielinizadas, cada una de estas fibras nerviosas se origina en el asta anterior de la medula, y desde ahí cada moto neurona penetra cada vientre muscular de manera profunda, provocando el reclutamiento de muchas fibras musculares. Sin embargo la unión de musculo neurona recibe el nombre de placa motora la cual genera el potencial de acción (Luca, 2006).

Tipos de contracción muscular

Como se explicó anteriormente, el control nervioso controla la contracción muscular y esta puede producir fuerza mediante tipos de activación muscular.

Activación isométrica: consiste en una producción de fuerza del musculo sin cambiar de longitud (Neumann, 2007).

Activación concéntrica: esta activación tiene lugar cuando el musculo produce fuerza mientras se contrae, llevando sus puntos de inserción al centro del musculo (Neumann, 2007).

Activación excéntrica: de manera opuesta es una producción de fuerza al alejarse los puntos de inserción, el musculo se elonga (Neumann, 2007).

Cocontracción en triatletas

Un fenómeno que se puede analizar al realizar una electromiografía es el de coactivación, siendo la” actividad simultanea de músculos agonistas y antagonistas” (Caballero, 2002).

La cocontracción puede interpretarse como un patrón de ineficiencia en el ciclismo, debido a que los músculos antagonistas luchan contra los sinergistas, esto se debe propiamente a la técnica del ciclismo (Winter, 2005), estudios hablan de economía que se interpreta en base a la relación de consumo de oxígeno y potencia, se sugiere una disminución en la economía en cadencias lentas en comparación al pedaleo con mayores tasas de cadencia. La deficiencia en relación con la resistencia tiene que ver de manera directa con la capacidad de un musculo de contraerse y relajarse, al aumentar el movimiento viscoso al contraer los filamentos musculares aumenta la demanda metabólica para poder llevar a cabo este proceso fisiológico en el musculo, la técnica del triatleta es esencial para el desempeño debido a la demanda de su deporte de las extremidades inferiores y a los cambios de técnicas en cada cambio de ciclo durante su competencia (Candotti et al., 2009).

El índice de cocontracción se calculó por medio de la fórmula de (Winter 2005), que consiste en que el área común de ambos músculos es dividida por el área de A más el área de B multiplicado por 100% (Candotti et al., 2009).

$$\%COCON = 2 \times \frac{\text{common area A\&B}}{\text{area A} + \text{area B}} \times 100\%$$

Figura1: fórmula de cálculo del índice de contracción.

Análisis electromiografico

Se han propuesto a lo largo de la historia diferentes tipos de análisis electromiografico (EMG), uno de los pioneros fue Du Bois Reymond, que fue el primero en demostrar la actividad eléctrica del musculo humano durante la contracción voluntaria usando un galvanómetro conectado a su mano y observando que cuando el brazo era flexionado, la aguja deflactaba y el grado de deflexión aumentaba con la fuerza de contracción (Caballero, 2002).

Adrián y Bronk en 1929 utilizaron la EMG para estudiar la funcionalidad del movimiento, para realizar un diagnóstico diferencial de EMG para atrofas neurogenas y miogenas, proporcionando la como primera evidencia la EMG, posteriormente se inician continuos estudios de actividad eléctrica del musculo. Los métodos de EMG pueden ser cualitativos y cuantitativos. Los cualitativos son el método anatómico, que determina la acción muscular a partir de la disección y usa como método de prueba la palpación y el estiramiento de las fibras musculares, el método de palpación, que evalúa la activación muscular en movimiento y se aprecia su aumento de volumen, en algunos casos se utiliza transductores de deformación. Los métodos cuantitativos son: estimulación eléctrica esto hace que el musculo se contraiga y permanezca contraído si se aplica una electro estimulación, la miografía, que enmarca las técnicas kinesigraficas y la electromiografía que registra los potenciales eléctricos de las fibras musculares (Caballero, 2002).

Definición de la electromiografía

Es un registro de la actividad eléctrica, y por tanto constituye una extensión de la exploración física y prueba la integridad del sistema motor” (N. Massó, 2010). Este sistema permite recoger la señal eléctrica de un musculo en un cuerpo en movimiento (N. Massó, 2010). También se puede aplicar al estudio de acciones estáticas. Esto requiere de una difusión iónica previo dentro del musculo, la

cual genera un campo eléctrico a su alrededor proporcional a la concentración iónica. Este campo eléctrico es el que se detecta mediante los electrodos de EMG. En consecuencia la respuesta mecánica debida al momento articular generado por la fuerza que realiza el musculo al contraerse. El objetivo principal de este método es para conocer la actividad eléctrica de uno o varios músculos en una acción específica. Se puede saber mediante esto si el musculo está o no activo, el grado de actividad que muestra durante la acción y conocer el tipo de interacción que mantiene con los músculos sinergistas que participan en la acción a estudiar (coordinación) (N. Massó, 2010).

También se puede identificar el instante y los periodos en que se produce la activación muscular de los grupos musculares determinados en una acción dinámica, es fundamental sincronizar el registro electromiografico junto a los sistemas cinemáticos como por ejemplo cámaras, electro goniómetros u otros elementos con sus respectivas programaciones también se puede complementar con equipos de podometria y plataformas de fuerzas. La EMG se introdujo como parte complementaria y fundamental del análisis biomecánico (N. Massó, 2010).

Se puede clasificar la EMG de acuerdo al protocolo que se va medir al usuario, EMG de reposo que es la actividad muscular basal y que erróneamente es considerada el tono muscular, EMG voluntaria corresponde a la actividad eléctrica cuando al sujeto se le solicita una acción, como por ejemplo una contracción voluntaria máxima, y la EMG con potenciales evocados, que evalúa la integridad de la unidad motora y se realiza aplicando un pulso eléctrico que provoca la contracción del musculo (N. Massó,2010).

Unidad motora del potencial de acción y relación con EMG

La unidad funcional del musculo se denomina unidad motora, que se compone por una moto neurona y las fibras musculares inervadas por la moto neurona, la señal eléctrica que emana la activación de estas fibras musculares de unidad motora son detectables por el electrodo que se denomina potencial de acción de unidad motora (MUAP). Constituyendo la unidad fundamental para la señal de EMG (Luca, 2006).

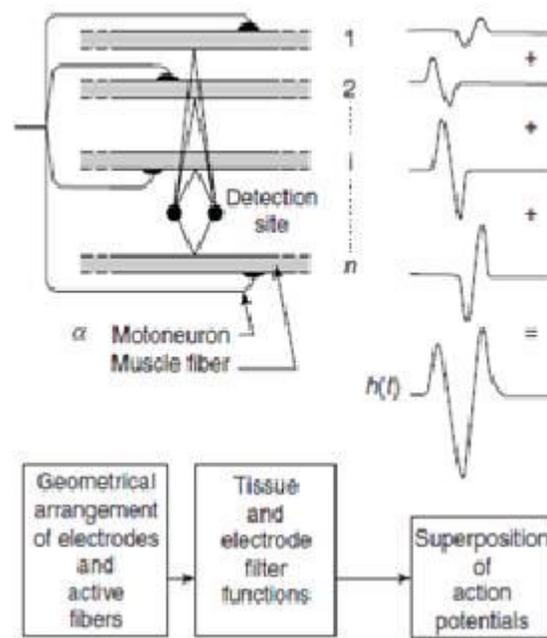


Figura 2: Representación esquemática de la generación de un potencial de acción de unidad motora.

Los factores que influyen en el MUAP

- La relación geométrica relativa de la detección de las superficies de los electrodos y las fibras musculares de la unidad motora en sus proximidades (Luca, 2006).
- La posición relativa de las superficies de detección a la innervación de la zona, que es la región donde las ramas nerviosas toman contacto con las fibras musculares (Luca, 2006).
- El tamaño de las fibras musculares (debido a la amplitud del potencial de acción individual, es proporcional a la diámetro de la fibra) (Luca, 2006).
- El número de fibras musculares adyacentes de una unidad motora individual, que pueden ser detectadas por el electrodo (Luca, 2006).

La señal eléctrica que es la manifestación de un MUAP, cuando se quiere realizar una fuerza sostenida se deben activar varias veces las unidades motoras, esta actividad secuencial se denomina tren de potencial de acción de unidad motora (MUAPT), la forma de onda de MUAPS dentro de un MUAPT, es constante si la relación geométrica de los electrodos y la activación de fibras

musculares se mantiene constante, si también no hay cambios bioquímicos importantes en el tejido muscular (Luca, 2006).

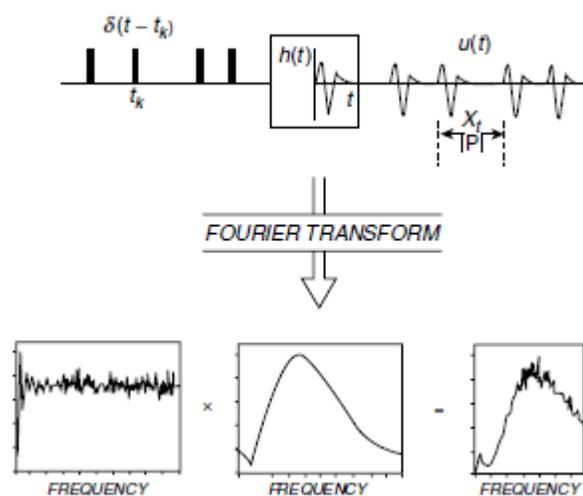


Figura 3: Modelo de Fourier para una posible acción de tren unidad de motor (MUAPT) Corresponde a la transformación de los intervalos de interpulso (IPI), los potenciales de acciones de la unidad de motor (MUAP), y el MUAPT (Luca, 2006).

Métodos de EMG cualitativos y cuantitativos

Los cualitativos son el método anatómico, que determina la acción muscular a partir de la disección y usa como método de prueba la palpación y el estiramiento de las fibras musculares, el método de palpación, que evalúa la activación muscular en movimiento y se aprecia su aumento de volumen, en algunos casos se utiliza transductores de deformación. Los métodos cuantitativos son: estimulación eléctrica esto hace que el musculo se contraiga y permanezca contraído si se aplica una electro estimulación, la miografía, que enmarca las técnicas kinesiográficas y la electromiografía que registra los potenciales eléctricos de las fibras musculares (N. Massó, 2010). La electromiografía (EMG) es la señal eléctrica que representa la activación neuromuscular, asociado a una contracción muscular censando el potencial de acción que cursa por la fibra muscular. Específicamente representa la corriente generada por el flujo iónico a través de la membrana de las fibras musculares que se propaga a través de los tejidos intermedios para ser detectados por un electrodo, es una señal compleja con influencias de propiedades anatómicas y

fisiológicas de los músculos junto con el sistema nervioso, características de los instrumentos utilizados (Luca, 2006).

También se puede identificar el instante y los periodos en que se produce la activación muscular de los grupos musculares determinados en una acción dinámica, es fundamental sincronizar el registro electromiografico junto a los sistemas cinemáticos como por ejemplo cámaras, electro goniómetros u otros elementos con sus respectivas programaciones, también se puede complementar con equipos de podometria y plataformas de fuerzas. La EMG se introdujo como parte complementaria y fundamental del análisis biomecánico (N. Massó, 2010).

Se puede clasificar la EMG de acuerdo al protocolo que se va medir al usuario, EMG de reposo que es la actividad muscular basal y que erróneamente es considerada el tono muscular, EMG voluntaria corresponde a la actividad eléctrica cuando al sujeto se le solicita una acción, como por ejemplo una contracción voluntaria máxima, y la EMG con potenciales evocados, que evalúa la integridad de la unidad motora y se realiza aplicando un pulso eléctrico que provoca la contracción del musculo (Luca, 2006).

Extrínsecos:
<ul style="list-style-type: none"> • Electrodo: configuración, orientación de fibras, tendón, borde muscular.
Intrínsecos:
<ul style="list-style-type: none"> • Números de fibras que se activan.
<ul style="list-style-type: none"> • Velocidad de disparo (sincronización).
<ul style="list-style-type: none"> • Activación nerviosa fuerza.
<ul style="list-style-type: none"> • Tipo de fibra.
<ul style="list-style-type: none"> • PH.
<ul style="list-style-type: none"> • Diámetro de fibra.
<ul style="list-style-type: none"> • Localización de electro fibra.
<ul style="list-style-type: none"> • Flujo sanguíneo.
<ul style="list-style-type: none"> • Tejido subcutáneo.
Intermediarios:
<ul style="list-style-type: none"> • Diferencia filtración de electrodo.
<ul style="list-style-type: none"> • Volumen detectado.

<ul style="list-style-type: none"> • Señal acoplamiento de equipos.
<ul style="list-style-type: none"> • Velocidad de conducción.
Determinantes:
<ul style="list-style-type: none"> • Activación muscular.
<ul style="list-style-type: none"> • Interacción de fibras musculares.
<ul style="list-style-type: none"> • Numero de fibras censadas.
<ul style="list-style-type: none"> • Duración.
<ul style="list-style-type: none"> • Amplitud.
<ul style="list-style-type: none"> • Reclutamiento.
<ul style="list-style-type: none"> • Estabilidad.
Señal EMG:
<ul style="list-style-type: none"> • Amplitud.
<ul style="list-style-type: none"> • Espectro.
<ul style="list-style-type: none"> • Variables (media, mediana, frecuencia).
Interpretación:
<ul style="list-style-type: none"> • Musculo fuerza torque.
<ul style="list-style-type: none"> • Activación muscular on-off.
<ul style="list-style-type: none"> • Fatiga muscular.

Tabla 1: Factores que influyen en la EMG de superficie (Luca, 2006).

Los factores causales tienen un efecto elemental o básico de la señal. Los factores intermedios representan fenómenos físicos y fisiológicos que son influenciados por uno o más de los factores causales y a su vez, influir en los factores deterministas que representan las características físicas de los potenciales de acción (N. Massó, 2010).

Tipos de electros de superficie el activo y el pasivo

El pasivo consta de metal conductivo, que detecta la corriente sobre la piel a través de su interfaz. Electrodo activo tienen alta impedancia de entrada, pero debido al amplificador electrónico hace menos sensible a la impedancia, por lo tanto mejora la calidad de interfaz entre el electrodo y la piel (Luca, 2006). Los electros activos se diseñaron para eliminar la necesidad de la preparación de la piel y el entorno, se les denomina “dry” y estos pueden ser resistentes al acoplamiento de la piel. Sus propiedades eléctricas no son duraderas a largo

plazo debido a que tienden al desgaste por la transpiración y la erosión, dicho de otra manera aún no han encontrado lugar en la electromiografía (Luca, 2006).



Figura 4: Electrodo de superficie activo bipolar, la separación entre las barras es de 10 mm, la longitud de las barras es de 10 mm y el espesor es de 1 mm (Luca, 2006).

Estos electrodos no requieren ninguna preparación de la piel o pasta conductora o geles (Luca. 2006).

Utilidad y aplicaciones de la EMG

El análisis del movimiento suele incluir un estudio cinemático y un estudio cinético. La cinemática se encarga de la determinación de parámetros de posición, velocidad y aceleración, tanto lineal como angular, esto se requiere equipo adicional como cámaras y marcadores de posición. El estudio cinético determina las fuerzas internas o externas actuantes y relacionadas con el gesto analizado, y para ello se necesitan plataformas de fuerza. Junto con la electromiografía se deben hacer las pruebas de manera sincronizada con el registro cinemático para obtener 2 datos:

- El tiempo de activación muscular, su inicio y final en relación a la posición articular (Caballero, 2002).
- El grado de actividad muscular, que tiene que ver con el nivel de esfuerzo muscular, que no debe confundirse con el nivel de fuerza (Caballero, 2002).

Sincronización y activación

Es necesario sincronizar los sistemas:

- Sistema de Adquisición de Datos Primario.
- Sistema de adquisición de datos secundarios.
- Los retrasos Constante de tiempo.
- Los retrasos de tiempo variables.
- Activador de inicio.
- Inicio Entrada Salida de activación.
- Detener activación.

Escenarios de activación:

- Disparo primario/secundario.
- Señal de disparo independiente.
- Sincronización común de señal.

La sincronización y activación, en el caso del análisis biomecánico por EMG, es preciso un sistema de captura de los movimientos del cuerpo, es decir grabar los movimientos. Debe estar correlacionado el evento analizado con el sistema de adquisición de datos con el sistema de captura de movimiento para poder realizar esto deben comenzar al mismo tiempo ambos sistemas, de esta manera se evita el retraso efectivo ("Tutorials on Surface Electromyography", 2016).

Registro de señal de electromiografía

La señal electromiografico amplifica la señal entre 200 y 5000 veces, esta señal corresponde a la actividad eléctrica del musculo, con un rango de frecuencia entre 1 – 2kHz, esto quiere decir que este registro es la suma de señales eléctricas de fibras musculares que se captan en diferentes frecuencias en un tiempo determinado.

Los factores que pueden alterar la confiabilidad del registro electromiografico son posición del paciente, edad, cantidad de grasa y tejido conectivo, especialmente en la utilización de electrodos de superficie. La señal recogida

del tejido se filtra dependiendo las necesidades a utilizar se basa su modificación, las propiedades para la detección y el tratamiento son el tamaño, la distancia inter electrodo, composición química y la interface electrodo – electrolito-piel (N. Massó, 2010).

La relación electrodo piel se aplica con precaución del vientre muscular con la musculatura adyacente para posteriormente evitar interferencia, de esta manera maximizamos la señal (N. Massó, 2010).

Preparación del usuario

Corresponde a un conjunto de procesos para una correcta preparación y realización de la técnica de EMG.

- **Fase previa:** Consta en la preparación del deportista he informar sobre los procesos y etapas que se llevaran a cabo para la obtención de una muestra adecuada, explicar cuál es el objetivo de la toma de EMG y obtener el consentimiento informado autorizado para realizar la dicha prueba. Para colaborar datos de los deportistas es importante realizar preguntas sobre hábitos, enfermedades crónicas, fármacos, cirugías, peso y talla. Estos factores pueden afectar en la activación muscular (N Masso etal, 2010).
- **Preparación de la piel:** Existen factores como la impedancia que pueden alterar o intervenir en la señal, para poder disminuir este factor es importante la preparación adecuada de la piel. La colocación de los electrodos de superficie es de suma importancia, debido a que gracias a estos podemos obtener la información entregada por el musculo (Luca. 2006). Se deben ubicar los electrodos en el vientre muscular, específicamente en la línea media del vientre, es importante y fundamental mantener la misma localización para todos los deportista que se evaluaran, esto se debe a que puede haber variaciones en la entrega de información en relación donde se colocan los electrodos. Otros de los puntos importantes es evaluar la actividad del músculos evaluado, se puede realizar haciendo la acción de dicho musculo, esto se realizar para saber con exactitud que musculo se va a evaluar, debido que la musculatura adyacente puede intervenir o contaminar la señal del musculo evaluado (N Masso et al, 2010).

Técnica EMG

Corresponde a un conjunto de procesos en la cual se obtiene la señal, procesamiento de la señal y resultados.

Fase de registro: Para la fase de registro se debe obtener la máxima contracción voluntaria (MCV), esto es esencial para la fase de normalización de los datos, lo cual nos permitirá poder tener un punto comparativo con otros deportistas (N Masso et al, 2010).

Normalización respecto a la CVM: Se dividen los valores numéricos de amplitud resultantes del algoritmo de suavizado por el valor obtenido de la contracción voluntaria máxima, obteniendo valores en porcentaje (N Masso et al, 2010). Este método es el que más se utiliza ya que entrega información más confiable, debido a que en la toma de EMG la intensidad de la señal se ve afectada por el movimiento del electrodo con la piel, una de las ventajas de esta normalización es que se realiza de forma estática, disminuyendo las posibles perturbaciones producto del movimiento, a la vez tiene algunos inconvenientes porque es poco funcional (Hug, 2009). Sin embargo sigue siendo el más utilizado para este tipo de prueba (N Masso et al, 2010).

Fase de procesado: Hay que preparar la señal obtenida, que se denomina señal bruta, con el objetivo de favorecer su inspección y poder analizarla de mejor forma. El tipo de procesado dependerá únicamente del tipo de análisis que se desea estudiar. Por lo general se realizan dos tipos de análisis: el de amplitudes y el de frecuencias (N Masso et al, 2010).

Análisis de amplitudes: Este análisis procura convertir una señal EMG con valores alternos positivos y negativos y de elevada variabilidad (N Masso et al, 2010). La inspección visual de la señal EMG en bruto revela que su amplitud es aproximadamente proporcional a la fuerza ejercida por el músculo estudiado ("Tutorials on Surface Electromyography", 2016).

Análisis de las frecuencias: Sistema de descomposición de la señal: El fin es determinar el espectro de frecuencias de la señal electromiográfica, a través de

la suma de variadas señales de una sola amplitud y frecuencia, creando una gráfica que obtiene la frecuencia y la intensidad de las señales. (N Masso et al, 2010). En el transcurso de esta investigación se utilizó para el análisis de las muestras de EMG el software MATLAB con el algoritmo EMD y Lugo se descompuso la señal final a través de la transformada de Hilbert Hung. Las técnicas de descomposición empírica de modos (EMD) se iniciaron a los inicios del año 1990, para el análisis de procesamiento digital no lineal y no estacionario (Huang, N E, 1998). Por en es una herramienta que permite descomponer cualquier señal temporal ende es una serie de funciones oscilatorias con modulación de amplitudes y frecuencias, las cuales dan como resultado a una función de modo intrínseco (IMF) (Huang, N, E, 1998). Estas son derivadas desde la misma señal y solo se necesita como mínimo dos extremos: Un máximo y un mínimo (Huang, N. E, 1998; Liang H., Bressler S, 2005; Dekechelle E., Lemoine J 2005).

El procedimiento para obtener los IMF propuesto por Huang son:

1. Inicializar $r_0(t) = x(t)$, $j = 1$.
2. Se extrae j -th IMF:
 - (a) Inicia $h_0(t) = r_j(t)$, $k = 1$.
 - (b) Localizar máximos y mínimos locales de $h_{k-1}(t)$.
 - (c) Interpolación spline cubico para definir la envolvente superior e inferior de $h_{k-1}(t)$.
 - (d) Calcular $m_{k-1}(t)$ de la envolvente superior e inferior de $h_{k-1}(t)$.
 - (E) Definir $h_k(t) = h_{k-1}(t) - m_{k-1}(t)$.
 - (F) Si se cumplen los criterios de parada seguir a continuación, $H_j(t) = h_k(t)$ otra cosa Goto 2. (b) con $k = k + 1$.
3. Definir $r_j(t) = r_{j-1}(t) - H_j(t)$.
4. Si $r_j(t)$ todavía tiene a lo menos dos extremos entonces Goto 2. (a) con $j = j + 1$ más la EMD está terminado.
5. $r_j(t)$ es el residuo de $x(t)$.

Al final de este proceso de tamizado numérico de la señal $x(t)$ se puede expresar:

$$x(t) = \sum_{j=1}^n h_j(t) + r_n(t) ,$$

Imagen 5: Formula para la obtención de los IMF.

Durante el procesamiento de la señal con filtro EMD, el objetivo es extraer $x(t)$ de los componentes oscilatorios desde el mayor detalle hasta el mínimo detalle y para esto se resta la media local $m(t)$ de la señal, luego esta media se calcula sacando el promedio de las envolventes superior e inferior (cumpliendo con los máximos y mínimos locales) y una vez extraído de la señal este resultado puede mostrar diferencias en la simetría de las señales, entonces este proceso se realiza las veces necesarias para cumplir con la simetría para lograr la primera función IMF. Esta función nos lleva a construir en un fenómeno físico la representación gráfica de energía, tiempo y frecuencia de los datos brutos que vienen de la muestra de la señal EMG (Huang, N. E, 1998).

Existen otra herramientas asociadas a EMD que permite agrupar las funciones IMF y con esto obtener una señal analítica, la cual se denomina la transformada de Hilbert-Huang (THH) (Huang, N. E, 1998).

La THH es un método que facilita la descomposición de una señal en monocomponentes para lograr el posterior análisis de cada componente de forma independiente.

Una señal debe cumplir dos condiciones para aplicar la THH, las cuales son:

- El número de extremos y número de cruces por cero deben ser igual o diferentes por uno. (Huang, N. E, 1998).
- En cualquier punto el valor de media de los envolventes máximos y mínimos locales debe ser cero (Huang, N. E, 1998).

En la siguiente etapa, la transformación de Hilbert (THH) es aplicada a cada uno de los desintegrada IMF - , posteriormente, proporcionando la Hilbert espectros de amplitud con frecuencias instantáneas significativos. Básicamente, la fórmula de la (THH) es: $THH [x(t)] = y(t)$ de $x(t)$.

La THH a cada IMF $a(t) \times \cos[\delta(t)]$, se obtiene los resultados de la siguiente manera:

$$H \{ a(t) \times \cos[\varphi(t)] \} = a(t) \times \text{sen}[\varphi(t)]$$

Imagen 6: formula transformada del Hilbert Huang.

Este último resultado multiplicado por la unidad imaginaria i permite obtener la señal analítica asociada $a(t) \times \exp[i\delta(t)]$. A esto se le denomina como THH (Hahn, 1996).

Se puede expresar de la siguiente formula:

$$x(t) = \text{Re} \left\{ \sum_{k=1}^N a_k(t) \times \exp\left(i \int \omega_k(t) dt\right) \right\} + r_N(t),$$

Figura 7.

Donde $\omega_k(t) dt = \delta_k(t)$ es la fase instantánea de la k -enesima IMF, entregada por la frecuencia angular instantánea $\omega_k(t)$. En repetidas ocasiones, se puede ignorar el residuo por ser una función independiente que no aporta información impórtate (Hahn, 1996).

$$x(t) = \text{Re} \left\{ \sum_{k=1}^{\infty} a_k \times \exp(i \omega_k t) \right\}.$$

Figura 8.

La ecuación anterior es similar, difiere en que contiene mayores términos, la amplitud y la frecuencia son variables en el tiempo, los cambios con referencia a la ecuación anterior es que presenta una amplitud y frecuencia constante (Huang, N. E, 1998; Liang H., Bressler S, 2005; Dekechelle E., Lemoine J 2005).

Filtrado de la señal

El filtro es un dispositivo diseñado para diferenciar determinados rangos de frecuencias, permitiendo el paso de la señal útil y restringiendo el paso de otros, y con ello limitar de algún modo el espectro de frecuencia de una señal ("Tutorials on Surface Electromyography", 2016). Se filtran potenciales de amplitudes y/o frecuencias fuera del espectro que se desea, y que suelen corresponder a artefactos o a cualquier tipo de ruido en el registro (N Masso et al, 2010). El rango de frecuencias que se denomina stop band es disminuido, y el rango que se transmite o se quiere estudiar es denominado la banda de paso. El comportamiento de los filtros puede caracterizarse por una de las cuatro funciones que se ilustra en la imagen: low-pass, high-pass, banda-pass y banda-stop ("Tutorials on Surface Electromyography", 2016).

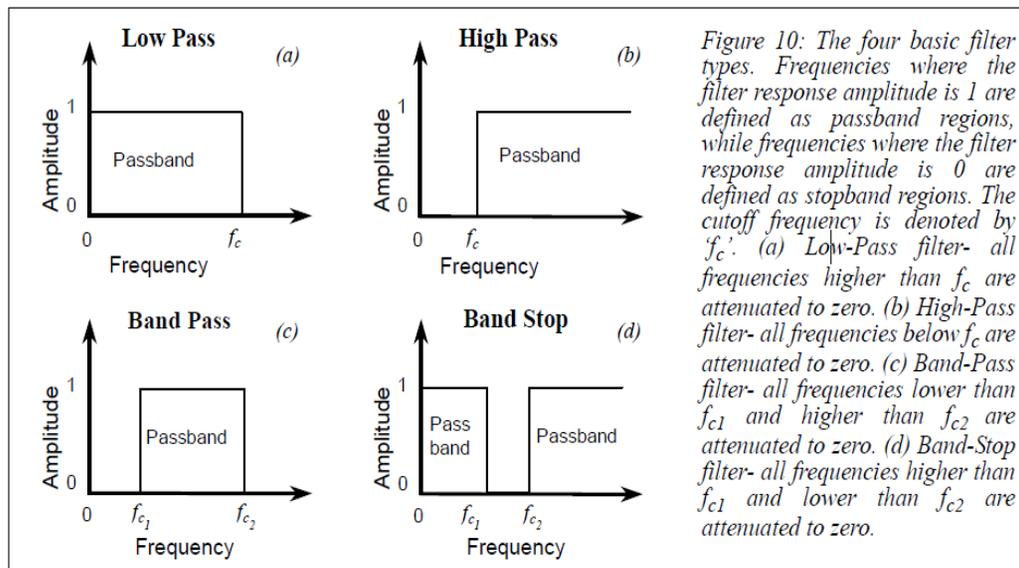


Figura 9: Los cuatro tipos de filtros básicos. Frecuencias en donde la amplitud de respuesta del filtro es 1 se definen como regiones, mientras que las frecuencias de banda de paso donde la amplitud de respuesta del filtro es 0 se definen como regiones stop band. La frecuencia de corte es denotada por 'FC'. (a) El filtro Low-Pass- todas las frecuencias superiores a f_c están atenuadas a cero. (b) El filtro High-Pass- todas las frecuencias por debajo de f_c se atenúan a cero. (c) Band-Pass filtro- todas las frecuencias inferiores a f_{c1} , f_{c2} y superior están atenuadas a cero. (d) Filtro Band-Stop- todas las frecuencias superiores a f_{c1} y f_{c2} inferior están atenuadas a cero ("Tutorials on Surface Electromyography", 2016).

Tipos de ruidos

Ruido producido por los artefactos electrónicos del equipo de EMG: Los artefactos electrónicos generan ruido eléctrico con componentes desde 0Hz hasta 1000 Hz, esto se debe a que el ancho de banda de la señal EMG comparte parte el mismo espectro del ruido eléctrico de los componentes electrónicos, este no puede ser eliminado, sin embargo puede ser atenuados mediante técnicas de diseño inteligentes. (De Luca, 2002c).

Ruido eléctrico ambiental: Es el ruido que se genera producto de la interferencia electromagnética, producida, por transmisiones de radio, luz televisión, lámparas fluorescentes y líneas de alta tensión. La frecuencia de estos ruidos se encuentra alrededor de 60 Hz (Norte, 2007).

Ruido producido por movimiento: Se pueden producir por dos factores, la interacción entre el electrodo y la piel y por la oscilación de los cables de los electrodos. El rango de frecuencia para estas interferencias está entre 0 y 20 Hz (Norte, 2007).

Rectificación de la señal: Transformar todos los voltajes negativos a positivos. . (N Masso et al, 2010).

Aplicación de un algoritmo de suavizado: Tiene como objetivo lograr una imagen más cercana de la activación muscular y más fácil de observar. . (N Masso et al, 2010).

EMG en el deporte

Como la EMG puede usarse en acciones dinámicas se presta para la utilización en el ámbito deportivo, para poder realizar un cambio en la eficacia de un gesto se debe tomar en cuenta un correcto trabajo muscular en términos de economía del esfuerzo, rentabilidad y prevención de lesiones. Con un análisis electromiografico se puede realizar un seguimiento y corregir u optimizar estos parámetros y también al poder analizar estos parámetros con EMG podemos hablar de poder mejorar ejecución de una tarea específica del punto de vista de la activación muscular y fatiga esto se puede analizar por medio de los trazados que entrega la EMG (Caballero, 2002).

Últimos estudios se han realizado en los análisis de los tipos de fibras musculares en el ámbito deportivo (Caballero, 2002).

Metodología

Material y método

Muestra

La muestra fue no probabilística intencionada debido a que se debían cumplir criterios de inclusión para el estudio, debían ser triatletas adultos se debía cumplir 5 años de experiencia en competencia, realizando carreras largas tipo iron man y no debía presentar lesiones musculo esquelética, bicicleta propia, tener cadencia de 90 rpm y saber su potencia umbral. El cálculo del tamaño de la muestra fue de 17 triatletas a un porcentaje de error de 10% con un nivel de confianza de 90% sin embargo los participantes fueron 8 los que cumplieron con los criterios de inclusión y estos se sometieron a la evaluación, la prueba se realizó en la Universidad Católica Silva Henríquez, las características son las siguientes:

Características: (Promedio \pm DS), edad, talla, peso, cadencia y potencia .N =8.

	Edad (años)	Talla (cm)	Peso (kg)	Cadencia media(rpm)	Potencia media (watts)	Horas de entrenamiento	Km por semana
Triatletas	32 \pm 8	1.74 \pm 0.04	73 \pm 5	90 \pm 2	248 \pm 30	9 \pm 4	290 \pm 41

Tabla 2: Características de la muestra

Recolección de datos: Primeramente se citaron los ciclistas al laboratorio de biomecánica de la universidad UCSH en el cual se debieron presentar con sus respectivas bicicletas, las cuales fueron ubicadas en el rodillo estacionario para la medición, paralelo a la bicicleta alineada con el eje del pedal se ubicó una cámara GoPro hero 3 Silver a 120hz, resolución la cual capto la información del crank, la cual se le realiza el seguimiento, la cámara fue sincronizada con el electromiografo y la ubicación de los electrodos en el vientre muscular según SENIAM, que corresponde a un protocolo de ubicación de electrodos en la superficie que se desarrolló en Europa, son ubicados de superior a inferior y de lateral a medial, en el siguiente orden, vasto lateral y bíceps femoral, estos fueron los músculos evaluados.

Posterior a la toma de EMG, se realizó la normalización MCV al instante en que el deportista se baja de la bicicleta, con la intención de ocupar esa información para normalizar la activación muscular y tener un parámetro para poder cuantificar y medir el índice de cocontracción. Previamente el deportista debe hacer un calentamiento de 15 minutos con una cadencia en la cual se acomode luego en la prueba se le explica al deportista que debe mantener una cadencia de pedaleo de 90 rpm y alcanzar su umbral de potencia, la duración de EMG fueron 10 segundos en posición aerodinámica, la información fue recibida al computador con el software IGOR, esta información posteriormente es analizada en Matlab.

Consideraciones éticas: Los deportistas fueron informados del estudio y firmaron una carta de consentimiento.

Análisis de los datos

Luego de la obtención de la muestra se promediaron los datos de 7 ciclos de pedaleo para luego realizar el tracking del Crank a través de la plantilla de Lucas Kanade, dando resultados datos numéricos que fueron analizados en Matlab con la señales electromiograficas y fueron filtradas a través de EMD y transformada de Hillbert- Huang, posteriormente los datos son normalizados a través de una prueba isométrica máxima de 5 segundos MCV de los músculos evaluados, registrándose una señal final en dominio de la amplitud.

Análisis Estadístico

Al obtener los datos se realizara un análisis descriptivo de los resultados obtenido de los ICC de los músculos evaluados. Las herramientas utilizadas en este estudio fueron, la máxima, la mínima, la media, desviación estándar. A la vez se utilizaron gráficos de barras.

Resultados

En el grafico 1 se aprecia el inicio del VL $108^{\circ} \pm 26$, el pico $182^{\circ} \pm 30^{\circ}$ y el final de la activación muscular a los $302^{\circ} \pm 26$ con respecto al BF su inicio es a los $143^{\circ} \pm 41^{\circ}$, el Pico de activación es a los $272^{\circ} \pm 45^{\circ}$ y su final esta alrededor de los $86^{\circ} \pm 26^{\circ}$.

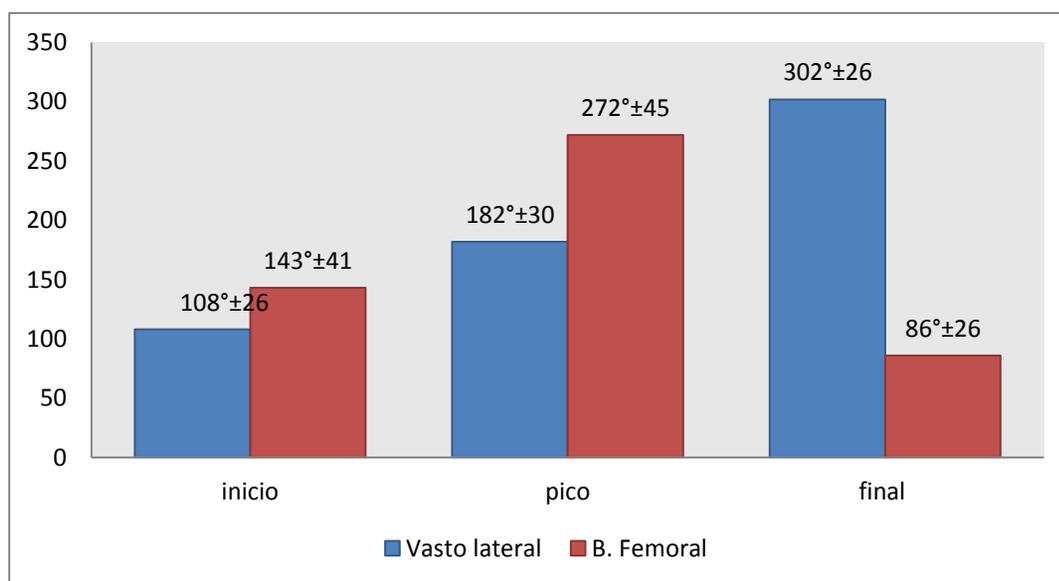


Grafico 1: Representación gráfica de la activación muscular (inicio. pico y final) de los triatletas.

En el grafico 2 se aprecia la EMG del VL y el BF en donde esta el inicio, el pico y el final de activacion de ambos musculos, en el eje Y tenemos mV normalizado en amplitud y en el eje X el tiempo, la activacion del musculo antagonista comparte area de activacion del musculo agonista lo que implica el area en comun que representa el ICC.

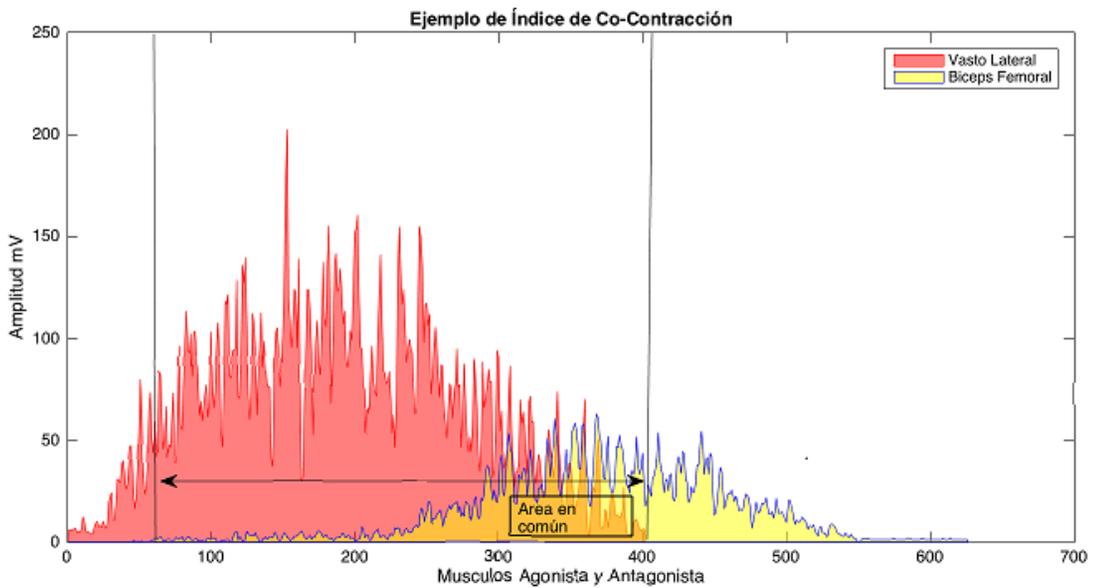


Gráfico 2: Inicio, pico y final del vasto lateral y bíceps femoral.

Los resultados mostrados en el gráfico 3 representan los índices de cocontracción de los músculos vasto lateral y bíceps femoral, en donde la muestra 1 obtuvo el mayor porcentaje de ICC, con un porcentaje de 66%, el mínimo fue la muestra 6 con un ICC de 34%, el promedio de las 8 muestra fue un ICC de 52 la desviación fue de 9,4% ICC.

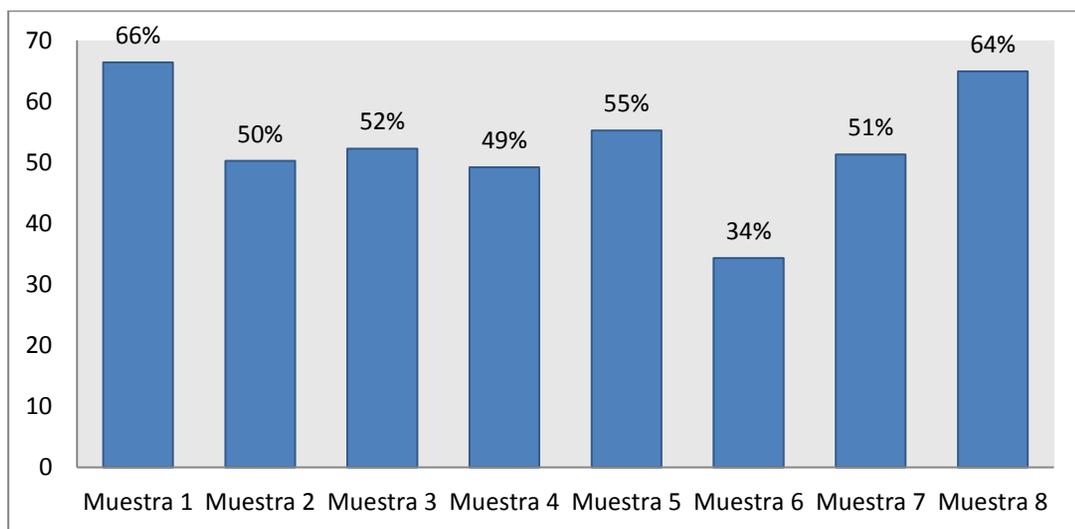


Gráfico 3:: Representación gráfica de los ICC obtenidos.

Discusión

El presente estudio pretende describir el índice de cocontracción muscular de los músculos VL y BF, en triatletas chilenos en posición aerodinámica. A través de electromiografía de superficie, evaluando los músculos a una cadencia de 90 rpm y a su potencia umbral, con su propia bicicleta.

La activación muscular vamos a encontrar que el promedio del inicio del VL $108^{\circ} \pm 26$ y un final de activación muscular a los $302^{\circ} \pm 26$ y el BF un inicio de actividad a los $143^{\circ} \pm 41$ con un final de activación a los $86^{\circ} \pm 26$ esto implica que durante el pedaleo la activación del VL de manera simultánea se va activar el BF reflejando en la EMG el área en común, gran parte del recorrido del eje del crank se va activar el BF, lo que autores explican que se interpreta como ineficiencia mecánica (Candotti 2009), por ende se entiende que le quita eficacia extensora al cuádriceps específicamente al VL sin embargo hay autores que indican que es un mecanismo estratégico para poder otorgarle estabilidad a la articulación (Raymond, 2005), este índice se puede asociar a diversos motivos, tales como neuropatías por atrapamiento, (Masso, 2010) se asocia que el atrapamiento de un nervio se puede extrapolar a el ámbito deportivo a una contractura muscular, esto va a generar una alteración en el potencial de acción en consecuencia por comprensión nerviosa y se podría ver reflejado en el ICC. Los factores tales como el dolor se puede asociar al ICC, se debe a la información nociceptiva que recibe el tálamo por la vía espinotalámica en respuesta el SNC intentara modular el dolor. (Arbaiza A. 2005).

Posteriormente a un foco doloroso como se plantea en la teoría de neuromatrix (R. Melzack. 2000). Plantea tres componentes perceptivos de cómo se asocia el dolor, con la expectación, atención y aprendizaje, este concepto del dolor se relaciona directamente con el ICC, debido a que la práctica deportiva deja focos dolorosos (Koh, 2008; Lieber, Shah, & Fridén, 2002) normales debido a la exigencia propia del triatlón, generando una percepción que terminara en modulación del dolor (R. Melzack. 2000). Posteriormente a la asociación normal de un umbral de dolor, provocara estrategias compensadoras de manera inconsciente con llevando desbalances musculares traducido en inhibición muscular (Rice & McNair, 2010).

Sin embargo otro factor que puede alterar este índice es la posición aerodinámica, ya que generara cambios en la coordinación muscular por ende

en la fuerza de pedaleo, ya que existe un aumento en la activación del glúteo mayor, vasto medial, lateral y una disminución en el recto femoral, respecto a la posición erguida (Hug, 2009).

El autor Sajú, Rohan, Ahmad, Zulkarnain y Barry (2006) habla de la lateralidad de los ciclistas que provoca desbalances musculares al descender más la pelvis del hemicuerpo dominante en la fase empuje del pedal esto hace que el ICC sea distinto del hemicuerpo contralateral.

Sin duda hay elementos que son mencionados como topografía, calor ambiental y humedad, estos factores pueden alterar el desempeño del triatleta durante la competencia (Peiffer JJ, Abbiss CR 2011) provocando una variabilidad en el ICC.

En nuestro estudio se encontró también que los deportistas tenían diferencia en los kilómetros recorridos en bicicleta y horas de entrenamiento que dedicaban para entrenar a la semana, sin embargo no hay una relación clara con respecto al ICC, lo que nos hace descartar estas dos variables.

En la población de triatletas con este estudio no logramos asociar este índice con una variable específica, se requiere información más precisa para poder descartar factores que influyen en este índice y poder relacionarlo de manera directa, aunque autores describen que puede ser ineficiencia mecánica (Candotti 2009), puede deberse a mecanismos de estrategias para generar economía durante la competencia. Una de las potente estructuras subcorticales encargadas de la coordinación es el cerebelo, que a pesar de tener relación con la coordinación del movimientos, tiene aferencias directas corticales relacionada con la cognición, las emociones y el aprendizaje motor, (Carrizosa Moog and Cornejo Ochoa, n.d.) Es debido a esto que las estrategias compensatorias van a depender de la experiencia y las emociones de la competencia como tal, (Hasson CJ, Caldwell GE, Van Emmerik REA, 2008).

Conclusión

Los ICC de los triatletas evaluados demuestran disminución en la ineficiencia en el pedaleo, debido a los ICC, sin embargo son varios los factores pueden aumentar como disminuir estos ICC, durante el transcurso del estudio nos percatamos que los ICC no se pueden analizar de forma aislada, la potencia generada, kilómetros recorridos, la edad, sexo, talla, horas de entrenamiento, factores ambientales, la fisiología muscular del triatleta, son factores que determinan el ICC. Los resultados obtenidos demuestran que la muestra 1 obtuvo los mayores ICC con un 66,3787%, el promedio de las 8 muestra fue un ICC de 52,8875% y el mínimo fue la muestra 6 con un ICC de 34,3141%, no obstante no se puede asociar de forma categórica estos resultados a un solo factor. Es necesario realizar estudios más detallados y específicos sobre los orígenes del fenómeno cocontracción, aunque hay factores poco estudiados que podrían explicar alguna de las causantes de los ICC, la falta de maduración del sistema nervioso central, el dolor, desbalances musculares podrían explicar de mejor manera como se originan los ICC, como ya sabemos son varias la estructuras que participan en el control del movimiento voluntario, con todas la propiedades que esta presenta. Los ICC de los triatletas disminuyen la economía en el pedaleo en posición dinámica y durante la competencia cualquier factor que implica retraso en el tiempo cronometrado pueden ser determinante en la hora final y en los resultados de las pruebas. Es por esto que se deben hacer estudios más específicos y acotados de los factores que pueden alterar los ICC.

Glosario

- Biomecánica: Estudio de las leyes de la mecánica aplicada a los seres vivos.
- Cinemática angular: Estudia del movimiento que ocurre en torno a un eje.
- Cinética: Estudio de las causas del movimiento, por medio de las fuerzas que actúan sobre un cuerpo.
- Crank: Movimientos angular de la manivela en un ciclo de pedaleo
- EMD: Método de descomposición empírica de señal de señales.
- Lucas Kanade: Plantilla de seguimiento de un objetivo en un movimiento.
- Tracking: seguimiento para realizar un análisis cinemático.
- Transformada de Hilber-Huang: Herramienta de descomposición final de una señal.

Abreviaciones

- ICC: Índice de cocontracción.
- RPM: Revoluciones por minuto.
- EMG: Electromiografía.
- EMD: Modo de descomposición empírico.
- THH: Transformada de Hilbert-Huang.
- SNC: Sistema nervioso central.
- IMF: Función de modo intrínseco.

Bibliografía

- Abbiss, C., Karagounis, L., Laursen, P., Peiffer, J., Martin, D., & Hawley, J. et al. (2011). Single-leg cycle training is superior to double-leg cycling in improving the oxidative potential and metabolic profile of trained skeletal muscle. *Journal Of Applied Physiology*, 110(5), 1248-1255.
- Bentley, D., Millet, G., Vleck, V., & McNaughton, L. (2002). Specific Aspects of Contemporary Triathlon. *Sports Medicine*, 32(6), 345-359.
- Bini RR, Carpes FP (2014) biomechanics of cycling, Ed springer.
- Bini, R., Hume, P., Croft, J. L., & Kilding, A. (2013). Pedal force effectiveness in cycling: A review of constraints and training effects. 2(1): 11-24.
- Boone, t., Kreider, R.B. (1986). Bicycle exercise before running: ect on performance. *Annals of Sports Medicine* 3,25-29.
- Burke, E.R, Pruitt, A. L. (2003). Body positioning for cycling. In E. R burke (Ed.), high- tech cycling (pp. 6992). Cham-paign, IL; Human Kinetics.
- Callaghan, M. (2005). Lower body problems and injury in cycling. *Journal Of Bodywork And Movement Therapies*, 9(3), 226-23.
- Candotti, C., Los, J., Bagatini, D., Soares, D., da Rocha, E., de Oliveira, Á., & Guimarães, A. (2009). Cocontraction and economy of triathletes and cyclists at different cadences during cycling motion. *Journal Of Electromyography And Kinesiology*, 19(5), 915-921.
- Capelli, C., Rosa, G., Butti, F., Ferretti, G., Veicsteinas, A., & di Prampero, P. (1993). Energy cost and efficiency of riding aerodynamic bicycles. *European Journal Of Applied Physiology And Occupational Physiology*, 67(2), 144-149.
- CARLO DE LUCA. (2006). *electromyography. Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*. Boston University Boston, Massachusetts: John Wiley Publishe.
- Carrizosa Moog, J. and Cornejo Ochoa, W. (2003.). Cerebelo: más allá de la coordinación motora Anatomía y conexiones del cerebelo.

- Cerebelo: más allá de la coordinación motora Anatomía y conexiones del cerebelo. (2003). Cerebelo: más allá de la coordinación motora.
- Anatomía y conexiones del cerebelo. r, Departamento de Pediatría Y Puericultura,: IATREIA / VOL 16/No.2 /.
- Dr, Daniel Arbaiza A. (2005). *Neurofisiología del dolor*. Instituto Nacional De enfermedades neoplásicas: Boletín del dolor revisiones bibliográficas.
- Entrenar triatlón (2012). Diferencia pros y contras entre la bicicleta de triatlón y la de carretera. From <http://www.entrenar-triatlon.com/diferencia-pros-y-contras-entre-la-bicicleta-de-triatlon-y-la-de-carretera/>.
- GNEHM, P., REICHENBACH, S., ALTPETER, E., WIDMER, H., & HOPPELER, H. (1997). Influence of different racing positions on metabolic cost in elite cyclists. *Medicine & Science In Sports & Exercise*, 29(6), 818-823.
- Hamill, J. & Knutzen, K. (2009). *Biomechanical basis of human movement*. Philadelphia: Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams and Wilkins.
- Hasson CJ, Caldwell GE, van Emmerik REA (2008) Changes in muscle and joint coordination in learning to direct forces. *Human movement Science* 27 (4):590-609.
- Haushalter, G., & Lang, G. (1984). Biomecanique du pied du cycliste appliquee au positionnement de la chaussure. In *Medecine du Sport*, 58(3), S. 134-137. Paris.
- Hug, F. & Dorel, S. (2009). Electromyographic analysis of pedaling: A review. *Journal Of Electromyography And Kinesiology*, 19(2), 182-198.
- Jeukendrup, A., Jentjens, R., & Moseley, L. (2005). Nutritional Considerations in Triathlon. *Sports Medicine*, 35(2), 163-181.
- Katherine Caballero, Luz María Duque, Sandra Caballos, Juan Carlos Ramírez. (2002). *conceptos básicos para el análisis electromiograficos*. instituto Sede Medellín: Revista CES odontología.
- Knechtle, B., Knechtle, P., RÜst, C., Senn, O., Rosemann, T., & Lepers, R. (2011). Predictor variables of performance in recreational male long-distance inline skaters. *Journal Of Sports Sciences*, 29(9), 959-966.
- Koh, T. J. (2008). Physiology and mechanisms of skeletal muscle damage. In P. M. Tiidus, *Skeletal muscle damage and repair* (pp. 3-13). Champaign: Human Kinetics.

- Kyle, C.R (1989). the aerodynamic of helmets and handlebars. *Cycling sci*, 1.
- Kyle, C.R(1986) mechanical factors affecting the speed of a cycle, *Science of Cycling*.
- LEPERS, R. (2008). Analysis of Hawaii Ironman Performances in Elite Triathletes from 1981 to 2007. *Medicine & Science In Sports & Exercise*.
- López Chicharro, J. & Fernández Vaquero, A. (2006). *Fisiología del ejercicio*. Madrid: Medica Panamericana. López chicharro.
- Macdermid, P. & Edwards, A. (2009). Influence of crank length on cycle ergometry performance of well-trained female cross-country mountain bike athletes. *European Journal Of Applied Physiology*, 108(1), 177-182.
- Minetti AE, Pinkerton J, zamparo P (2001) from bipedalism to bicyclism: Evolution in energetics and biomechanics of historic bicycles. *Proceeding of the royal Society B: Biological Sciences* 268(1474):1351 – 1360.
- Moss, A., Juergens, C., McKenzie, J., Ruby, B., & Heil, D. (2005). Predicting Projected Frontal Area For Cycling In Women Competing At The 2004 Hawaiian Ironman Triathlon. *Medicine & Science In Sports & Exercise*, 37(Supplement), S105.
- Neumann, D., Rowan, E., & González del Campo Román, P. (2007). *Cinesiología del sistema musculoesquelético*. Badalona, España: Paidotribo.
- Nordeen – Snyder, K.S (1997). The Effect of bicycle seat height variation upon oxygen consumption and lower limb kinematics. *Medicine and science in Sports and Excercise*, 9(2), 113-117
- Norte, U., & Torres, J. (2007). Diseño y Construcción de un Sistema de adquisición y Visualización de Señales Electromiográficas, (June), 1–6.
- Núria Massó *, Ferrán Rey, Dani Romero, Gabriel Gual, Lluís Costa y Ana Germán. (2010). *Aplicaciones de la electromiografía de superficie en el deporte*. Facultad de Ciencias de la Salud Blanquerna, Universitat Ramon Llull, Barcelona, España: Apunts Med sport.
- Palmieri-Smith, R., McLean, S., Ashton-Miller, J., & Worts, E. (2009). Association of Quadriceps and Hamstrings Cocontraction Patterns with Knee Joint Loading. *Journal Of Athletic Training*, 44(3), 256-263.

- Priego, J., Bini, R., Lanferdini, F., & Carpes, F. (2014). *Effects of workload level on muscle recruitment in cycling*.
- R. Melzack. (2000). *Del umbral a la neuromatriz*. Sociedad española del dolor: Rev. Soc. Esp. Dolor.
- Raymond CH. SO, J.K.I. (2005). Muscle recruitment pattern in cycling: a review. *Physical Therapy In Sport*, 6(2), 89-96.
- Rice, D. & McNair, P. (2010). Quadriceps Arthrogenic Muscle Inhibition: Neural Mechanisms and Treatment Perspectives. *Seminars In Arthritis And Rheumatism*, 40(3), 250-266.
- Sajú Joseph, Rohan Ganason, Ahmad Pharmy Jalil, Zulkarnain Shazrain Aizam, Barry Wilson.. (2006). *A FUNCTIONAL BIOMECHANICAL ANALYSIS OF AN ELITE CYCLIST*. Biomechanics Unit, National Sports Institute, Kuala Lumpur, Malaysia: MOP-04: 10:45 - 11:15.
- Sanderson, D. & Amoroso, A. (2009). The influence of seat height on the mechanical function of the triceps surae muscles during steady-rate cycling. *Journal Of Electromyography And Kinesiology*, 19(6).
- Torres-Oviedo, G., Macpherson,. M. and Ting, L, H.(2006). Muscle synergy organization is robust across a variety of postural perturbations. *J. Neurophysiol.* 96 1530-1546.
- Triathlon. (2015). History. From www.triathlon.org/olympics/history.
- *Tutorials on Surface Electromyography*. (2016). Delsys, Inc.. Retrieved 8 July 2016, from <http://www.delsys.com/educational-resources/knowledge-center/technical-notes/>.
- *Tutorials on Surface Electromyography*. (2016). Delsys, Inc.. Retrieved 8 July 2016, from <http://www.delsys.com/educational-resources/knowledge-center/tutorials/>.

Anexo



Figura anexo 1.



Figura anexo 2.